

## SUMÁRIO

### POSTERS

Sumário interativo. Click no item selecionado.

\_Toc390322500

A EFICIÊNCIA DOS CICLOS MASTIGATÓRIOS É INFLUENCIADA PELO BRUXISMO DO SONO?.....	9
THE EFFICIENCY OF MASTICATORY CYCLES IS INFLUENCED BY SLEEP BRUXISM? .....	11
DIREÇÃO DE MOVIMENTO RÁPIDO DE MEMBRO SUPERIOR NÃO INFLUI NA MAGNITUDE DE ATIVAÇÃO DOS TRANSVERSOS ABDOMINAIS/OBLÍQUOS INTERNOS.....	13
DIRECTION OF FAST MOVING UPPER LIMB DOES NOT INFLUENCE THE MAGNITUDE OF ACTIVATION OF TRANSVERSE ABDOMINAL/INTERNAL OBLIQUE .....	15
FADIGA MUSCULAR, TREINAMENTO RESISTIDO E DOMINÂNCIA: UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO EM TESTES DE 10 RM PARA MEMBROS SUPERIORES .....	17
MUSCLE FATIGUE, RESISTANCE TRAINING AND DOMINANCE: AN ELECTROMYOGRAPHIC STUDY IN 10 RM TESTS FOR UPPER LIMBS.....	20
CORRELAÇÃO ENTRE MOVIMENTOS DOS MEMBROS SUPERIORES E ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ABDOMINAIS PROFUNDOS APÓS MANIPULAÇÃO SACROILÍACA .....	23
CORRELATION BETWEEN THE UPPER LIMB MOVEMENTS AND ACTIVATION OF THE ABDOMINAL MUSCLES DEEP AFTER HANDLING SACROILIAC .....	25
EFEITO DA MOBILIZAÇÃO MIOFASCIAL PLANTAR NO EQUILÍBRIO E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA.....	27
MOBILIZATION MYOFASCIAL IN THE FOOT EFFECTS IN BALANCE AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY .....	29
EFEITOS DO TAPING ESCAPULAR SOBRE A DOR, FORÇA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS JOVENS COM OMBRO DOLOROSO E DISCINESIA ESCAPULAR.....	31
EFFECTS OF SCAPULAR TAPING ON PAIN, STRENGTH AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY IN YOUNG ADULTS WITH PAINFUL SHOULDER AND SCAPULAR DYSKINESIA.....	33
ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO CORE EM EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO COM DIFERENTES SUPERFÍCIES INSTÁVEIS .....	35
ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF THE CORE MUSCLES IN TRUNK STABILIZATION EXERCISES WITH DIFFERENT UNSTABLE SURFACES.....	38
PADRÃO DE ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS EM CRIANÇAS OBESAS E EUTRÓFICAS .....	41
MASTICATORY MUSCLE ELECTRICAL ACTIVITY PATTERN IN OBESE AND EUTROPHIC CHILDREN.....	44
ATIVIDADE ELÉTRICA DO TRANSVERSO ABDOMINAL/OBLÍQUO INTERNO DURANTE AGACHAMENTO UNIPODAL PRÉ E PÓS MÉTODO PILATES: ESTUDO PILOTO.....	46
ELECTRICAL ACTIVITY OF THE TRANSVERSE ABDOMINAL/INTERNAL OBLIQUE DURING UNIPODAL SQUAT BEFORE AND AFTER PILATES METHOD: PILOT STUDY .....	48
AVALIAÇÃO DA ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE DIFERENTES VELOCIDADES DE MARCHA EM MULHERES JOVENS COM E SEM DOR LOMBAR .....	50
EVALUATION OF MUSCLE ACTIVATION DURING DIFFERENT VELOCITY WALKING IN YOUNG WOMEN WITH AND WITHOUT LOW BACK PAIN.....	53
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DA CINTURA ESCAPULAR E DOS MEMBROS SUPERIORES NO MÉTODO PRÉ-ATIVAÇÃO EM SUPERFÍCIES ESTÁVEL E INSTÁVEL .....	56
ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE SCAPULAR WAIST AND OF THE UPPER LIMB'S MUSCLES IN THE Preactivation METHOD ON STABLE AND UNSTABLE SURFACES .....	58
ATIVAÇÃO DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR EM INSTABILIDADE DE BASE DE SUPORTE.....	60
ACTIVATION OF THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE IN INSTABILITY OF THE SUPPORT BASE .....	62
EFEITO DA APLICAÇÃO DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO SÓLEO DURANTE UM PROTOCOLO DE FADIGA .....	64
THE EFFECT OF THE APPLICATION OF LOW LASER LEVEL THERAPY ON ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF SOLEUS DURING A FATIGUE PROTOCOL.....	67

COMPORTAMENTO DO LACTATO E DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM ATLETAS DE TAEKWONDO .....	70
LACTATE AND ELECTROMYOGRAPHIC IN TAEKWONDO ATHLETES.....	72
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS ACESSÓRIOS EM ADULTOS RESPIRADORES ORAIS E NASAIS .....	74
ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF ACCESSORY INSPIRATORY MUSCLES IN MOUTH AND NASAL-BREATHING ADULTS.....	76
EFEITOS DO TRATAMENTO FISIOTERAPÊUTICO NA FORÇA E ATIVIDADE MIOELÉTRICA DE INDIVÍDUOS COM LOMBALGIA CRÔNICA.....	78
EFFECTS OF A PHYSIOTHERAPY TREATMENT OVER STRENGTH AND MYOELECTRIC ACTIVITY OF PATIENTS WITH CHRONIC LOW BACK PAIN.....	81
EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA SOBRE A FREQUÊNCIA MEDIANA DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL (BI-LATERAL) NO TESTE INCREMENTAL MÁXIMO EM INDIVÍDUO PARATLETA COM LESÃO MEDULAR .....	83
TDCS EFFECTS OF TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT STIMULATION ON MEDIAN FREQUENCY OF BRACHIAL BICEPS(BILATERAL) ON MAXIMUM INCREMENTAL TEST IN INDIVIDUAL WITH SPINAL CORD INJURY .....	86
ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA NOS EXERCÍCIOS ABDOMINAIS COM A UTILIZAÇÃO DO BOSU ..	89
ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF ABDOMINAL EXERCISES USING A BOSU TRAINER.....	92
METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE ELETRODOS CUSTOMIZÁVEIS DE ELETROMIOGRAFIA ATRAVÉS DE IMPRESSORA 3D.....	95
METHODOLOGY FOR THE DESIGN OF CUSTOMIZABLE OF ELECTROMYOGRAPHY ELECTRODES THROUGH A PRINTER 3D.....	98
RESULTS AND DISCUSSION.....	99
ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE PEDALADA UNILATERAL ASSISTIDA E NÃO ASSISTIDA .....	101
MUSCLE ACTIVATION DURING ASSISTED AND UNASSISTED SINGLE LEG CYCLING .....	104
EFEITO DA MANIPULAÇÃO ARTICULAR NA REGIÃO LOMBOSSACRAL SOBRE O SINAL ELÉTRICO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DO TORNOZELO.....	107
EFFECT OF HIGH VELOCITY LOW AMPLITUDE TECHNIC AT SACROILIAC AND TRANSITION LUMBOSACRAL JOINT ON ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL.....	110
EFEITOS DA VIBRAÇÃO E DA FISIOTERAPIA CONVENCIONAL NA FORÇA MUSCULAR DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON.....	112
EFFECTS OF WHOLE BODY VIBRATION AND CONVENTIONAL THERAPY IN MUSCLE STRENGTH OF INDIVIDUALS WITH PARKINSON'S DISEASE.....	114
EFEITO IMEDIATO DA TENS SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.....	116
SHORT EFFECT OF TENS ON EMG ACTIVITY IN INDIVIDUALS WITH TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS .....	119
A INFLUÊNCIA DA DIABETES MELLITUS NA EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	121
THE INFLUENCE OF DIABETES MELLITUS IN MASTICATORY EFFICIENCY - ANALYSIS ELECTROMYOGRAPHIC .....	124
A MASSAGEM NA MODULAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR AGUDA .....	127
MASSAGE ON THE MODULATION OF ACUTE MUSCLE FATIGUE .....	130
COMPARAÇÃO DA ATIVIDADE ELÉTRICA DO MÚSCULO MASSETER DURANTE O REPOUSO EM JOVENS UNIVERSITÁRIOS COM E SEM HÁBITOS PARAFUNCIONAIS.....	132
COMPARISON OF ELECTRICAL ACTIVITY OF THE MASSETER MUSCLE DURING REST IN YOUNG COLLEGE STUDENTS WITH AND WITHOUT PARAFUNCTIONAL HABITS.....	134
AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO EM NULIGESTAS: ESTUDO DESCRITIVO.....	136
ELECTROMYOGRAPHIC ASSESSMENT OF THE PELVIC FLOOR MUSCLES IN NULLIGRAVIDAS: A DESCRIPTIVE STUDY .....	139
COATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS RETO FEMORAL E SEMITENDÍNEO DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS NAS POSIÇÕES SENTADA E SUPINA .....	142
COACTIVATION OF RECTUS FEMORIS AND SEMITENDINOSUS MUSCLES OF CHRONIC HEMIPARETIC SUBJECTS IN SITTING AND SUPINE POSITIONS .....	145
RECRUTAMENTO DO MÚSCULO PARAESTERNAL EM INDIVÍDUOS NORMAIS DURANTE A INSPIRAÇÃO FORÇADA .....	148
PARASTERNAL MUSCLE RECRUITMENT IN NORMAL INDIVIDUALS DURING FORCED INSPIRATION.....	151
ALTERAÇÕES DO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO EM INDIVÍDUOS HIPERTENSOS – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	154

CHANGES ON THE STOMATOGNATHIC SYSTEM IN HYPERTENSIVE SUBJECTS – ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS.....	156
ALONGAMENTO DO RPG NÃO INTERFERE NO RECRUTAMENTO MUSCULAR EM CONTRAÇÕES EXCÊNTRICAS: ENSAIO CLÍNICO NÃO CONTROLADO .....	158
ELONGATION THE RPG NOT INTERFERE IN RECRUITMENT MUSCLE IN CONTRACTIONS ECCENTRIC: ASSAY CLINICAL NOT CONTROLLED.....	160
ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DA MARCHA SECUNDÁRIA À LESÃO DO LOBO FRONTAL – ESTUDO DE CASO.....	163
ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF GAIT SECONDARY TO LESION OF THE FRONTAL LOBE – CASE STUDY .....	165
ATIVIDADE MUSCULAR DO RETO FEMORAL E DO SEMITENDÍNEO EM MULHERES COM ANTEVERSÃO PÉLVICA ASSINTOMÁTICA DURANTE A MARCHA.....	167
RECTUS FEMORIS AND SEMITENDINOSUS MUSCULAR ACTIVITY IN WOMEN WITH ASYMPTOMATIC ANTEVERSION PELVIC DURING GAIT .....	169
ALTERAÇÕES DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO EM INDIVÍDUOS DIABÉTICOS E HIPERTENSOS – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	171
CHANGES OF MASTIGATORY MUSCLES IN DIABETIC AND HYPERTENSIVE SUBJECTS – ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS .....	173
AVALIAÇÃO DO GRAU DE ATIVIDADE MUSCULAR UTILIZANDO O EMG E A FORÇA, EM DIFERENTES FASES NO TREINAMENTO COM O MÉTODO PILATES .....	175
MUSCULAR ACTIVITY RATE AND FORCE EVALUATION USING EMG AND FORCE IN DIFFERENT PHASES OF PILATES METHOD TRAINING.....	178
EFEITO IMEDIATO DA ENM SELETIVA DO MÚSCULO VASTO MEDIAL OBLÍQUO EM MULHERES COM SDFP DURANTE O AGACHAMENTO.....	181
IMMEDIATE EFFECT OF SELECTIVE NMES OF VASTUS MEDIALIS OBLIQUE MUSCLE IN WOMEN WITH PFPS DURING SQUATS.....	183
ALTERAÇÕES ELETROMIOGRÁFICAS DO MEMBRO SUPERIOR IMEDIATAMENTE APÓS MANIPULAÇÃO CERVICAL EM UMA PACIENTE COM TREMOR ESSENCIAL: UM ESTUDO DE CASO.....	185
IMMEDIATE ELECTROMYOGRAPHIC CHANGES OF THE UPPER LIMB MUSCLES FOLLOWING CERVICAL MANIPULATION IN A PATIENT WITH ESSENTIAL TREMOR: A CASE REPORT .....	188
ATIVAÇÃO DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR EM INSTABILIDADE DE BASE DE SUPORTE.....	191
ACTIVATION OF THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE IN INSTABILITY OF THE SUPPORT BASE .....	193
EFEITO IMEDIATO DA TENS SOBRE A FADIGA MUSCULAR MASTIGATÓRIA DE INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.....	195
SHORT EFFECT MUSCLE FATIGUE IN INDIVIDUALS WITH TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS .....	197
CINEMÁTICA E ELETROMIOGRAFIA DO JOELHO DURANTE MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: COMPARAÇÃO ENTRE TRÊS GRUPOS ETÁRIOS .....	199
KNEE KINEMATICS AND ELECTROMYOGRAPHY DURING GAIT IN HEALTHY INDIVIDUALS: COMPARISONS BETWEEN THREE AGE GROUPS .....	202
EVIDÊNCIAS ELETROMIOGRÁFICAS DURANTE IRRADIAÇÃO (MÉTODO DE FNP) EM INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS PÓS-AVE EM FASE CRÔNICA.....	205
ELECTROMYOGRAPH EVIDENCES DURING IRRADIATION (A METHOD OF PNF) IN CHRONIC HEMIPLEGIC INDIVIDUALS AFTER STROKE .....	208
ASSIMETRIAS FUNCIONAIS DA ATM EM JOVENS UNIVERSITÁRIOS .....	210
FUNCTIONAL ASYMMETRIES IN THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT IN YOUNG COLLEGE STUDENTS.....	212
ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO TRANSVERSO ABDOMINAL/OBLÍQUO INTERNO DURANTE AGACHAMENTO UNIPODAL ANTES E APÓS APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO BASEADO NO METODO PILATES: ESTUDO PILOTO .....	214
ANALYSIS OF ABDOMINAL/OBLIQUE INTERNAL ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY DURING UNIPODAL SQUAT BEFORE AFTER APPLYING A PILATES PROTOCOL BASED: PILOT STUDY .....	216
IMPORTÂNCIA DA AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO .....	218
IMPORTANCE OF ELECTROMYOGRAPHIC EVALUATION OF THE GASTROCNEMIUS MUSCLE .....	220
ANÁLISE COMPARATIVA DO DESLOCAMENTO DO CENTRO DE GRAVIDADE ENTRE SURFISTAS E SEDENTÁRIOS: ESTUDO PILOTO .....	222
COMPARATIVE ANALYSIS OF DISPLACEMENT THE CENTRE OF GRAVITY BETWEEN SURFERS AND SEDENTARY: PILOT STUDY .....	225
ESTUDO DA ENXAQUECA COM AURA TRATADA COM AJUSTE OCLUSAL FUNCIONAL - RELATO DE CASOS .....	228
STUDY OF MIGRAINE WITH AURA TREATED WITH FUNCTIONAL ADJUSTMENT OCCLUSAL - CASES REPORT .....	231

AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO MUSCULAR EM CASOS DE ENXAQUECA COM AURA.....	234
EVALUATION OF MUSCLE BALANCE IN CASES OF MIGRAINE WITH AURA .....	237
ANÁLISE E APRIMORAMENTO DA CAPACIDADE PULMONAR DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO.....	240
ANALYSIS AND IMPROVEMENT OF THE CAPACITY OF PATIENTS WITH PULMONARY VASCULAR BRAIN INJURY.....	243
JOGOS DE REALIDADE VIRTUAL PARA MELHORA DA DISTRIBUIÇÃO DO PESO EM MEMBROS INFERIORES DE MULHERES GRÁVIDAS: RESULTADOS PRELIMINARES .....	246
GAMES OF VIRTUAL REALITY TO IMPROVE THE WEIGHT DISTRIBUTION IN LOWER OF PREGNANT WOMEN: PRELIMINARY RESULTS .....	248
SINTOMAS MUSCULOESQUELÉTICOS E AVALIAÇÃO ERGONÔMICA DE TRABALHADORES DE ESCRITÓRIO.....	250
MUSCULOSKELETAL SYMPTOMS AND ERGONOMIC EVALUATION AMONG COMPUTER-INTENSIVE OFFICE WORKERS .....	253
RELAÇÃO ENTRE VALGISMO DINÂMICO, DOR NO JOELHO E ESCOLIOSE EM ESCOLARES.....	256
RELATIONSHIP BETWEEN DYNAMIC VALGUS, KNEE PAIN, AND SCOLIOSIS IN STUDENTS .....	259
EFEITO DO MÉTODO PILATES NA FLEXIBILIDADE E NÍVEL DE DOR EM IDOSOS.....	262
EFFECT OF THE PILATES METHOD IN FLEXIBILITY AND LEVEL OF PAIN IN THE ELDERLY .....	265
CORRELAÇÃO ENTRE O ÍNDICE DE MASSA CORPORAL E O EQUILÍBRIO POSTURAL EM ADULTOS.....	268
CORRELATION BETWEEN THE BODY MASS INDEX AND THE POSTURAL BALANCE IN ADULTS .....	270
DIMENSÕES DO PALATO E PICO DE FLUXO INSPIRATÓRIO NASAL EM ADULTOS RESPIRADORES ORAIS E NASAIS.....	272
PALATE DIMENSIONS AND PEAK NASAL INSPIRATORY FLOW IN MOUTH AND NASAL-BREATHING ADULTS.....	274
TREINO DE FORÇA E O VOLUME DE REPETIÇÕES PARA O EMAGRECIMENTO: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.....	276
STRENGTH TRAINING AND VOLUME OF REPS FOR WEIGHT LOSS: A SYSTEMATIC REVIEW .....	278
FORÇA MUSCULAR CERVICO-ESCAPULAR E DIAGNÓSTICO DE DTM EM MULHERES COM CERVICALGIA MECÂNICA.....	280
CERVICO-SCAPULAR STRENGTH AND TMD DIAGNOSIS IN WOMEN WITH MECHANICAL NECK PAIN.....	283
LIMITES DE ESTABILIDADE EM PACIENTES COM MIGRÂNEA – ESTUDO PILOTO.....	285
LIMITS OF STABILITY OF MIGRAINE PATIENTS – A PILOT STUDY .....	288
CORRELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS CLINICOMÉTRICAS EM MULHERES JOVENS COM SÍNDROME DE DOR PATELOFEMORAL.....	290
CORRELATION BETWEEN CLINICOMÉTRICAS FEATURES IN YOUNG WOMEN WITH PAIN SYNDROME PATELLOFEMORAL.....	293
A DOR E A FORÇA MUSCULAR NA OA DE QUADRIL: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA .....	295
PAIN AND MUSCLE STRENGTH IN HIP OA: A SYSTEMATIC REVIEW .....	297
INCIDÊNCIA DO FORTALECIMENTO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES EM PACIENTES HEMIPLÉGICOS.....	299
INCIDENCE OF STRENGTHENING MUSCLE OF LOWER LIMBS IN HEMIPLEGIC PATIENTS.....	302
ANÁLISE DO EFEITO MODULADOR DA INTERVENÇÃO NEUROFUNCIONAL EM GRUPO SOBRE O RISCO DE QUEDAS E SUA RELAÇÃO COM O EQUILÍBRIO EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS .....	304
ANALYSIS OF THE MODULATOR EFFECT OF GROUP NEUROFUNCTIONAL INTERVENTION ON FALLS RISK AND ITS RELATION WITH THE BALANCE IN CHRONIC HEMIPARETIC .....	306
AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS SUPERIORES DE HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS.....	308
BENCHMARKING THE FUNCTIONALITY OF UPPER LIMB IN CHRONIC HEMIPARETIC.....	310
AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO DOS PACIENTES COM SEQUELAS NEUROLÓGICAS ATENDIDOS NA CLÍNICA ESCOLA DE FISIOTERAPIA DA UFPB E NO AMBULATÓRIO DE FISIOTERAPIA DO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO LAURO WANDERLEY .....	312
ASSESSMENT OF BALANCE OF PATIENTS WITH NEUROLOGICAL DISORDERS TREATED IN UFPB CLINIC SCHOOL OF PHYSIOTHERAPY AND OUTPATIENT PHYSIOTHERAPY SERVICE OF HOSPITAL SCHOOL LAURO WANDERLEY.....	315
A INFLUÊNCIA DA CERVICALGIA MECÂNICA NA CLASSIFICAÇÃO DIAGNÓSTICA E NA SEVERIDADE DA DESORDEM TEMPOROMANDIBULAR.....	318
THE INFLUENCE OF MECHANICAL NECK PAIN ON CLASSIFICATION AND SEVERITY OF THE TEMPOROMANDIBULAR DISORDER .....	320
VARIAÇÕES DA TEMPERATURA DA PELE AO LONGO DE UM DIA EMPREGANDO A TÉCNICA DE TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA EM HOMENS MILITARES .....	322

SKIN TEMPERATURE CHANGES THROUGHOUT THE DAY IN MILITARY MEN USING THE TECHNIQUE OF INFRARED THERMOGRAPHY .....	324
INFLUÊNCIA DA MASSOTERAPIA ASSOCIADA À MOBILIZAÇÃO MANDIBULAR INESPECÍFICA IMEDIATA SOBRE O SINAL ELETROMIOGRÁFICO NA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR – ESTUDO PILOTO.....	326
INFLUENCE OF MASSAGE THERAPY ASSOCIATED WITH NONSPECIFIC MANDIBULAR INSTANT MOBILIZATION OF THE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS IN TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS – A PILOT STUDY.....	328
CORRELAÇÃO ENTRE FUNÇÃO DO MEMBRO INFERIOR E TESTES CLINICOMÉTRICOS EM MULHERES COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL.....	330
CORRELATION BETWEEN FUNCTION OF LOWER LIMB AND TESTS CLINICOMÉTRICOS IN WOMEN WITH SYNDROME THE PAIN PATELOFEMORAL .....	332
A INFLUÊNCIA DA DIABETES MELLITUS NA EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	334
THE INFLUENCE OF DIABETES MELLITUS IN MASTICATORY EFFICIENCY - ANALYSIS ELECTROMYOGRAPHIC .....	337
ASSOCIAÇÃO ENTRE CONDIÇÕES DO POSTO DE TRABALHO E CARGA MUSCULAR EM TRABALHADORES DE ESCRITÓRIO .....	340
ASSOCIATION BETWEEN JOB ENVIRONMENT AND MUSCLE LOAD AMONG OFFICE WORKERS .....	343
A INFLUÊNCIA DA DOR LOMBOPELVICA SOBRE O SONO DE MULHERES GRÁVIDAS: UMA AVALIAÇÃO POR MEIO DA ACTIMETRIA .....	345
THE INFLUENCE OF LUMBOPELVIC PAIN SLEEP ON PREGNANT WOMEN: AN ASSESSMENT THROUGH ACTIGRAPHY .....	348
CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO APÓS A CIRURGIA DE CÂNCER DE MAMA E A DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR .....	351
CORRELATION BETWEEN TIME AFTER SURGERY FOR BREAST CANCER AND PLANTAR PRESSURE DISTRIBUTION .....	353
ANÁLISE DA FORÇA DE MORDIDA E ESPESSURA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS EM PORTADORES DA SÍNDROME DA FIBROMIALGIA.....	355
ANALYSIS OF STRENGTH AND THICKNESS OF BITE MASTICATORY MUSCLES IN PATIENTS WITH FIBROMYALGIA SYNDROME .....	358
EFEITOS DE UM PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS NA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DO GLÚTEO MÉDIO EM PACIENTES COM INSTABILIDADE FEMORAL: PROJETO PILOTO.....	361
EFFECTS OF A PROTOCOL PROPRIOCEPTIVES EXERCISES IN MAXIMUM ISOMETRIC STRENGTH OF GLUTEUS MEDIUS IN PATIENTS WITH FEMORAL INSTABILITY: PILOT PROJECT .....	363
APTIDÃO FÍSICA, POSTURA E DEPRESSÃO EM TÉCNICOS ADMINISTRATIVOS DA UFMT .....	365
FITNESS, POSTURE AND DEPRESSION IN TECHNICAL ADMINISTRATIVE UFMT .....	367
PROPOSTA DE INTERVENÇÃO ERGONÔMICA EM TRABALHADORES DE UM.....	369
MOTION FOR ERGONOMIC INTERVENTION WORKERS OF A FINANCIAL SECTOR .....	372
AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO ERGONÔMICA DE POSTO DE TRABALHADOR COM DEFICIÊNCIA FÍSICA: ESTUDO DE CASO.....	374
EVALUATION AND INTERVENTION OF ERGONOMIC DESK WORKER WITH PHYSICAL DISABILITIES: A CASE STUDY.....	377
ANÁLISE DA FADIGA E DA INCIDÊNCIA DE DOR EM MOTORISTAS DE ÔNIBUS DA CIDADE DE JOÃO PESSOA .....	379
ANALYSIS OF FATIGUE AND PAIN INCIDENCE OF JOÃO PESSOA'S BUS DRIVERS.....	381
REALIDADE VIRTUAL NA REABILITAÇÃO FÍSICA E FUNCIONAL DE PACIENTES MASTECTOMIZADAS: REVISÃO DE LITERATURA.....	383
VIRTUAL REALITY IN THE FISCAL AND FUNCTIONAL REABILITATION OF MASTECTOMIZED PATIENTS: LITERATURE REVIEW .....	386
AVALIAÇÃO DA FLEXIBILIDADE GLOBAL EM GESTANTES ATRAVÉS DA BIOFOTOGAMETRIA COMPUTADORIZADA .....	388
AVALIATION OF GLOBAL FLEXIBILITY IN PREGNANT WOMEN THROUGH THE COMPUTERIZED BIOPHOTOGRAMETRY .....	391
INFLUÊNCIA DA DOR CRANIOMANDIBULAR EM MULHERES COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBLAR.....	394
THE INFLUENCE OF CRANIOMANDIBULAR PAIN IN WOMEN WITH TEMPORMANDILAR DISORDER .....	396
REPLICABILIDADE DO ELETROMIOGRAMA COM O USO DE DIFERENTES MÉTODOS DE APLICAÇÃO E REAPLICAÇÃO DE ELETRODOS.....	398
ELECTROMYOGRAM REPLICABILITY WITH THE USE OF DIFFERENT ELECTRODE APPLICATION AND REAPPLICATION METHODS.....	401

ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA NOS MÚSCULOS DO PEITORAL EM DUAS VARIAÇÕES DA PEGADA NA BARRA NO EXERCÍCIO DE “PULLOVER” LIVRE .....	403
ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY IN THE CHEST MUSCLES IN TWO DIFFERENT HANDS GRIPS ON THE BARBELL DURING THE EXECUTION OF THE PULLOVER EXERCISE .....	406
EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA COM RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO SOBRE A FORÇA ISOMÉTRICA E FADIGA DOS MÚSCULOS EXTENSORES DO JOELHO .....	408
EFFECT OF STRENGTH TRAINING WITH BLOOD FLOW RESTRICTION ON STRENGTH AND FATIGUE OF THE KNEE EXTENSOR MUSCLES.....	410
ATIVIDADE MUSCULAR DO ERETOR DA ESPINHA E DO TRANSVERSO ABDOMINAL/OBLÍQUO INTERNO EM MULHERES COM ANTEVERSÃO PÉLVICA ASSINTOMÁTICA DURANTE A MARCHA.....	412
MUSCULAR ACTIVITY OF THE ERECTOR SPINAE AND TRANSVERSE ABDOMINAL/INTERNAL OBLIQUE IN WOMEN WITH ASYMPTOMATIC PELVIC ANTERIOR TILT DURING GAIT.....	414
AÇÃO DO MÚSCULO TENSOR DA FASCIA LATA ANALISADA PELA ELETROMIOGRAFIA .....	416
TENSOR FASCIAE LATAE MUSCLE ACTION ANALYSED BY ELECTROMYOGRAPHY.....	418
AÇÃO DO MÚSCULO SARTÓRIO ANALISADA PELA ELETROMIOGRAFIA.....	420
SARTORIUS MUSCLE ACTION ANALYSED BY ELECTROMYOGRAPHY.....	422
EFEITO IMEDIATO DA MANIPULAÇÃO TORÁCICA ALTA SOBRE A FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS MASSETER E TEMPORAL EM MULHERES COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.....	424
IMMEDIATE EFFECT OF UPPER THORACIC MANIPULATION ON MEDIAN FREQUENCY OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL OF MASSETER AND TEMPORAL MUSCLES IN WOMEN WITH TEMPOROMANDIBULAR DISORDER.....	426
EFEITOS DE UM PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS NA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DO GLÚTEO MÉDIO EM PACIENTES COM INSTABILIDADE FEMORAL: PROJETO PILOTO.....	428
EFFECTS OF A PROTOCOL PROPRIOCEPTIVES EXERCISES IN MAXIMUM ISOMETRIC STRENGTH OF GLUTEUS MEDIUS IN PATIENTS WITH FEMORAL INSTABILITY: PILOT PROJECT .....	430
CORRELAÇÃO ENTRE FADIGA ELETROMIOGRÁFICA DE QUADRÍCEPS E DISFUNÇÕES CARDIOCIRCULATÓRIAS EM PNEUMOPATAS .....	432
CORRELATION BETWEEN ELECTROMYOGRAPHIC QUADRICEPS FATIGUE AND CARDIOCIRCULATORY DYSFUNCTION IN PULMONARY DISEASE PATIENTS .....	434
CONTRIBUIÇÃO DA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DA MARCHA NO TRATAMENTO FISIOTERAPEUTICO DE PACIENTES COM ESTENOSE LOMBAR: UMA REVISÃO ANALÍTICA .....	436
CONTRIBUTION OF THREE-DIMENSIONAL KINEMATICS OF GAIT IN PHYSIOTHERAPEUTIC TREATMENT OF PATIENTS WITH LUMBAR STENOSIS: ANALYTICAL REVIEW .....	438
ANÁLISE DA MARCHA HUMANA NORMAL PELO SINAL ELETROMIOGRÁFICO BRUTO (NO DOMÍNIO RAW).....	440
ANALYSIS OF NORMAL HUMAN GAIT BY ELECTROMYOGRAPHY (RAW DOMAIN) .....	442
ANÁLISE DA PRONO/SUPINAÇÃO PODAL DE ESCOLARES: CONFIABILIDADE INTEREXAMINADOR E VALORES NORMATIVOS PARA CRIANÇAS DO NORDESTE BRASILEIRO .....	444
ANALYSIS PRONO / SUPINATION PODAL OF SCHOOL: INTER EXAMINER RELIABILITY STANDARDS AND VALUES FOR CHILDREN OF NORTHEAST BRAZIL.....	446
AUMENTO DA ESPESSURA DO TECIDO MUSCULAR CAUSA ATENUAÇÃO NA TRANSMISSIVIDADE DA ONDA ULTRASSÔNICA GERADA POR TRANSDUTOR TERAPÊUTICO .....	448
INCREASE THE THICKNESS OF MUSCLE TISSUE CAUSED ATTENUATION ULTRASONIC TRANSMISSIVITY WAVE GENERATED BY THERAPEUTIC TRANSDUCER .....	451
AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS SUBMETIDOS A UM PROGRAMA DE CINESIOTERAPIA .....	454
AVALIATION OF POSTURAL CONTROL OF ELDERLY UNDERGOING A KINESIOTHERAPY PROGRAM.....	457
COMPARAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO EXERCÍCIO SUPINO RETO EM PLATAFORMAS ESTÁVEL E INSTÁVEL.....	459
ELECTROMYOGRAPHIC COMPARISON OF BENCH PRESS IN STABLE AND UNSTABLE PLATFORMS .....	462
ANÁLISE DO PERFIL POSTURAL DOS PRATICANTES DE JUDÔ CONSIDERANDO A PREFERÊNCIA LATERAL.....	465
ANALYSIS OF POSTURAL PROFILE OF THE JUDO PLAYERS CONSIDERING LATERAL PREFERENCE .....	467
ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DA MUSCULATURA DO BRAÇO E ESTABILIZADORES DO TRONCO DO OPERADOR DE MÁQUINAS DE PROCESSAR MADEIRA.....	469

EVALUATION AND COMPARISON OF ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE MUSCLES OF THE ARM AND STABILISERS THE TRUNK OF THE MACHINE OPERATOR TO PROCESS WOOD .....	472
COMPORTAMENTO DO MÚSCULO DIAFRAGMA DURANTE MANOBRAS DE PRESSÃO INSPIRATÓRIA E EXPIRATÓRIA MÁXIMA NA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA .....	475
BEHAVIOR OF DIAPHRAGM MUSCLE MANEUVERS DURING THE MAXIMUM INSPIRATORY PRESSURE AND MAXIMUM EXPIRATORY PRESSURE IN HEART FAILURE .....	478
DIFERENÇAS DA TEMPERATURA DA PELE ENTRE AS REGIÕES ANTERIOR E POSTERIOR DE COTOVELO E JOELHO .....	480
SKIN TEMPERATURE DIFFERENCES BETWEEN THE ANTERIOR AND POSTERIOR ELBOW AND KNEE REGIONS.....	483
DIFERENÇAS TÉRMICAS EM MAMAS PRÉ-MASTECTOMIA .....	485
THERMAL DIFFERENCES IN BREASTS PRE-MASTECTOMY.....	487
VARIAÇÕES DA TEMPERATURA DA PELE AO LONGO DE UM DIA EMPREGANDO A TÉCNICA DE TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA EM MULHERES MILITARES .....	489
SKIN TEMPERATURE CHANGES THROUGHOUT THE DAY IN MILITARY WOMEN USING THE TECHNIQUE OF INFRARED THERMOGRAPHY .....	491
COMPARAÇÃO DA TEMPERATURA CUTÂNEA EM REPOUSO DE IDOSAS COM ADULTAS JOVENS ATRAVÉS DO USO DA TERMOGRAFIA .....	493
COMPARISON OF SKIN TEMPERATURE AT REST BETWEEN ELDERLY WOMEN AND YOUNG ADULTS USING THERMOGRAPHY .....	495
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO PRÉ E PÓS TRATAMENTO DA DEFORMIDADE DENTOFACIAL.....	497
ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF STERNOCLEIDOMASTOID PRE AND POST TREATMENT OF DENTOFACIAL DEFORMITIES .....	500
EFEITO DO TRATAMENTO DA DEFORMIDADE DENTOFACIAL NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS E ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO DURANTE A MASTIGAÇÃO .....	503
EFFECT OF TREATMENT OF DENTOFACIAL DEFORMITY IN ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF MASTICATORY AND STERNOCLEIDOMASTOID MUSCLE DURING CHEWING.....	505
ALTERAÇÕES DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO EM INDIVÍDUOS DIABÉTICOS E HIPERTENSOS – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	507
CHANGES OF MASTIGATORY MUSCLES IN DIABETIC AND HYPERTENSIVE SUBJECTS – ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS .....	509
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO TORNOZELO DE ATLETAS DE VOLEIBOL, DURANTE O BLOQUEIO, ESTABILIZADAS COM SUPORTE EXTERNO .....	511
ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY ANKLE ATHLETES OF VOLLEYBALL DURING THE LOCK, STABILIZED WITH EXTERNAL SUPPORT.....	514
EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO CEREBRAL NÃO-INVASIVA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO BRAÇO EM INDIVÍDUO COM PARALISIA CEREBRAL: ESTUDO PILOTO.....	517
BRAIN STIMULATION EFFECTS ON NON-INVASIVE THE ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF ARM MUSCLES IN GUY WITH CEREBRAL PALSY: PILOT STUDY .....	520
CÓRTEX MOTOR PRIMÁRIO É MODULADO PELA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA EM PARATLETA DE NATAÇÃO COM SÍNDROME DE POLAND? .....	522
PRIMARY MOTOR CORTEX IS MODULATED BY TRANSCRANIAL DIRCT CURRENT STIMULATION EN SWIMMING DISABLED ATHLETE WITH POLAND’S SYNDROME.....	525
AVALIAÇÃO DO ÍNDICE DE ATIVIDADE NA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR MIOGÊNICA..	527
EVALUATION OF ACTIVITY INDEX IN MYOGENIC TEMPOROMANDIBULAR DYSFUNCTION.....	529
INFLUÊNCIA DA CRIOTERAPIA NO EQUILÍBRIO E SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR DO JOELHO DE SUJEITOS SAUDÁVEIS - ENSAIO CLÍNICO, RANDOMIZADO, CEGO.....	531
INFLUENCE OF CRYOTHERAPY ON BALANCE AND KNEE JOINT POSITION SENSE OF HEALTHY SUBJECTS: RANDOMIZED AND BLINDED CLINICAL TRIAL.....	534
AVALIAÇÃO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA, FORÇA MUSCULAR, VOLUMES E CAPACIDADES PULMONARES EM VOLUNTARIOS COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR .....	536
ASSESSMENT OF RESPIRATORY MECHANICS, MUSCLE STRENGTH, VOLUMES AND CAPABILITIES IN VOLUNTEERS WITH PULMONARY DYSFUNCTION TEMPOROMANDIBULAR ...	538
CORRELAÇÃO DO TESTE TIMED UP AND GO COM A FORÇA MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON.....	540
CORRELATION OF THE TIMED UP AND GO TEST WITH THE MUSCULAR STRENGTH IN THE LOWER LIMBS IN INDIVIDUALS WITH PARKINSON'S DISEASE .....	542
ATIVIDADE DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR NO MEMBRO DOMINANTE E NÃO DOMINANTE DE ARREMOSO EM ATLETAS DE HANDEBOL .....	544

<b>ACTIVITY OF THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE ON THE DOMINANT AND NON-DOMINANT THROWING LIMBS IN HANDBALL ATHLETES.....</b>	<b>546</b>
<b>EFEITO IMEDIATO DA MANIPULAÇÃO TORÁCICA ALTA SOBRE A FREQUÊNCIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO ESTERNOCLEIDOMASTÓIDEO EM MULHERES COM CERVICALGIA.....</b>	<b>548</b>
<b>IMMEDIATE EFFECT OF UPPER THORACIC SPINAL MANIPULATION ON THE FREQUENCY OF THE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL OF THE STERNOCLEIDOMASTOID MUSCLE IN WOMEN WITH NECK PAIN .....</b>	<b>550</b>
<b>ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS VASTO LATERAL E MEDIAL EM DUAS POSIÇÕES DE EXERCÍCIOS VISANDO CONTRABALANÇAR OS EFEITOS DA MICROGRAVIDADE .....</b>	<b>552</b>
<b>ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF THE VASTUS LATERALIS AND MEDIALIS MUSCLES IN TWO EXERCISE POSITIONS AIMED AT COUNTERACTING THE EFFECTS OF MICROGRAVITY .....</b>	<b>555</b>

## A EFICIÊNCIA DOS CICLOS MASTIGATÓRIOS É INFLUENCIADA PELO BRUXISMO DO SONO?

Palinkas M<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>2</sup>, Semprini M<sup>2</sup>, Theodoro GT<sup>2</sup>, Camolezi NM<sup>2</sup>, Vasconcelos PB<sup>2</sup>, Canto GL<sup>3</sup>, Bataglioni C<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Odontologia Restauradora – FORP/USP

<sup>2</sup>Departamento de Morfologia, Estomatologia e Patologia Básica – FORP/USP

<sup>3</sup>Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina

E-mail do apresentador: palinkas@usp.br

Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

A mastigação é uma das funções mais importantes do sistema estomatognático e muitos fatores podem influenciar o desempenho mastigatório, tais como a perda dos dentes, restaurações nos dentes posteriores, força de mordida, idade, gênero, contatos oclusais, alterações funcionais motoras, dor orofacial e hábitos parafuncionais como o bruxismo do sono<sup>1</sup>. Com análise dinâmica da mastigação, utilizando o envoltório linear do sinal eletromiográfico dos ciclos mastigatórios, pode-se avaliar a eficiência mastigatória do ser humano<sup>2</sup>. O objetivo deste estudo foi analisar a eficiência dos ciclos mastigatórios, utilizando a avaliação da mastigação habitual e não habitual por meio da integral da envoltória do sinal eletromiográfico obtido dos músculos masseter e temporal.

### MÉTODOS

Trinta e oito indivíduos de ambos os gêneros, com idade média de  $30,3 \pm 5,0$  anos, pareado indivíduo com indivíduo, divididos em dois grupos, com 19 indivíduos cada: G1 - indivíduos com bruxismo leve e severo; G2 - indivíduos controle. Este estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Todos foram submetidos à avaliação eletromiografia (EMG) em condições clínicas de mastigar alimentos duros (amendoim), mastigar alimentos moles (uvas-passas) e mastigação não habitual (Parafilme colocado nos molares) com duração de 20 segundos de cada condição. A eletromiografia de superfície foi realizada utilizando o eletromiógrafo *Delsys Trigno TM wireless*. Os indivíduos com bruxismo do sono foram diagnosticados pela polissonografia utilizando o Polissonógrafo *Sonolab*. A gravidade do bruxismo do sono foi avaliada pelo dispositivo individual BiteStrip®. A eficiência dos ciclos mastigatórios entre os indivíduos foi avaliada pela média do sinal eletromiográfico e este valor foi em microvolts / segundo, durante o tempo. Os valores das médias foram normalizados pelo valor do sinal eletromiográfico do apertamento dental máximo, colhido por quatro segundos. As médias eletromiográficas foram tabuladas e submetidas à análise estatística por meio do teste *t* independente (SPSS 19.0).

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O resultado do teste *t* de *Student* não revelou diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os valores normalizados, obtidos dos ciclos mastigatórios em ambos os grupos (Tabela 1). Com os registros do sinal EMG dos ciclos mastigatórios, utilizando o envoltório linear há a possibilidade de reconhecer quando e como um músculo é ativado ou não no processo mastigatório, determinando e estabelecendo a coordenação de diferentes músculos envolvidos no movimento, sinalizando assim as possíveis alterações na eficiência mastigatória<sup>3</sup>. Os níveis de atividade muscular são controlados por receptores sensoriais e pelo sistema nervoso central e alterações no equilíbrio ocluso-funcional causam graves mudanças na atividade muscular mastigatória, interferindo diretamente no processo mastigatório<sup>4</sup>, dado esse discorde dos resultados verificados nesta pesquisa onde indivíduos portadores de bruxismo do sono atuando constantemente como fator de estímulo muscular, não

promoveram alteração significativa na eficiência mastigatória, quando comparados com indivíduos saudáveis.

**Tabela 1** - Médias eletromiográficas normalizadas e erro-padrão (envoltório linear) do masseter direito (MD), masseter esquerdo (ME), temporal direito (TD) e temporal esquerdo (TE) na mastigação com Parafilme, amendoins e uvas-passas.

Condição	Músculos	Bruxismo	Controle	Sig.
Parafilme	MD	0,95 ± (0,14)	0,96 ± (0,16)	0,94
	ME	0,96 ± (0,15)	0,86 ± (0,09)	0,59
	TD	0,76 ± (0,05)	0,75 ± (0,06)	0,91
	TE	0,79 ± (0,09)	0,77 ± (0,07)	0,91
Amendoins	MD	1,35 ± (0,29)	1,34 ± (0,21)	0,98
	ME	1,15 ± (0,16)	1,16 ± (0,13)	0,94
	TD	0,87 ± (0,10)	0,86 ± (0,04)	0,91
	TE	1,00 ± (0,14)	1,03 ± (0,14)	0,89
Uvas-Passas	MD	0,75 ± (0,15)	0,82 ± (0,13)	0,72
	ME	0,70 ± (0,09)	0,76 ± (0,09)	0,57
	TD	0,62 ± (0,07)	0,63 ± (0,04)	0,93
	TE	0,71 ± (0,12)	0,70 ± (0,11)	0,96

## CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos, o bruxismo do sono não promoveu alterações significativas na eficiência mastigatória.

## REFERÊNCIAS

1. Siéssere S, Lima NDES, Semprini M, Sousa LG, Issa JPM, Monteiro AC, et al. Masticatory processe in individuals with maxillary and mandibular osteoporosis: electromyographic analysis. *Osteoporos Int.* 2009; 20:1847-51.
2. Pepato AO, Palinkas M, Regalo SCH, Ribeiro MC, Souza TAS, Siéssere S, et al. Analysis of masticatory efficiency by electromyographic activity of masticatory muscles after surgical treatment of zygomatic-orbital complex fractures. *Int J Stomatol Occlusion Med.* 2013; 6(3):85-90.
3. Borges TF, Regalo SC, Taba M Jr, Siéssere S, Mestriner W Jr, Semprini M. Changes in masticatory performance and quality of life in individuals with chronic periodontitis. *J Periodontol.* 2013; 84:325-31.
4. Trenouth MJ. Muscle response to the Twin-block appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117:25A.

## THE EFFICIENCY OF MASTICATORY CYCLES IS INFLUENCED BY SLEEP BRUXISM?

Palinkas M<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>2</sup>, Semprini M<sup>2</sup>, Theodoro GT<sup>2</sup>, Camolezi NM<sup>2</sup>, Vasconcelos PB<sup>2</sup>, Canto GL<sup>3</sup>, Bataglioni C<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Restorative Dentistry – FORP/USP

<sup>2</sup>Department of Morphology, Stomatology and Basic Pathology – FORP/USP

<sup>3</sup>Department of Dentistry, Federal University of Santa Catarina

Presenter's E-mail: [palinkas@usp.br](mailto:palinkas@usp.br)

Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Mastication is one of the most important functions of the stomatognathic system and many factors can influence the masticatory performance, such as the loss of teeth, restorations in posterior teeth, bite force, age, gender, occlusal contacts, motor functional changes, orofacial pain and parafunctional habits such as sleep bruxism<sup>1</sup>. With dynamic analysis of mastication, using the linear envelope of the EMG signal of the masticatory cycles, one can evaluate the masticatory efficiency of the human being<sup>2</sup>. The aim of this study was to analyze the efficiency of the masticatory cycles, using the evaluation of usual and unusual mastication by the full envelope of the EMG signal obtained from the temporal and masseter muscles.

### METHODS

Thirty-eight individuals of both genders, with an average age of  $30.3 \pm 5.0$  years, matched individual to individual, divided into two groups, with 19 individuals each: G1 - individuals with mild, moderate and severe sleep bruxism; G2 - control individuals during the usual and unusual mastication. This study was previously approved by the Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo. All underwent electromyographic (EMG) evaluation in clinical conditions of chewing hard food (peanuts), chewing soft food (raisins) and non-habitual chewing (Parafilm placed on the molars) lasting 20 seconds each collection. Surface electromyography was performed using wireless EMG Delsys Trigno TM. Individuals with sleep bruxism were diagnosed by polysomnography using Polysomnograph Sonolab. The severity of sleep bruxism was evaluated by individual device BiteStrip®. The efficiency of the masticatory cycles between individuals was evaluated by the ensemble average of the electromyographic signal, and this value was obtained in microvolts/second, during the time. The values of ensemble average were normalized by the value of the electromyographic signal of maximum dental clenching, harvested by four seconds. The electromyographic means were tabulated and subjected to statistical analysis using independent t test (SPSS 19.0).

### RESULTS AND DISCUSSION

The result of the Student t test indicated no significant differences ( $p > 0.05$ ) between the normalized values obtained in masticatory cycles in both groups (Table 1). With the registers of EMG activity of masticatory cycles, using the linear envelope there is the possibility of recognizing when and how a muscle is activated or not in the masticatory process, determining and establishing the coordination of different muscles involved in the movement, thus signaling the possible changes in masticatory efficiency<sup>3</sup>. The levels of muscle activity are controlled by sensory receptors and the central nervous system and changes in the occlusal-functional balance cause serious changes in masticatory muscle activity, interfering directly in the masticatory process<sup>4</sup>, data that disagrees with the established results in this study where subjects with sleep bruxism constantly acting as muscle

stimulation factor did not promote significant alteration in masticatory efficiency when compared with healthy individuals.

**Table 1** - Average normalized EMG and standard error (full envelope) of the right masseter (RM), left masseter (LM), right temporalis (RT) and left temporalis (LT) in mastication with Parafilm, peanuts and raisins

Condition	Muscles	Bruxism	Control	Sig.
Parafilm	RM	0.95 ± (0.14)	0.96 ± (0.16)	0.94
	LM	0.96 ± (0.15)	0.86 ± (0.09)	0.59
	RT	0.76 ± (0.05)	0.75 ± (0.06)	0.91
	LT	0.79 ± (0.09)	0.77 ± (0.07)	0.91
Peanuts	RM	1.35 ± (0.29)	1.34 ± (0.21)	0.98
	LM	1.15 ± (0.16)	1.16 ± (0.13)	0.94
	RT	0.87 ± (0.10)	0.86 ± (0.04)	0.91
	LT	1.00 ± (0.14)	1.03 ± (0.14)	0.89
Raisins	RM	0.75 ± (0.15)	0.82 ± (0.13)	0.72
	LM	0.70 ± (0.09)	0.76 ± (0.09)	0.57
	RT	0.62 ± (0.07)	0.63 ± (0.04)	0.93
	LT	0.71 ± (0.12)	0.70 ± (0.11)	0.96

## CONCLUSION

Based on the results, sleep bruxism did not promote significant alterations in efficiency of the masticatory cycles.

## REFERENCES

1. Siéssere S, Lima NDES, Semprini M, Sousa LG, Issa JPM, Monteiro AC, et al. Masticatory processes in individuals with maxillary and mandibular osteoporosis: electromyographic analysis. *Osteoporos Int.* 2009; 20:1847-51.
2. Pepato AO, Palinkas M, Regalo SCH, Ribeiro MC, Souza TAS, Siéssere S, et al. Analysis of masticatory efficiency by electromyographic activity of masticatory muscles after surgical treatment of zygomatic-orbital complex fractures. *Int J Stomatol Occlusion Med.* 2013; 6(3):85-90.
3. Borges TF, Regalo SC, Taba M Jr, Siéssere S, Mestriner W Jr, Semprini M. Changes in masticatory performance and quality of life in individuals with chronic periodontitis. *J Periodontol.* 2013; 84:325-31.
4. Trenouth MJ. Muscle response to the Twin-block appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117:25A.

# DIREÇÃO DE MOVIMENTO RÁPIDO DE MEMBRO SUPERIOR NÃO INFLUI NA MAGNITUDE DE ATIVAÇÃO DOS TRANSVERSOS ABDOMINAIS/OBLÍQUOS INTERNOS

Pires CKV, Bonifácio DN, Silva AM, Silva AF, Martins FLM, Barbosa AC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri –  
UFVJM

E-mail da apresentadora: cris.kele@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

Os músculos de interesse no presente estudo foi o acrônimo Transverso Abdominal/Oblíquo Interno (TrA/OI). Norris<sup>1</sup> e Richardson<sup>2</sup> sugerem que estes músculos desempenham importante papel na manutenção da estabilidade da região lombar e pélvica devido à orientação das suas fibras. O efeito de pré-ativação dos músculos transversos abdominais age para estabilizar a coluna antes que forças compressivas ocasionem danos, sobretudo durante movimentos de alta velocidade, que podem gerar instabilidade excessiva do tronco. O movimento rápido de ombro tem sido utilizado como modelo para avaliar estratégias pré planejadas de controle dos músculo do tronco pelo Sistema Nervoso Central. Evidências sugerem que o recrutamento de unidades motoras é dependente da direção do movimento rápido executado pelo membro superior, entretanto não há consenso na literatura a este respeito. Além disso, a mensuração de magnitude de ativação muscular durante esta tarefa foi pouco pesquisada, sobretudo com análise do envoltório linear do sinal retificado, sendo este uma ferramenta adequada para avaliação da variável em questão. O objetivo do presente estudo foi comparar os níveis de ativação muscular dos TrA/OI ipsi e contralateral ao movimento rápido de ombro em abdução e em flexão.

## MÉTODOS

A amostra, escolhida por conveniência, foi constituída por 18 indivíduos adultos saudáveis (22,67±2,64 anos de idade, IMC=22,75±2,09 kg/m<sup>2</sup>). Os voluntários foram orientados a realizar 10 movimentos de flexão ou abdução (aleatórios) do ombro direito, e cada repetição foi realizada o mais rápido possível em reação a dois tons auditivos diferentes (um para flexão e outro para abdução). Os níveis de magnitude de ativação dos músculos abdominais ipsilateral (TrA/OI D) e contralateral (TrA/OI E) observados por meio de do envoltório linear para cada movimento do ombro foram a base da análise eletromiográfica. O movimento foi subdividido em 3 fases, sendo a primeira de elevação do membro superior denominada Concêntrica (Conc), fase de manutenção da posição elevada nomeada Isométrica (Isom), e a fase de descida do movimento denominada Excêntrica (Exc). A divisão das fases foi realizada através de análise visual dos dados sincronizados entre coleta eletromiográfica e de câmera acoplada ao sistema. A atividade eletromiográfica foi observada utilizando conversor analógico-digital de 4 canais com programa de aquisição e análise de dados (Miotool® 400 + software Miotec Suite®), com resolução de 14bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz. O sinal foi filtrado em passa banda de 10-500 Hz. Para a análise estatística foi utilizado o Programa BioEstat 5.0 com o teste de *Lilliefors* para averiguar a normalidade. Uma vez rejeitada a mesma, utilizou-se o teste não paramétrico de *Wilcoxon* para verificação das diferenças. O nível de significância foi estabelecido em p<0,05.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Realizou-se a análise de 83 amostras referentes à flexão e 95 referentes à abdução de ombro. Os resultados encontrados para TrA/OI D e TrA/OI E em todos os momentos da contração

não apresentaram diferença significativa em relação ao movimento rápido de ombro (Tabela 1), sugerindo que a direção do movimento não influencia na magnitude de ativação muscular. Estudo prévio conduzido por Hodges e Richardson<sup>3</sup>, afirma que outros músculos do tronco podem variar em seu tempo de início de contração (*onset*), sem, entretanto, indicarem variações no *onset* para o TrA. Em um estudo mais recente, Morris *et al.*<sup>4</sup>, afirmam que estas variações podem ocorrer, inclusive contra indicando o treinamento da pré-ativação do TrA, sugerindo que a técnica poderia ser problemática na geração de padrões normais de movimento. Avaliar não só o *onset*, mas também os níveis de recrutamento muscular durante a tarefa pode fornecer um contexto mais real sobre a contribuição deste músculo durante a estabilização do tronco e de articulações adjacentes.

**Tabela 1** - Resultados das comparações das médias do envoltório linear do TrA/OI D e TrA/OI E entre flexão e abdução em suas fases de Conc, Isom e Exc.

	Conc	Isom	Exc
TrA/OI D	p=0,3961	p=0,315	p=0,1253
TrA/OI E	p=0,4397	p=0,3911	p=0,1345

## CONCLUSÕES

Os resultados sugerem que a direção do movimento rápido de ombro gera ativação dos músculos TrA/OI bilateralmente, sem, entretanto gerar diferença na magnitude desta ativação quando confrontados os dois movimentos através da análise do envoltório linear do sinal retificado.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Norris CM. Abdominal muscle training in sports. *Br Journal Sports Med.* 1993; 27(1):17-28.
- 2 - Richardson CA, Jull GA. Muscle control, pain control. What exercises would you prescribe? *Man Ther.* 1995; 1(1):1-2.
- 3 - Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res.* 1997; 114: 362–70.
- 4 - Morris SL, Lay B, Allison GT. Corset hypothesis rebutted -Transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. *Clin Biomech.* 2012; 27: 249–54.
- 5 - Alarie HM, Flamand VH, Moffet H, Schneider C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res.* 2012; 218: 99–109.
- 6 - Brooks C, Kennedy S, Marshall PW (2012). Specific trunk and general exercise elicit similar changes in anticipatory postural adjustments in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2012; 7(25): E1543–50.

## **DIRECTION OF FAST MOVING UPPER LIMB DOES NOT INFLUENCE THE MAGNITUDE OF ACTIVATION OF TRANSVERSE ABDOMINAL/INTERNAL OBLIQUE**

Pires CKV, Bonifácio DN, Silva AM, Silva AF, Martins FLM, Barbosa AC  
Department of Physiotherapy, Federal University of Jequitinhonha and Mucuri Valleys - UFVJM,  
Minas Gerais, Brazil

Presenter's E-mail: cris.kele@hotmail.com

### **INTRODUCTION**

The muscles of interest in this study were the acronym Transverse Abdominal/Internal Oblique (TrA/IO). Norris<sup>1</sup> e Richardson<sup>2</sup> suggest that these muscles play an important role in maintaining the stability of the lumbar and pelvic region due to the orientation of the fibers. The effect of transverse abdominal muscles pre-activation acts to stabilize the spine before compressive forces can cause damage, especially during high speed movements, which may generate excessive instability of the trunk. The fast movement of the shoulder has been used as a model to evaluate pre-planned strategies of trunk muscle control through the Central Nervous System. Evidence suggests that the recruitment of motor units is dependent of the direction of the fast movement executed by the upper limb, however there is no consensus in the literature for this subject. In addition, little attention has been paid to the magnitude measurement of muscle activation during this task, especially with analysis of linear envelope of the rectified signal, which is a suitable tool to evaluate the variable in question. The objective of the present study was to compare the levels of muscle activation of the ipsi and contralateral TrA/IO during fast movement of shoulder in flexion and abduction.

### **METHODS**

The sample chosen by convenience was built of 18 healthy adult individuals ( $22.67 \pm 2.64$  years,  $IMC = 22.75 \pm 2.09$  kg/m<sup>2</sup>). The volunteers were asked to perform 10 movements of flexion or abduction (randomly assigned) of the right shoulder, and each repetition was held as soon as possible in reaction to two different auditory tones (one for flexion and the other for abduction). Magnitude levels of activation of the abdominal muscles (TrA/IO D) ipsi and contralateral (TrA/IO E) observed through linear envelope for each movement of the shoulder was the basis for the electromyographic analysis. The movement was divided into 3 phases, the first was the upper limb elevation and was called Concentric (Conc), highest position-keeping phase was named Isometric (Isom), and the descent phase of the movement was called Eccentric (Exc). The division of the phases was performed through visual analysis of data synchronized between electromyographic and camera data collection attached to the system. The electromyographic activity was observed using analog-to-digital converter of 4 channels with acquisition program and data analysis (Miotool 400@ Miotec Suite@ software), with resolution 14bits and rate of acquisition of samples of 2kHz. The signal was treated through 10-500 Hz band-pass filter. For statistical analysis the software BioEstat 5.0 was used with the Lilliefors test to assess normality. Once it was rejected, the non-parametric test of Wilcoxon was used to verify the differences. The significance level was set at  $p < 0.05$ .

### **RESULTS AND DISCUSSION**

The analysis of the 83 samples flexion and 95 shoulder abduction related. The results for TrA/IO D and TrA/IO E and at all times of contraction showed no significant difference in relation to the fast movement of shoulder (table 1), suggesting that the direction of movement does not influence the magnitude of muscle activation. Previous study conducted by Hodges and Richardson<sup>3</sup>, claims that other trunk muscles can vary in their onset time, without, however, indicating variations in the onset for the TrA. In a recent study, Morris et al.<sup>4</sup>, claim that these variations may occur, including being against the training of TrA activation, suggesting that the technique could be problematic to generate normal patterns of movement. Evaluate not only the

onset, but also the levels of muscle recruitment during the task can provide a more realistic context about the contribution of this muscle during the stabilization of the trunk and adjacent joints.

**Table 1** - Results of comparisons of the means of the TrA/IO D and and TrA/IO E between flexion and abduction in their stages Conc, Isom and Exc.

	Conc	Isom	Exc
TrA/OI D	p=0,3961	p=0,315	p=0,1253
TrA/OI E	p=0,4397	p=0,3911	p=0,1345

## CONCLUSIONS

The results suggest that the direction of the fast movement of the shoulder increases TrA/IO muscle activation bilaterally, without, however, generate difference in magnitude of this activation when confronted the two movements through analysis of linear envelope of the rectified signal.

## REFERENCES

- 1 - Norris CM. Abdominal muscle training in sports. *Br Journal Sports Med.* 1993; 27(1):17-28.
- 2 - Richardson CA, Jull GA. Muscle control, pain control. What exercises would you prescribe? *Man Ther.* 1995; 1(1):1-2.
- 3 - Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res.* 1997; 114: 362–70.
- 4 - Morris SL, Lay B, Allison GT. Corset hypothesis rebutted -Transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. *Clin Biomech.* 2012; 27: 249–54.
- 5 - Alarie HM, Flamand VH, Moffet H, Schneider C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res.* 2012; 218: 99–109.
- 6 - Brooks C, Kennedy S, Marshall PW (2012). Specific trunk and general exercise elicit similar changes in anticipatory postural adjustments in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2012; 7(25): E1543–50.

# FADIGA MUSCULAR, TREINAMENTO RESISTIDO E DOMINÂNCIA: UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO EM TESTES DE 10 RM PARA MEMBROS SUPERIORES

Lima FM, Raimundo KC, dos Santos NTO, Bertoncello D

Departamento de Fisioterapia Aplicada, Universidade Federal do Triângulo Mineiro – UFTM  
Email do apresentador: fermaxlima@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

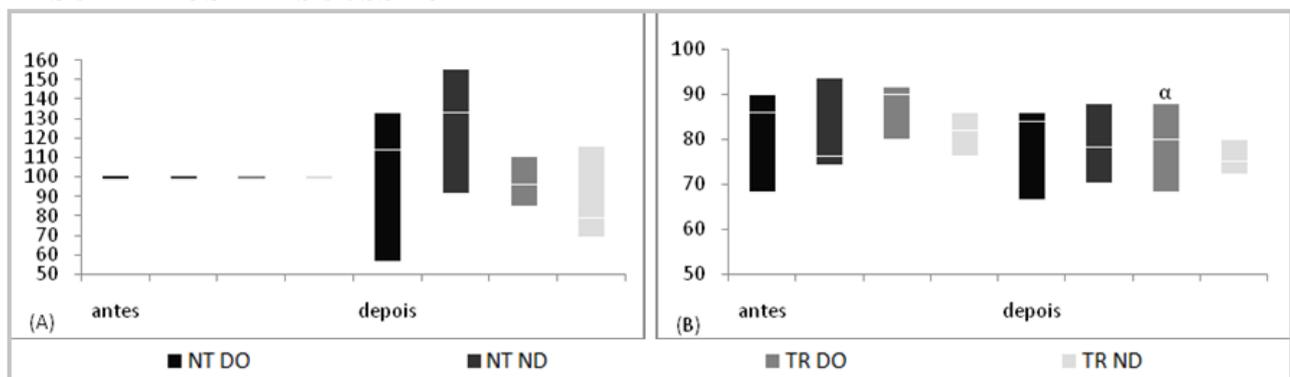
## INTRODUÇÃO

A fadiga muscular é fator limitante tanto para pessoas saudáveis como enfermas. No entanto, a prática de exercícios é benéfica e a fadiga induzida pelo exercício é responsável por adaptações musculoesqueléticas<sup>1</sup>. Testes de 10 repetições máximas (10 RM) dão indícios de força e resistência muscular e o uso conjunto de outras ferramentas pode fornecer maiores esclarecimentos sobre esses processos. Por isso, objetivou-se analisar e comparar os efeitos do treinamento resistido e da dominância na fadiga muscular decorrente de teste de 10 RM unilaterais para flexores de cotovelo através da eletromiografia de superfície em ação isométrica voluntária máxima (CIVM) e em ações dinâmicas ao longo do teste.

## METODOLOGIA

**Participantes** - Dezoito homens saudáveis (18 a 29 anos - 9 não treinados e 9 treinados em exercícios resistidos) sem alterações cardiopulmonares ou musculoesqueléticas e sem uso de suplementação hormonal, medicamentos ou restrição dietética de substrato específico. **EMG** - Eletromiografia de superfície diferencial foi realizada durante ação concêntrica do bíceps braquial no teste de 10 RM (rosca concentrada) e em isometria (90° de flexão do cotovelo) antes e após o teste de 10 RM. RMS e FM de janelas de 0,75 segundos do centro do sinal concêntrico e da isometria foram analisadas. Houve determinação aleatória do início do teste pelo membro dominante ou não dominante. Intervalos de 3 a 5 minutos foram usados entre cada coleta. **Estatística** - *Kruskal-Wallis* ANOVA e *Mann-Whitney* para diferenças intergrupos e *Friedman* Anova e *Wilcoxon* para diferenças intragrupos, devido à distribuição não normal dos dados pelo teste de *Shapiro-Wilk*, com níveis de significância inferior a 5% (Statistica<sup>®</sup> 8.0).

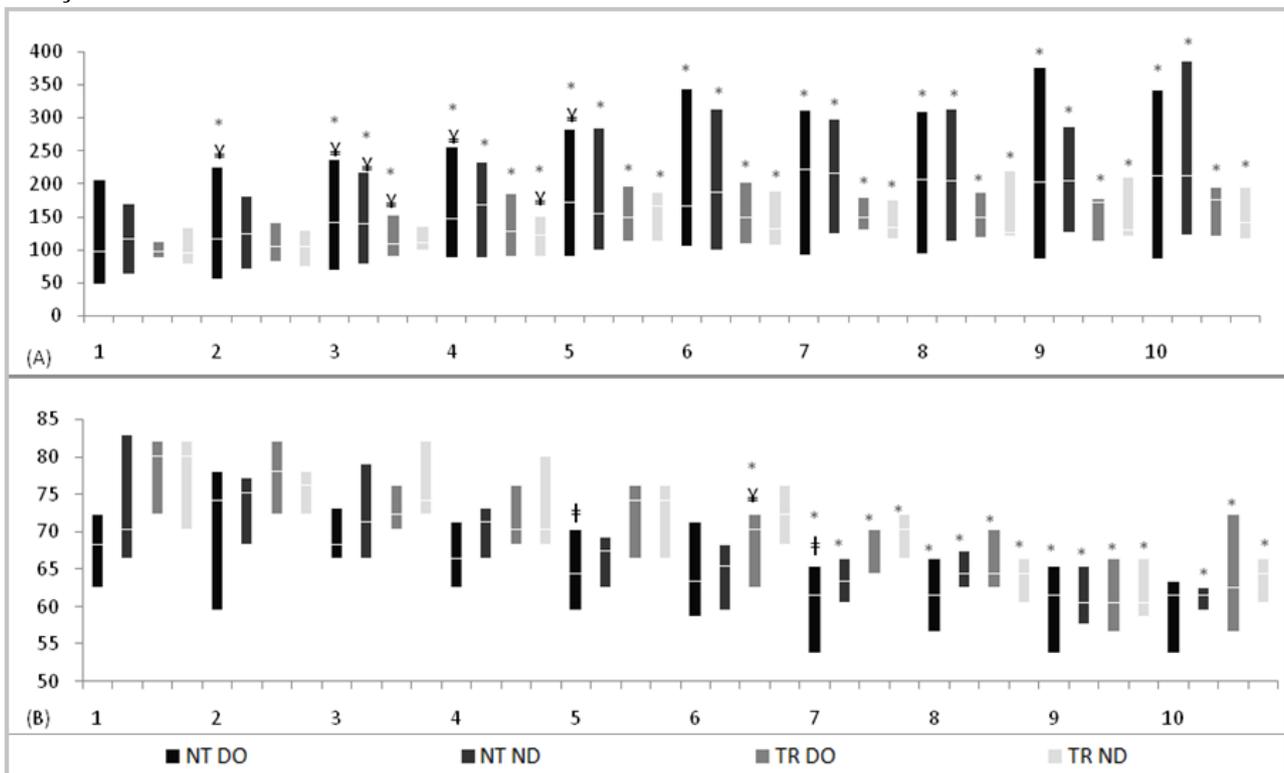
## RESULTADOS E DISCUSSÃO



**Figura 1** - (A) RMS normalizado (%) e (B) Frequência Mediana (Hz) do músculo bíceps braquial em isometria antes e após teste de 10 repetições máximas para flexão de cotovelo. Nota:  $\alpha = p < 0,05$  vs. Antes.

Apenas o grupo TR-DO apresentou redução significativa da FM entre a isometria inicial e final (fig. 1B). Redução significativa na FM em relação à 1ª contração foi observada a partir da 7ª para NT-DO, NT-ND e para TR-ND, enquanto que no TR-DO observou-se a partir da 6ª (fig. 2B).

Aumento significativo no RMS normalizado pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foi encontrado em relação à 1ª contração a partir da 3ª para TR-DO, TR-ND e NT-ND, enquanto que NT-DO apresentou aumento significativo a partir da 2ª (fig. 2A). Tendências divergentes entre NT e TR foram observadas em isometria no RMS normalizado, sendo que os valores após o teste de 10RM tenderam a aumentar para NT e a diminuir para TR de ambos os lados (fig. 1A). Observou-se, também, uma tendência de que os valores de amplitude fossem mais semelhantes no início e se distanciando ao longo do teste, com aumento mais expressivo em NT (Fig. 2A). Em avaliação semelhante, Ahtiainen e Häkkinen<sup>2</sup> não observaram alterações eletromiográficas na integral do sinal após séries de exercícios uniaxiais para extensão de joelho em atletas e não atletas. Também se observou que os valores de FM iniciaram mais elevados para TR e apresentaram redução mais expressiva se igualando com os valores do grupo NT ao final das 10 repetições, embora essas diferenças não tenham se mostrado significativas. Bogdanis<sup>3</sup> sugere que isso poderia sugerir redução no *drive* neural e na ativação muscular do grupo TR em virtude do processo de fadiga. Músculos não treinados tendem a ter uma subativação máxima de unidades motoras, as quais podem se revezar ao logo da atividade enquanto que músculos treinados poderiam apresentar diminuição da atividade eletromiográfica em consequência da fadiga de um maior número de unidades motoras recrutadas desde o início<sup>4</sup>. Essas inferências corroboram com as observações da redução da FM nos TR.



**Figura 2** - (A) RMS normalizado (%) e (B) Frequência Mediana (Hz) do músculo bíceps braquial em ações dinâmicas durante teste de 10 repetições máximas para flexão de cotovelo. Nota: \* =  $p < 0,05$  vs. 1ª repetição; ¥ =  $p < 0,05$  vs. repetição anterior, e; † =  $p < 0,05$  vs. treinado.

## CONCLUSÃO

Observou-se que a eletromiografia de superfície pôde identificar diferenças entre os grupos condizentes com alterações fisiológicas proporcionadas pelo treinamento resistido, como redução em parâmetros do espectro de frequências e aumento na amplitude do sinal, durante testes de repetições máximas, porém não em isometria. Observou-se também a existência de diferenças entre hemicorpos tanto para treinados como não treinados.

**REFERÊNCIAS**

1. Rimmer JH, Schiller W, Chen M-D. Effects of disability-associated low energy expenditure deconditioning syndrome. *Exer Sport Sci Rev.* 2012; 40(1):22-9.
2. Ahtiainen JP, Häkkinen K. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(4):1129-34.
3. Bogdanis GC. Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. *Front Physiol.* 2012; 3(142):1-15.
4. Sundstrup E, Jakobsen MD, Andersen CH, Zebis MK, Mortensen OS, Andersen LL. Muscle activation strategies during strength training with heavy loading vs. repetitions to failure. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(7):1897-903.

# MUSCLE FATIGUE, RESISTANCE TRAINING AND DOMINANCE: AN ELECTROMYOGRAPHIC STUDY IN 10 RM TESTS FOR UPPER LIMBS

Lima FM, Raimundo KC, dos Santos NTO, Bertoncello D

Department of Applied Physical Therapy, Federal University of Triangulo Mineiro – UFTM  
 Presenter E-mail: fermaxlima@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUCTION

Muscle fatigue is a limiting factor for both healthy and sick people. However, exercise may be beneficial and exercise-induced fatigue is responsible for musculoskeletal adaptations (1). Ten repetition maximum (10 RM) tests provide evidence of muscular strength and endurance, and concurrent use of other tools may provide further clarification on these processes. Therefore, the aim was to analyze and compare resistance training and dominance effects in muscle fatigue caused by unilateral elbow flexors 10 RM tests by means of surface electromyography in maximal voluntary isometric action and dynamic action throughout the test.

## METHODS

**Participants** - Eighteen healthy men (18 to 29 years old - 9 untrained and 9 trained in resistance exercises) without cardiopulmonary or musculoskeletal changes and no use of hormonal supplementation, medications or specific substrate dietary restrictions. **EMG** - Differential surface EMG from biceps brachii was evaluated during concentric action in the 10-RM test (concentration curls) and isometric actions (90 ° of elbow flexion) before and after the 10 RM test. RMS and FM of 0.75 second windows from the center of concentric and isometric signals were analyzed. There was randomic determination of the evaluation commencement by the dominant or non-dominant limb, and 3 to 5 minutes intervals were used between each acquisition. **Statistics** - Kruskal-Wallis ANOVA and Mann-Whitney tests for intergroup differences and Friedman ANOVA and Wilcoxon tests for intragroup differences, due to non-normal data distribution verified by means of Shapiro-Wilks test, all tests with levels of significance below 5% (Statistica ® 8.0).

## RESULTS AND DISCUSSION

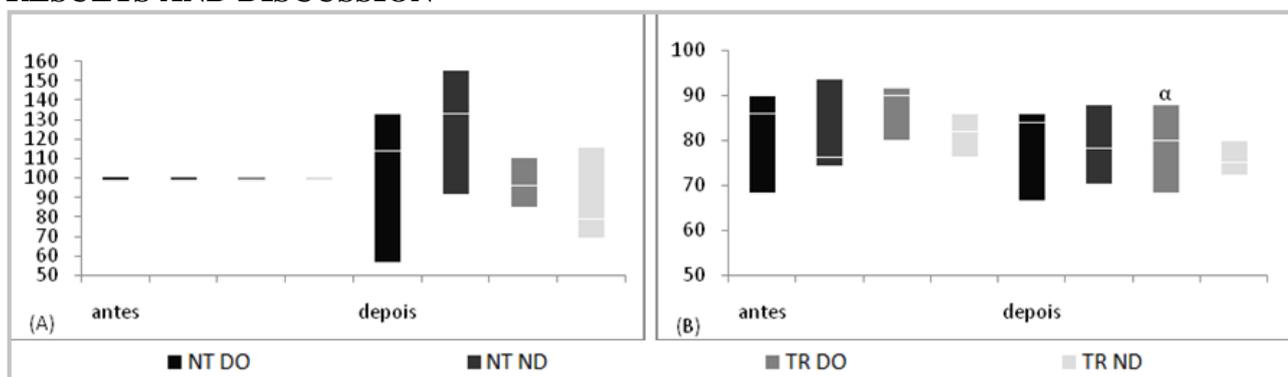


Figure 1: (A) normalized RMS (%) and (B) Median Frequency (Hz) of isometric biceps brachii actions before and after 10 repetitions maximum test for elbow flexion. Legend: UT = untrained; DO = dominant; ND = non dominant; TR = trained. Note:  $\alpha = p < 0.05$  vs. Before.

Only TR DO group showed significant FM reduction between initial and final isometric values (Fig. 1B). Significant reduction in FM compared to 1st contraction was observed from the 7th on for UT ND, UT-DO and TR-ND groups, while the TR DO was observed from the 6th on (Fig. 2B). Significant increase in maximum voluntary isometric contraction (MVIC) normalized

RMS was found in relation to 1st contraction from the 3<sup>rd</sup> on to TR DO, TR ND and UT ND, while UT DO showed significant increase from the 2<sup>nd</sup> on (fig. 2A). Divergent tendencies between UT and TR were observed in isometric normalized RMS, once values after 10RM test tended to increase for UT and to decrease for TR (Fig. 1A). There was also a tendency that amplitude values to be more similar at the beginning and more different during final repetitions, with more significant increase in UT. In a similar assessment, Ahtiainen and Häkkinen (2) observed no changes in EMG signal amplitude after series of uniaxial exercises for knee extension in athletes and non-athletes. Values of FM also started higher for TR and showed more considerable reduction, equaling the values of the UT group at the end of the test, but these differences were not significant if shown. Bogdanis<sup>3</sup> propose that this could suggest reduction in neural drive and muscle activation of TR group due to fatigue process. Untrained muscles tend to have a sub maximum activation of motor units, which can act alternately during an activity. Inversely, trained muscles could show decreased electromyographic activity as a result of fatigue of a greater number of motor units recruited right from the beginning<sup>4</sup>. These observations corroborate with our results of reduced FM in TR.

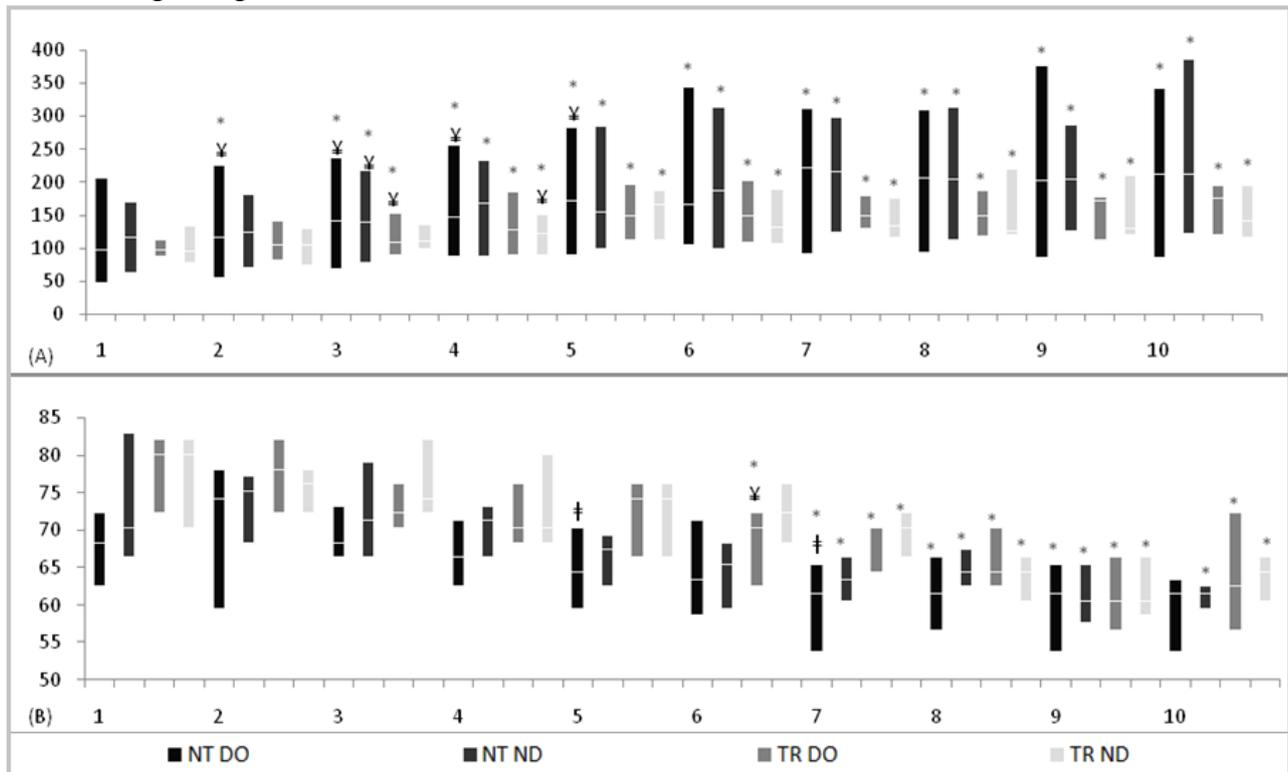


Figure 2: (A) normalized RMS (%) and (B) Median Frequency (Hz) of biceps brachii in dynamic actions during 10 repetitions maximum test for elbow flexion. Note: \* =  $p < 0.05$  vs. 1st repetition; ¥ =  $p < 0.05$  vs. previous repetition, and; ‡ =  $p < 0.05$  vs. trained.

## CONCLUSION

It was observed that surface EMG could identify differences among groups consistent with physiological changes caused by resistance training, such as reduction in frequency parameters and increase in amplitude parameters during repetitions maximum tests, but not in isometrics. It was also observed differences between body hemi sides for both trained and untrained.

Acknowledgements: FAPEMIG.

**REFERENCES**

1. Rimmer JH, Schiller W, Chen M-D. Effects of disability-associated low energy expenditure deconditioning syndrome. *Exer Sport Sci Rev.* 2012; 40(1):22-9.
2. Ahtiainen JP, Häkkinen K. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(4):1129-34.
3. Bogdanis GC. Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. *Front Physiol.* 2012; 3(142):1-15.
4. Sundstrup E, Jakobsen MD, Andersen CH, Zebis MK, Mortensen OS, Andersen LL. Muscle activation strategies during strength training with heavy loading vs. repetitions to failure. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(7):1897-903.

# CORRELAÇÃO ENTRE MOVIMENTOS DOS MEMBROS SUPERIORES E ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ABDOMINAIS PROFUNDOS APÓS MANIPULAÇÃO SACROILÍACA

Silva AM, Silva AF, Barbosa MCSA, Martins FLM, Barbosa AC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM

E-mail da apresentadora: [adrianaxmaria@gmail.com](mailto:adrianaxmaria@gmail.com)

## INTRODUÇÃO

Várias atividades de músculos abdominais e lombares foram medidas através de EMG<sup>1,2,3</sup> durante os movimentos voluntários rápidos dos membros superiores e inferiores, utilizados para perturbar o equilíbrio do tronco. Esta tarefa tem sido sugerida para proporcionar um modelo para avaliar o efeito da manipulação da coluna vertebral, uma vez que proporciona uma medida da estratégia de pré-planejamento utilizada pelo sistema nervoso central para controlar os músculos do tronco<sup>3</sup>. Portanto o objetivo do estudo foi observar os efeitos imediatos da manipulação sacroilíaca sobre a atividade elétrica dos músculos *transverso abdominal /oblíquo interno* (TrA/OI) durante os movimentos voluntários rápidos do membro superior.

## MÉTODOS

A amostra foi constituída por 20 indivíduos adultos saudáveis (22,67±2,64 anos, IMC=22,75±2,09 kg/m<sup>2</sup>), selecionados por meio de avaliação fisioterapêutica. O critério de inclusão foi possuir resultado positivo no teste de flexão de tronco em pé, o que determina o lado com alteração do movimento das articulações sacroilíacas, bem como a assimetria caracterizada pela restrição anterior ou posterior de mobilidade. Os voluntários foram orientados a realizar 10 movimentos de flexão ou abdução (aleatórios) do ombro direito, e cada repetição foi realizada o mais rápido possível em reação a dois tons auditivos diferentes (um para flexão e outro para abdução). Os níveis de amplitude de ativação dos músculos abdominais ipsilateral (iTrA/OI) e contralateral (cTrA/OI) para cada movimento do ombro foram a base da análise eletromiográfica. A atividade eletromiográfica foi observada utilizando conversor analógico-digital de 4 canais com programa de aquisição e análise de dados (*Miotool*® 400 + *software Miotec Suite*® Brasil), com resolução de 14bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz. O sinal foi filtrado *online* com passa banda de 10-500 Hz. Os dados eletromiográficos foram normalizados aos três picos mais altos para analisar os níveis de amplitude de ativação e o sinal processado em RMS. Utilizamos o *Shapiro-Wilk*, o teste T Pareado determinando significância de  $p < 0,05$  e o coeficiente de correlação de *Pearson*. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o *software BioEstat* (versão 5.0, Belém, PA, Brasil). O *software G-Power* (*Franz Faul, Univesitat Kiel, Alemanha*). Uma manipulação de alta velocidade e baixa amplitude foi aplicada à articulação sacroilíaca no lado de menor mobilidade e o protocolo avaliativo descrito acima foi realizado novamente.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados da segunda avaliação (A2) foram estatisticamente superiores do que aqueles mostrados na primeira (A1) avaliação (iTrA/OI: A1: 39,73±10,64% e A2: 50,79±14,22%; com  $p=0,0037$  / cTrA/OI: A1: 46,21±10,96% e A2: 51,00±7,28%; com  $p=0,0143$ ). Estes aumentos ocorreram para ambos os lados após a manipulação, sem diferenças estatísticas entre os lados antes e depois da técnica, sugerindo equilíbrio em ambos os momentos da avaliação. A forte correlação entre o mesmo lado em diferentes momentos de avaliação foi observada (iA1-iA2 e cA1-cA2), o que sugere um comportamento linear para ambos os lados, quando a atividade elétrica foi

aumentada. O coeficiente de *Pearson* revelou uma forte correlação entre o lado do TrA/OI e o aumento no nível da amplitude de ativação muscular. Além disso, os dados mostraram moderada a forte correlação entre o aumento no nível da amplitude de ativação muscular e os momentos (A1 e A2) de avaliação (Tabela 1). Este efeito de proporcionar maior equilíbrio com aumento linear do recrutamento de unidades motoras em uma área desequilibrada sugere não só as modificações locais, mas alguma integração neural central, com possíveis alterações na atividade somato-motora eferente<sup>4,5</sup>.

**Tabela 1** - Correlação entre os valores do sinal EMG pré e pós-manipulação da ASI

Músculos	Avaliações	r	p	Correlação
TrA/OI	iA1 x iA2	0,6526	0,0018	Forte
	iA1 x cA1	0,6029	0,0049	Forte
	iA2 x cA2	0,5449	0,0129	Moderado
	iA1 x cA2	0,7426	0,0002	Forte

## CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que as alterações na entrada aferente trouxeram maior atenção do sistema nervoso central à tarefa, modificando padrões motores durante a atividade proposta e aumentando a atividade eletromiográfica em ambos os músculos iTRA/OI e cTRA/OI, com mais fibras musculares sendo recrutadas.

## REFERÊNCIAS

1. Sjødahl J, Kvist J, Gutke A, Öberg B. The postural response of the pelvic floor muscles during limb movements: A methodological electromyography study in parous women without lumbopelvic pain. *Clin Biomech.* 2009; 24:183-9.
2. Rainoldi G, Melchiorri I, Caruso A. method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods.* 2004; 134(1):37-43.
3. Marshall P, Murphy B. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(5):833-9.
4. Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J.* 2002; 2:357-71.
5. Lederman E. *Fundamentals of manual therapy: physiology, neurology and psychology.* London, Churchill Livingstone; 1997.

# CORRELATION BETWEEN THE UPPER LIMB MOVEMENTS AND ACTIVATION OF THE ABDOMINAL MUSCLES DEEP AFTER HANDLING SACROILIAC

Silva AM, Silva FA, Barbosa MCSA, Martins FLM, Barbosa AC

Department of Physiotherapy, Federal University of Jequitinhonha and Mucuri Valleys - UFVJM, Minas Gerais, Brazil

Email the presenter: [adrianaxmaria@gmail.com](mailto:adrianaxmaria@gmail.com)

## INTRODUCTION

Various abdominal and lumbar muscle activities have been measured through sEMG<sup>1,2,3</sup> during fast voluntary upper and lower limb movements. They have been utilized to perturb the equilibrium of the trunk. This task has been suggested to provide a model to evaluate the effect of spinal manipulation as it provides a measure of the preplanned strategy used by the central nervous system to control the trunk muscles<sup>3</sup>. The approach in this current study is to use a SIJ manipulation to observe the immediate effects on the muscle electrical activity of the acronym *transversus abdominis/internal oblique* (TrA/IO) during rapid voluntary upper limb movements.

## METHODS

The sample consisted of 20 healthy adult subjects ( $22.67 \pm 2.64$  years,  $BMI = 22.75 \pm 2.09$   $kg/m^2$ ) selected through physical therapy assessment. The inclusion criterion was having positive results in the standing trunk flexion, which determines the side of altered SIJ motion and if there is innominate asymmetry characterized by anterior or posterior innominate restriction. The volunteers were instructed to perform 10 trials of right shoulder randomly assigned in flexion or abduction that were recorded and each repetition was performed as fast as possible from the relaxed vertical position along the trunk in reaction to two different auditory tones (flexion and abduction). The muscles activation amplitude levels of the ipsilateral (iTrA/IO) and contralateral (cTrA/IO) abdominal muscles for each shoulder movement were the basis of the analysis. The surface electromyographic activity was observed using using analog-to-digital converter 4 channels with acquisition and analysis program (Miotool® 400 + software Miotec Suite® Brazil), with a resolution of 14bits and sample acquisition rate of 2kHz. The signal was treated through 10-500 Hz online band pass filter. The sEMG data were normalized to the 3 highest peaks to analyze the amplitude levels of activation and the processed signal in RMS. We used the Shapiro-Wilk test, the paired t-test determining significance of  $p < 0.05$  and Pearson correlation coefficient. All statistical analyzes were performed using the BioEstat software (version 5.0, Belém, PA, Brazil). The G-Power software (Franz Faul, Univesitat Kiel, Germany). A high-velocity and low-amplitude thrust (HVLAT) was applied to the sacroiliac joint on the side of lower mobility and the evaluation protocol described above was performed again.

## RESULTS AND DISCUSSION

Data from the second assessment (A2) were statistically higher than those shown in the first assessment (A1) (iTrA/OI: A1:  $39.73 \pm 10.64\%$  and A2:  $50.79 \pm 14.22\%$ ,  $p=0,0037$  and cTrA/OI: A1:  $46.21 \pm 10.96\%$  and A2:  $51.00 \pm 7.28\%$ ,  $p=0.0143$ ). The current study showed these increased electromyographic data for both sides after the HVLAT, with no statistical differences between cTrA/IO and iTrA/IO before and after the technique, suggesting balance in both moments of assessment. A strong correlation between the same side in different moments of assessment (iA1-iA2 and cA1-cA2) was noticed, suggesting a linear behavior for both sides when the electrical activity was increased. The Pearson coefficient revealed a strong correlation between the TrA/IO side and the increasing in muscle activation amplitude level. Also, the data showed a moderate to

strong correlation between this last variable and the moments of evaluation (Table 1). This balanced and linear effect in an unbalanced area suggests not only local changes, but some central neural integration within motor neuronal pools, possibly eliciting changes in efferent somatomotor activity<sup>4,5</sup>.

**Table 1** - Correlation between the values of the EMG signal pre-and post-manipulation ASI

Muscles	Reviews	r	p	Correlation
TrA/IO	iA1 x iA2	0.6526	0.0018	strong
	iA1 x cA1	0.6029	0.0049	strong
	iA2 x cA2	0.5449	0.0129	moderate
	cA1 x cA2	0.7426	0.0002	strong

## CONCLUSION

The results suggest that changes in this afferent inflow brought awareness to the Central Nervous System, modifying motor patterns during the proposed activity, increasing surface electromyography activity in both iTrA/IO and cTrA/IO muscles, with more muscle fibers being activated for the same task.

## REFERENCES

1. Sjødahl J, Kvist J, Gutke A, Öberg B. The postural response of the pelvic floor muscles during limb movements: A methodological electromyography study in parous women without lumbopelvic pain. *Clin Biomech.* 2009; 24:183-9.
2. Rainoldi G, Melchiorri I, Caruso A. method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods.* 2004; 134(1):37-43.
3. Marshall P, Murphy B. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(5):833-9.
4. Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J.* 2002; 2:357-71.
5. Lederman E. *Fundamentals of manual therapy: physiology, neurology and psychology.* London, Churchill Livingstone; 1997.

## EFEITO DA MOBILIZAÇÃO MIOFASCIAL PLANTAR NO EQUILIBRIO E ATIVIDADE ELETROMIOGRAFICA

Stroppa-Marques AEZ<sup>2</sup>, Tozim BM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual Paulista – Unesp / Marília

<sup>2</sup>Instituto de Biociências de Rio Claro – Unesp / Rio Claro

E-mail do apresentador: [anastropa@hotmail.com](mailto:anastropa@hotmail.com)

Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

O equilíbrio acontece como resultado de um somatório de forças e grande participação do sistema postural<sup>1</sup>. As estruturas mecânicas e os sistemas sensoriais exercem importante papel para o controle da oscilação postural, e se moldam de acordo com a natureza da tarefa, para a manutenção do equilíbrio<sup>2</sup>. A estática corporal em ortostatismo relaciona-se diretamente com o apoio correto dos pés no chão e, se o apoio for deficitário a estática torna-se falha<sup>3</sup>. Deste modo, acredita-se que a mobilização miofascial plantar promova diminuição da sobrecarga imposta pelas variações do centro de gravidade, encurtamento e adaptação do tecido conjuntivo do pé com consequente diminuição da área de contato. Assim, a mobilização poderá favorecer um melhor desempenho funcional relacionado ao equilíbrio corporal. Com isso o objetivo deste estudo foi verificar a influência da manipulação miofascial plantar na atividade eletromiográfica e no tempo durante o teste de apoio unipodal (TAU), com olhos fechados, em dois grupos diferentes, jovens e idosas.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal, quanti-qualitativo, aprovado pelo CEP – Unesp / Marília (835/2013) realizado com 5 idosas com idade média de 69,5±4,94 anos e 6 jovens com idade média 21,16±3,53 anos, sedentárias e hígdas. O estudo foi realizado por um protocolo de mobilização miofascial, com avaliação inicial e final. Para a avaliação realizou-se análise eletromiográfica durante, três repetições do Teste de Apoio Unipodal (TAU) com os olhos fechados, e tempo limite de 90 s. Para eleger o lado de apoio do TAU e da colocação dos eletrodos para a Eletromiografia (EMG) realizou-se o Teste de lateralidade, escolhendo assim o membro não dominante, ou seja, de melhor apoio.

Os resultados foram analisados pelo maior tempo de manutenção, em segundos no TAU, na avaliação pré e pós intervenção. Os dados EMG foram registrado através do eletromiógrafo *MyosystemBr1\_P84 (Data Hominis®)* com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 4000 vezes. Os eletrodos de AG/AgCl foram posicionados do lado não dominante dos músculos Gastrocnêmio Lateral (GL) e Tibial Anterior (TA)<sup>4</sup>. Os dados foram analisados no domínio do tempo, foi utilizado filtro passa banda de 20 a 500 Hz e realizou-se envelope linear usando filtro de passa baixa de 6 Hz, e a média do sinal EMG foi normalizado pelo pico de ativação de cada músculo durante TAU.

A mobilização miofascial plantar foi aplicada bilateralmente e consistiu em quatro etapas: 1) em mobilização do músculo Tríceps Sural, com o pé posicionado em dorsiflexão, até a diminuição de sua tensão; 2) cinco repetições, de deslizamento manual profundo na musculatura intrínseca do pé. Os manuseios consistiam em movimentos realizados pelo terapeuta na região de retro pé em direção ao ante pé, nos bordos medial e lateral; 3) cinco repetições, de deslizamento manual profundo na musculatura intrínseca do pé de retro pé para antepé, associados a desvios lateral e medial da mão do terapeuta, na região de ante pé; 4) deslizamento de uma toalha de rosto posicionado na planta do pé apoiado no solo realizando o movimento de retro pé a ante pé<sup>5</sup>.

Após a verificação da normalidade pelo teste *Shapiro-Wilk* os dados foram analisados através do teste estatístico Teste *T student* pareado com o nível de significância de 5% (p<0,05).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O TAU, usado neste estudo, foi utilizado para avaliações de equilíbrio estático, no entanto, ao avaliar o sinal bruto, Norcross et al.<sup>6</sup>, observaram variação na amplitude eletromiográfica e por essa razão optou-se pela ponderação de dados com envoltório linear, uma vez que, as oscilações corporais são aumentadas quando retirada a demanda visual e existe uma maior ativação muscular com os olhos fechados em comparação com os olhos abertos<sup>7</sup>.

Para a amplitude do sinal eletromiográfico, observou-se que os músculos GL (Pré = 0,37±0,08; Pós = 0,31±0,05; p = 0,02) e o TA (Pré = 0,38±0,07; Pós = 0,27±0,07; p=0,009) apresentaram significativa diminuição na atividade eletromiográfica no grupo de idosas, mostrando que houve melhor controle dos músculos do tornozelo após a manobra, uma vez que a literatura mostra que a instabilidade provoca aumento da ativação muscular em idosos<sup>8</sup>. Já para o grupo de jovens os dados não mostraram significância estatística na análise eletromiográfica do músculo GL (Pré= 0,25±0,06; Pós= 0,27±0,1; p=0,76) e o TA (Pré= 0,23±0,07; Pós= 0,20±0,06; p=0,30).

O tempo no TAU não apresentou significância em ambos os grupos (Tabela 1), no entanto, após a manobra as voluntárias, mostraram aumento do tempo de manutenção do TAU com os olhos fechados, exceto duas jovens, porém, todas referiram sentir-se com melhor apoio na postura ortostática.

**Tabela 1** – Tempo em segundos no TAU, em momentos pré e pós manipulação da musculatura intrínseca do pé

	IDOSAS					JOVENS					
<b>Pré</b>	4,09	5,45	3,68	9,21	3,68	41,02	9,56	26,925	11,62	90	26,97
<b>Pós</b>	6,69	31,93	4,74	13,74	11,69	52,009	20,97	21,83	43,36	90	15,31

Legenda: TAU – Teste de Apoio Unipodal

## CONCLUSÃO

Com isso, observou-se que após a mobilização miofascial plantar houve melhora no equilíbrio e tempo unipodal, no grupo idoso, sugerindo que a técnica melhora o equilíbrio e poderá ser utilizada como técnica completar no processo de reabilitação do equilíbrio em idosas.

## REFERÊNCIAS

1. Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *J Electromyogr kinesiol.* 2013; 23:1222–8.
2. Santiago ACC, Abreu DCC, Santiago HAR, Gomes MM. A influência dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio estático de adultos jovens em diferentes bases de apoio. *Braz J Biomech.* 2013; 14 (27).
3. Oliveira AP, Otowicz I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.* 2004; 2(3):122-7.
4. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. SENIAM 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
5. Stroppa-Marques AEZ, Lima NT, Valaretto LS, Melo Neto JS, Jacinto ME, Corrêa PR, et al. Manipulação da musculatura intrínseca do pé em portadores de lesão encefálica adquirida. *Rev Inspirar Mov Saúde.* 2012; 4(20):1-5.
6. Norcross MFJ, Blackburn, T, Goerger BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20:420–5.
7. Oliveira DCS, Rezende PAMSL, Silva MR, Lizardo FB, Sousa GC, Santos LA, et al. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. *Rev Bras Med Esporte* 2012; 18(4):261-6.
8. Santos ECC, Claudino R, Santos MJ. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *Cons Saúde,* 2013; 12(1):70-81.

## MOBILIZATION MYOFASCIAL IN THE FOOT EFFECTS IN BALANCE AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY

Stroppa-Marques AEZ<sup>2</sup>, Tozim BM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>  
<sup>1</sup>Physioterapy Department in State University Paulista – Unesp / Marília  
<sup>2</sup>Rio Claro Biosciences Institute – Unesp / Rio Claro

Corresponding author: [anastropa@hotmail.com](mailto:anastropa@hotmail.com)

Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The balance happens as a result of forces and large participation of postural<sup>1</sup> system. The mechanical structures and sensor systems play an important role in the control of postural sway, and are shaped according to the nature of the task to maintain the equilibrium<sup>2</sup>. The body in static standing position relates directly to the correct footing on the ground and if the support is deficient static becomes flawed<sup>3</sup>. Thus, it is believed that myofascial plant mobilization promotes decrease the burden of the center of gravity changes, adaptation and shortening of the connective tissue of the foot with consequent decrease in the contact area. Thus, the mobilization will favor a better body balance related to functional performance. Thus the aim of this study was to investigate the influence of myofascial manipulation planting on electromyographic activity and time during the stance leg support test (SLS), with closed eyes, in younger and older groups.

### MÉTODOS

This is a cross-sectional study, quantitative and qualitative, approved by CEP - UNESP / Marília (835/2013) carried out with five elderly women with a mean age of 69.5 years ( $\pm$  4.9) and six young average age 21.2 years ( $\pm$  3.5), sedentary and otherwise healthy. The study was performed by a protocol of myofascial mobilization, with initial and final evaluation. For the evaluation took place electromyographic examination during three repetitions of SLS with eyes closed, and a time limit of 90 seconds. To elect the next support SLS and placing of electrodes for electromyography (EMG) was performed to test the laterality, so choosing the non-dominant limb, i.e., better support.

The results were analyzed by higher maintenance time in seconds in SLS, pre and post intervention assessment. The EMG data were recorded by electromyography MyosystemBr1\_P84 (Date Hominis<sup>®</sup>) with sampling frequency of 2000 Hz, total gain of 4000 times. Electrodes AG / AgCl were positioned in the non-dominant side of the lateral gastrocnemius muscle (LG) and anterior tibialis (AT)<sup>4</sup>. The data were analyzed in the time domain was used pass filter 20-500 Hz band and held the linear envelope using low pass filter of 6 Hz, and the mean EMG signal was normalized by the peak activation of each muscle during SLS .

Myofascial mobilization planting was applied bilaterally and consisted of four steps: 1) mobilizing Sural Triceps muscle, with the foot positioned in dorsiflexion, by reducing your stress, 2) five replicates, manual sliding deep intrinsic muscles of the foot. The handlings consisted of movements performed by the therapist in the region of retro walking toward the forefoot, the medial and lateral edges and 3) five replicates, manual sliding deep intrinsic muscles of the foot to forefoot to rearfoot, associated with lateral and medial deviation hand therapist in the region of the forefoot; 4) slip a washcloth placed in the foot on ground performing the movement of the rearfoot and forefoot<sup>5</sup>.

After testing for normality by the Shapiro-Wilk test data were analyzed using the statistical test student paired t test with significance level of 5% ( $p < 0.05$ ).

## RESULTS AND DISCUSSION

The SLS used in this study, was used for evaluation of static equilibrium, however, when evaluating the raw signal, Norcross<sup>6</sup> observed variation in EMG amplitude and for this reason it was chosen the weighting of data linear envelope, since the body oscillations are increased when withdrawing visual demand and there is a greater muscle activation with eyes closed compared with eyes open<sup>7</sup>.

For the electromyographic signal amplitude was observed that the muscles LG (Pre =0.37±0.08; Post=0.31±0.05; p=0.02) and AT (Pre=0.38±0.07; Post=0.27±0.07; p=0.009) showed a significant decrease in EMG activity in the elderly group, showing that there was better control of the ankle muscles after the maneuver, since the literature shows that instability causes increased muscle activation in elderly<sup>8</sup>. The youth group data showed no statistical significance in muscle electromyographic analysis of LG (Pre=0.25±0.06; post=0.27±0.1; p=0.76) and AT (Pre=0.23±0.07; Post=0.20±0.06; p=0.30).

The time in the SLS showed no significance in both groups (Table 1) however, after the maneuver volunteers showed increased maintenance time SLS with eyes closed, except two young, but all reported feeling better with support in the standing posture.

**Table 1** – Time in seconds at TAU in pre and post manipulation of the intrinsic muscles of the foot.

	ELDER					YOUNG					
<b>Pre</b>	4.09	5.45	3.68	9.21	3.68	41.02	9.56	26.93	11.62	90	26.97
<b>Post</b>	6.69	31.93	4.74	13.74	11.69	52.01	20.97	21.83	43.36	90	15.31

Label: TAU – test leg support.

Thus, it was observed that after myofascial mobilization planting an improvement in single leg balance and time, in the elderly group, suggesting that the technique improves balance and can be used as a technique to complete the rehabilitation of balance in older process.

## REFERENCES

1. Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *J Electromyogr kinesiol.* 2013; 23:1222–8.
2. Santiago ACC, Abreu DCC, Santiago HAR, Gomes MM. A influência dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio estático de adultos jovens em diferentes bases de apoio. *Braz J Biomech.* 2013; 14 (27).
3. Oliveira AP, Otowicz I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.* 2004; 2(3):122-7.
4. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. SENIAM 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
5. Stroppa-Marques AEZ, Lima NT, Valaretto LS, Melo Neto JS, Jacinto ME, Corrêa PR, et al. Manipulação da musculatura intrínseca do pé em portadores de lesão encefálica adquirida. *Rev Inspirar Mov Saúde.* 2012; 4(20):1-5.
6. Norcross MFJ, Blackburn, T, Goerger BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20:420–5.
7. Oliveira DCS, Rezende PAMSL, Silva MR, Lizardo FB, Sousa GC, Santos LA, et al. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. *Rev Bras Med Esporte* 2012; 18(4):261-6.
8. Santos ECC, Claudino R, Santos MJ. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *Cons Saúde,* 2013; 12(1):70-81.

## **EFEITOS DO TAPING ESCAPULAR SOBRE A DOR, FORÇA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS JOVENS COM OMBRO DOLOROSO E DISCINESIA ESCAPULAR**

Johnsen A<sup>1</sup>, Intelangelo L<sup>2</sup>, Bordachar D<sup>2</sup>, Martins FLM<sup>1</sup>, Barbosa AC<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia do Instituto Universitário del Gran Rosario – IUGR/Argentina

<sup>3</sup>Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG

E-mail do apresentador: anajohnsen@ymail.com Web: www.cobec2014.com.br

### **INTRODUÇÃO**

As bandagens elástica e inelástica têm sido amplamente utilizadas por desportistas no tratamento e prevenção de lesões musculoesqueléticas com estudos que comprovam sua eficácia no aumento da funcionalidade, redução da dor, aumento da amplitude de movimento e recrutamento muscular<sup>1,7</sup>. A discinesia escapular está frequentemente relacionada a lesões no ombro, estando presente em 65 a 100% dos casos<sup>2</sup> e pode estar ou não associada ao quadro de ombro doloroso. Um estudo de Herzelee *et al*<sup>3</sup>, utilizando a bandagem em atletas de Handball com discinesia escapular encontrou evidências do aumento das amplitudes de movimento em abdução, adução e flexão de ombro. Outro estudo<sup>6</sup> conduzido em indivíduos assintomáticos identificou um aumento imediato no espaço entre o acrômio e o úmero atribuído à utilização da bandagem terapêutica. Desta forma, o presente estudo objetivou avaliar a dor, força isométrica e a atividade eletromiográfica antes e após a aplicação da bandagem escapular em indivíduos com ombro doloroso.

### **MÉTODOS**

Foram selecionados 10 indivíduos sintomáticos que apresentaram ombro doloroso associado ou não à discinesia escapular, o diagnóstico foi confirmado através do exame físico e ecográfico. Os voluntários foram avaliados antes e após a colocação da bandagem terapêutica quanto à dor, força muscular e atividade neuromuscular. Utilizou-se a Escala Visual Analógica (EVA) após a execução dos movimentos de flexão e rotação lateral de ombro, a Algometria de pressão nos músculos trapézio superior, deltóide (fibras médias) e infraespinhoso, a Dinamometria em contração isométrica com o membro superior em abdução e rotação lateral. Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos Miotec® modelo Miotool Wireless® 800 com resolução de 14bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz para coleta dos dados eletromiográficos durante elevação anterior do ombro (fase de elevação, manutenção e de retorno à posição inicial). O sinal foi filtrado *online* com passa banda de 10-500 Hz. Os músculos analisados pela eletromiografia de superfície foram: serrátil anterior e trapézio (fibras superiores e inferiores), de acordo com as normas internacionais propostas pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK): <http://www.isek-online.org> (*Publications / EMG Standarts*). O sinal eletromiográfico foi normalizado pela média dos três maiores picos de contração ao longo do sinal.

A análise estatística foi realizada utilizando o pacote estatístico Bioestat 5.0, a normalidade dos dados foi verificada através do teste de *Shapiro-Wilk*, os dados que se apresentaram normais foram tratados pelo teste t pareado e os não normais pelo teste de *Wilcoxon*, a significância estatística foi estabelecida com  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados referentes à algometria mostraram diferença estatística nos músculos deltóide fibras médias (antes  $5,5 \pm 1,79 \text{ kg/cm}^2$  e depois  $6,47 \pm 2,83 \text{ kg/cm}^2$ ,  $p=0,020$ ) e infraespinhoso (antes  $6,09 \pm 2,39 \text{ kg/cm}^2$  e depois  $7,26 \pm 2,97 \text{ kg/cm}^2$ ,  $p=0,025$ ). Os valores obtidos por meio da aplicação da EVA antes e após o uso da bandagem também apresentaram diferença significativa (antes  $3,23 \pm 1,70$  e depois  $2,10 \pm 2,30$ ,  $p=0,025$ ). Não houve alterações estatisticamente significativas na força muscular aferida pela dinamometria. Os dados eletromiográficos, descritos na Tabela 1, mostram que a ativação muscular apresentou redução significativa no momento da utilização da bandagem durante a fase de elevação ( $p=0,041$ ) e manutenção ( $p=0,043$ ) para o músculo trapézio superior. O decréscimo na atividade muscular do trapézio superior em função da aplicação da bandagem terapêutica está em consonância com outros estudos que apontaram a inibição desta porção muscular e o aumento da atividade do trapézio inferior<sup>4,5</sup>. O número amostral pode ter sido fator limitante para obtenção de valores significativos no aumento das demais magnitudes de ativação muscular.

**Tabela 1** - Dados eletromiográficos da atividade muscular durante movimento de abdução e rotação lateral em cada fase da contração

Fase	Sem Taping			Com Taping		
	S	TS	TI	S	TS	TI
Elevação	27,74±10,75	40,56±12,15*	30,37±8,64	29,03±12,27	35,53±16,44*	34,91±13,06
Manutenção	59,94±13,73	56,29±9,09**	55,79±9,85	63,08±15,00	47,03±14,35**	56,68±15,59
Retorno	24,64±7,54	32,30±8,94	37,52±12,62	26,21±6,11	28,56±10,04	38,92±12,08

Nota: Valores expressos em média e desvio padrão (em porcentagem, conforme normalização).

Legenda: (S) Serrátil, (TS) Trapézio Superior e (TI) Trapézio Inferior.

## CONCLUSÃO

A utilização da bandagem terapêutica mostrou-se eficaz no aumento do limiar doloroso dos indivíduos testados e na redução da atividade muscular das fibras do Trapézio Superior nos momentos de elevação e manutenção da elevação.

## REFERÊNCIAS

- Alexander CM, McMullan M, Harrison PJ. What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using triceps surae. *Man Ther.* 2008; 13(1):57-62.
- Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy.* 2003; 19(4):404-20.
- Herzeele M, van Cingel R, Maenhout A, Mey K, Cools A. Does the application of kinesiotape change scapular kinematics in healthy female handball players? *Int J Sports Med.* 2013; 34(11):950-5.
- Lin JJ, Hung CJ, Yang PL. The effects of scapular taping on electromyographic muscle activity and proprioception feedback in healthy shoulders. *J Orthop Res.* 2011; 29(1):53-7.
- Selkowitz DM, Chaney C, Stuckey SJ, Vlad G. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *JOSPT.* 2007; 37(11):694-702.
- Luque-Suarez A, Navarro-Ledesma S, Petocz P, Hancock M.J, Hush J. Short term effects of kinesiotaping on acromiohumeral distance in asymptomatic subjects: a randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013; 18(6):573-7.
- Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *JOSPT* 2008; 38(7):389-95.

# EFFECTS OF SCAPULAR TAPING ON PAIN, STRENGTH AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY IN YOUNG ADULTS WITH PAINFUL SHOULDER AND SCAPULAR DYSKINESIA

Johnsen A<sup>1</sup>, Intelangelo L<sup>2</sup>, Bordachar D<sup>2</sup>, Barbosa AC<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Federal University of the Jequitinhonha and Mucuri - UFVJM

<sup>2</sup>Department of Physical Therapy, University Institute of Gran Rosario – IUGR/Argentina

<sup>3</sup>Research Support Foundation of Minas Gerais – FAPEMIG

Presenter's E-mail: anajohnsen@gmail.com Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUCTION

The elastic and inelastic bands have been widely used by athletes in the treatment and prevention of musculoskeletal injuries. Studies show effectiveness in increasing of functionality, reduction of pain, increasing range of motion and muscular recruitment<sup>1,7</sup>. The scapular dyskinesia is often related to shoulder injuries, present in 65-100% of cases<sup>2</sup> and may or may not be associated with painful shoulder. A study of Herzele *et al*<sup>3</sup>, using the bandage in Handball athletes with scapular dyskinesia found evidence of an increased range of motion in abduction, adduction and flexion. Another study conducted in asymptomatic individuals identified an immediate increase in the space between the acromion and the humeral attributed to the use of therapeutic bandage<sup>6</sup>. In this way, this study aimed to assess pain, isometric force and electromyographic activity before and after application of the scapular banding in individuals with shoulder pain.

## METHODS

Were selected 10 symptomatic patients who presented scapular dyskinesia associated or not to shoulder pain, the diagnosis was confirmed by physical examination and ultrasound. The volunteers were evaluated before and after the placement of therapeutic bandage. The pain, muscle strength and neuromuscular activity were assessed. We used the Visual Analogue Scale (VAS) after the execution of the movements of abduction and lateral rotation of the shoulder, the Algometry pressure measurements on the upper trapezius muscle, deltoid mid fibers and infraspinatus. The Dynamometry isometric contraction was performed with the arm abducted and also in lateral rotation position. A module for acquisition of biological signals Miotec® Miotool® Wireless 800 model with 14bits resolution and acquisition samples rate of 2 kHz was used to collect the electromyographic data during anterior shoulder elevation (phase of elevation, handling and return to starting position). The signal was treated with 10-500Hz online band filter. The muscles analyzed by surface electromyography were: serratus anterior, upper and lower trapezius fibers, in accordance with international standards proposed by the International Society of Electromyography and Kinesiology (Isek): <http://www.isek-online.org> (Publications/ Standarts EMG). The electromyographic signal was normalized by the average of the three higher peaks of contraction along the signal.

Statistical analysis was performed using the statistical software BioStat 5.0, the normality of the data was verified by the Shapiro-Wilk test, the normal data were treated by paired t test and the non-normal by the Wilcoxon test, the statistical significance values was set at  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

Data regarding algometry showed statistical difference in the deltoid muscle fibers averages (before  $5,5 \pm 1,79$  kg/cm<sup>2</sup> and  $6,47 \pm 2,83$  kg/cm<sup>2</sup> after,  $p = 0,020$ ) and infraspinatus ( $6,09 \pm 2,39$  before

and after  $7,26 \pm 2,97$ ,  $p=0,025$ ). The values obtained by applying the EVA before and after the use of banding also showed significant difference ( $3,23 \pm 1,70$  before and after  $2,10 \pm 2,30$ ,  $p=0,025$ ). There were no statistically significant changes in muscle strength measured by dynamometry. The EMG data, described in Table 1, show the muscle activation with a significant decrease when using the band during the elevation ( $p=0,041$ ) and handling phases ( $p=0,043$ ) to the upper trapezius. The decrease in muscle activity of the upper trapezius due to the application of therapeutic bandage is consistent with other studies that showed inhibition of this muscular portion and increased the lower trapezius activity<sup>4,5</sup>. The sample size may have been a limiting factor to achieve significant increases in other of muscle activation values.

**Table 1** Electromyographic measurements of muscle activity during movement of abduction and lateral rotation at each stage of contraction.

Phase	Without Taping			With Taping		
	TS	TI		S	TS	TI
<b>Elevation</b>	27,74±10,75	40,56±12,1*	30,37±8,64	29,03±12,27	35,53±16,44*	34,91±13,06
<b>Handling</b>	59,94±13,73	56,29±9,09**	55,79±9,85	63,08±15,0	47,03±14,35**	56,68±15,59
<b>Return</b>	24,64±7,54	32,30±8,94	37,52±12,62	26,21±6,11	28,56±10,04	38,92±12,08

Note: Values expressed as mean and standard deviation (in percentage as standardization). Legend: (S) serratus (TS) and upper trapezius (IT) Lower Trapezius.

## CONCLUSION

The therapeutic bandage was effective increasing the pain threshold of the tested individuals and reducing the muscle activity of the upper trapezius fibers in moments of elevation and maintenance of elevation.

## REFERENCES

- Alexander CM, McMullan M, Harrison PJ. What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using triceps surae. *Man Ther.* 2008; 13(1):57-62.
- Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy.* 2003; 19(4):404-20.
- Herzele M, van Cingel R, Maenhout A, Mey K, Cools A. Does the application of kinesiotape change scapular kinematics in healthy female handball players? *Int J Sports Med.* 2013; 34(11):950-5.
- Lin JJ, Hung CJ, Yang PL. The effects of scapular taping on electromyographic muscle activity and proprioception feedback in healthy shoulders. *J Orthop Res.* 2011; 29(1):53-7.
- Selkowitz DM, Chaney C, Stuckey SJ, Vlad G. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *JOSPT.* 2007; 37(11):694-702.
- Luque-Suarez A, Navarro-Ledesma S, Petocz P, Hancock M.J, Hush J. Short term effects of kinesiotaping on acromiohumeral distance in asymptomatic subjects: a randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013; 18(6):573-7.
- Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *JOSPT* 2008; 38(7):389-95.

# ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO *CORE* EM EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO COM DIFERENTES SUPERFÍCIES INSTÁVEIS

Sousa GC<sup>1</sup>, Lizardo FB<sup>1</sup>, Bernardino Júnior R<sup>1</sup>, Silva DCO<sup>1</sup>, Gregório FC<sup>1</sup>, Santos LA<sup>1</sup>, Bérzin F<sup>2</sup>, Bigaton DR<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEC)  
da Universidade Federal de Uberlândia (UFU/MG)

<sup>2</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas  
(FOP/UNICAMP), Piracicaba – SP

<sup>3</sup>Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba - SP e FOP/UNICAMP  
E-mail do apresentador: gilmar@ufu.br Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

O treinamento resistido instável (TRI) envolve exercícios realizados sobre uma superfície instável utilizando a própria massa corporal como resistência ou cargas externas. Vários equipamentos de instabilidade são utilizados na prática clínica e no âmbito esportivo, no qual a bola de ginástica (bola suíça ou *physioball*) é o mais popular<sup>1</sup>.

As superfícies instáveis também são empregadas para aumentar a sobrecarga nos exercícios isométricos de estabilização do tronco, os quais são frequentemente utilizados em programas de prevenção/reabilitação de lombalgia ou treinamento esportivo<sup>2,3</sup>.

Todavia, existem dúvidas na literatura sobre os efeitos desses equipamentos no exercício de estabilização prancha lateral, tais como: 1) A instabilidade dupla produzirá maior ativação dos músculos do tronco em comparação com instabilidade simples? 2) A utilização de diferentes superfícies instáveis produzirá alterações no recrutamento? 3) A instabilidade simples no membro superior ou membro inferior provocará respostas distintas?

A compreensão dessas questões é fundamental para a otimização de programas de prevenção, reabilitação e treinamento esportivo que objetivam o desenvolvimento e fortalecimento dos músculos do *core*. Portanto, objetivou-se analisar a atividade eletromiográfica dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo (OE) e Interno (OI) do Abdome, Multífido (MU) e Ereter da Espinha (EE) no exercício de estabilização prancha lateral em quatro situações: a) estabilidade normal; b) instabilidade simples no membro superior; c) instabilidade simples no membro inferior e (d) instabilidade dupla.

## MÉTODOS

A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino, praticantes de atividade física, sem disfunção neuromuscular, com idade entre  $23,65 \pm 4,49$  anos, massa corporal  $71,31 \pm 7,85$  kg, estatura  $175,35 \pm 5,48$  cm e Índice de Massa Corpórea  $23,14 \pm 1,74$  kg/m<sup>2</sup>. O cálculo amostral foi realizado utilizando-se o aplicativo BioEstat 4.0, *power* de 80% e *alpha* = 0,05. Para captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais simples (DataHominis Tecnologia Ltda., Brasil), com ganho de 20 vezes e razão de rejeição em modo comum de 92dB a 60Hz, compostos por duas barras retangulares paralelas de prata pura (10 mm de comprimento x 1 mm de largura) e distanciadas 10 mm entre si, e registrada por um eletromiógrafo computadorizado projetado de acordo com normas internacionais (MyosystemBr1 P84/ DataHominis Tecnologia Ltda., Brasil), que apresenta impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits e bateria recarregável integrada para total portabilidade.

Os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 1000 Hz e a frequência de amostragem utilizada foi 2000 Hz por canal. Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos do antímero direito, com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras, seguindo as recomendações da literatura específica<sup>4,5</sup>. Foi utilizado um eletrodo de referência (*Bio-logic Systems* - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., Brasil) fixado na pele sobre a espinha ilíaca ântero-superior do quadril esquerdo.

No início de cada teste foram realizadas duas contrações isométrica voluntária máxima (CIVM) de 5 segundos com intervalo de três minutos. Posteriormente, os voluntários realizaram duas repetições de cada exercício durante cinco segundos de contração isométrica, com intervalo de 30 segundos entre as repetições e um minuto entre os diferentes exercícios. Foram realizados cinco exercícios de prancha lateral: (PLN) prancha lateral normal; (PLDS) prancha lateral com disco no membro superior; (PLDI) prancha lateral com disco no membro inferior; (PLBS) prancha lateral com *bosu* no membro superior; (PLBD) prancha lateral com *bosu* e disco.

O sinal eletromiográfico foi quantificado pela Raiz Quadrada da Média (*Root Mean Square* – RMS) e normalizado (RMSn) pela CIVM. Os valores de RMS foram calculados utilizando-se o software *Myosystem br1* (versão 3.5.6) a partir de uma janela de tempo de 3 segundos centrais, correspondendo ao trecho médio de atividade. Utilizou-se o teste *Shapiro Wilk* para avaliar a normalidade dos dados e, posteriormente, a análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para a comparação dos valores médios de RMSn do mesmo músculo em diferentes exercícios, sendo aplicado o teste de *Bonferroni* para verificar onde havia diferença. O nível de significância foi 5% ( $p < 0,05$ ). O tamanho do efeito (*effect size* / ES) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0,2 pequeno; ES = 0,5 médio e ES = 0,8 grande).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A atividade do músculo OE foi maior no exercício prancha lateral com disco no membro superior (PLDS; 41,53%) em comparação ao exercício prancha lateral com *bosu* no membro superior (PLBS; 31,99%;  $p < 0,05$ ; ES=0,66). O recrutamento do músculo MU foi mais alto no exercício PLDS (27,35%) em relação ao exercício prancha lateral com disco no membro inferior (PLDI=21,40%;  $p < 0,05$ ; ES=0,82).

Na presente pesquisa não foram observadas diferenças significativas na ativação de todos os músculos analisados comparando a prancha lateral com estabilidade normal (PLN) em relação ao mesmo exercício com instabilidade simples no membro superior (PLDS, PLBS), instabilidade simples no membro inferior (PLDI) e instabilidade dupla (PLBD).

A lógica para a utilização da superfície instável nos exercícios de estabilização do tronco baseia-se no potencial de aumentar a perturbação do tronco e o deslocamento do centro de gravidade, sendo necessário maior demanda neuromuscular para manter o controle adequado da coluna vertebral durante o exercício<sup>6</sup>. Todavia, a utilização de instabilidade simples ou dupla no exercício de prancha lateral não foi suficiente para alterar o nível de recrutamento dos músculos do *core* em comparação ao exercício com estabilidade normal.

Uma limitação do presente trabalho é a possibilidade do *cross talk* especialmente para os músculos profundos do tronco. Para minimizar este problema, foram utilizadas posições padronizadas de fixação dos eletrodos testados em prévios estudos<sup>4,5</sup>.

## CONCLUSÃO

A utilização de superfície instável não aumentou o recrutamento dos músculos do *core* na prancha lateral, portanto, a influência da superfície instável é dependente do músculo, do exercício e do tipo de instabilidade.

## REFERÊNCIAS

1-Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(2):226-41.

- 2- Kim MJ, Oh DW, Park, H. J. Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23:1119-23.
- 3-Gottschall JS, Mills J, Hastings B. Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(3):590-6.
- 4-García-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-González N, Vera-Garcia FJ. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22:398–406.
- 5-Hermens HJ, Freriks B. The SENIAM cd-rom: European recommendations for surface electromyography. Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999.1 CD.
- 6- Desai I, Marshall PW. M. Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20: 1155-62.

# ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF THE *CORE* MUSCLES IN TRUNK STABILIZATION EXERCISES WITH DIFFERENT UNSTABLE SURFACES

Sousa GC<sup>1</sup>, Lizardo FB<sup>1</sup>, Bernardino Júnior R<sup>1</sup>, Silva DCO<sup>1</sup>, Gregório FC<sup>1</sup>, Santos LA<sup>1</sup>, Bérzin F<sup>2</sup>, Bigaton DR<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Laboratory in Kinesiologic Electromyography,

Universidade Federal de Uberlândia (UFU/MG) Brazil

<sup>2</sup>Dentistry School of Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Piracicaba, SP, Brazil

<sup>3</sup>Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba, SP, Brazil

E-mail presenter: gilmar@ufu.br      Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUCTION

The unstable resistance training (IRT) involves exercises on an unstable surface using their own body weight as resistance or external loads. Several instability devices are used in clinical practice and in sports in which the gym ball (Swiss ball or physioball) is the most popular<sup>1</sup>.

The unstable surfaces are also employed to increase the overload in isometric exercises of trunk stabilization, which are often used in programs of prevention/rehabilitation of low back pain or sports training<sup>2,3</sup>.

However, there are doubts in the literature on the effects of such devices in the prone bridge exercises of stabilization, such as: (1) The dual instability could produce greater activation of the trunk muscles compared to simple instability? (2) The use of unstable surfaces could produce different changes in the recruitment? (3) The simple instability in the arm or leg could cause different responses?

Therefore, the objective of this study was to analyze the electromyographic activity of the rectus abdominis (RA), external oblique (EO) and internal oblique (IO) abdominis, multifidus (MF) and erector spinae (ES) muscles in side bridge exercises of stabilization in four situations: (a) normal stability; (b) simple instability in the upper limb; (c) simple instability in the lower limb; and (d) dual instability.

## METHODS

Twenty-two male volunteers (age,  $23.65 \pm 4.49$  years; weight  $71.31 \pm 7.85$  kg; height  $175.35 \pm 5.48$  cm; body mass index [BMI]  $23.14 \pm 1.74$  kg/m<sup>2</sup>), physically active and with no neuromuscular disorder were recruited for this study. The sample size calculation was performed using the BioEstat 4.0 software, with 80% power and  $\alpha = 0.05$ . The electromyographic (EMG) signals were captured using single differential surface electrodes (DataHominis Tecnologia Ltda., Brasil), with an overall gain of 20 times and common mode rejection ratio of 92 dB at 60 Hz, composed of two parallel rectangular bars of pure silver (10 mm long x 1 mm wide) and spaced 10 mm apart. The EMG signals were recorded by a computerized electromyograph (MyosystemBr1 P84/DataHominis Tecnologia Ltda.), which was developed according to international standards, with input impedance of 1015 Ohms, analogic/digital converter with 16-bit resolution and integrated rechargeable battery for total portability.

The EMG signals were subjected to 20 Hz high-pass and 1000 Hz low-pass filters and the sampling frequency used was 2000 Hz per channel. Surface electrodes were placed on the muscles of the right side, with their parallel orientation and bars of signal detection perpendicular to the fibers, following the recommendations of the literature<sup>4,5</sup>. A reference electrode was used (Bio-logic

Systems - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., Brasil) and attached to the skin over the anterior superior iliac spine of the left hip.

At the beginning of each test, two maximum voluntary isometric contractions (MVIC) of 5 seconds with rest period of 3 minutes were performed. Subsequently, the volunteers performed two repetitions of each exercise with 5-sec isometric contraction and 30-sec interval between repetitions and 1-min interval between exercises. Five side bridge exercises were performed: normal side bridge (NSB); Side bridge with disc in the upper limb (SBDU); side bridge with disc in the lower limb (SBDL); side bridge with bosu in the upper limb (SBBU); side bridge with bosu and disc (SBBD).

The electromyographic signal was quantified by the root mean square (RMS) and normalized (RMSn) by MVIC. The RMS values were calculated using the Myosystem Br1 (version 3.5.6) software from a time window of 3 central seconds, corresponding to the middle stretch of activity. The Shapiro-Wilk test was used to assess the normality of the data. Subsequently, the analysis of variance for repeated measures (ANOVA) was used to compare the mean values of RMSn of the same muscle in different exercises, and the Bonferroni test was applied to verify where there was a difference. The significance level was 5% ( $p < 0.05$ ). The effect size (ES) was calculated using the Cohen's description for interpretation (ES = 0.2 small; ES = 0.5 medium; and ES = 0.8 great).

## RESULTS AND DISCUSSION

The activity of the EO muscle was greater in the side bridge with disc in the upper member (SBDU; 41.53 %) compared to the side bridge with bosu in the upper limb (SBBU; 31.99%,  $p < 0.05$ , ES = 0.66). The MF recruitment was higher in the SBDU (27.35%) exercise compared to the side bridge with disc in the lower limb (SBDL; 21.40%,  $p < 0.05$ , ES = 0.82).

In the present study, no significant differences were observed in the activation of all muscles analyzed by comparing the side bridge with normal stability (NSB) versus the same exercise with simple instability in the upper limb (SBDU, SBBU), simple instability in the lower limb (SBDL) and double instability (SBBD).

The rationale for the use of unstable surfaces in trunk stabilization exercises is based on the potential to increase the disturbance of the trunk and the displacement of the center of gravity. Thus, a greater neuromuscular demand is necessary to maintain proper control of the spine during exercise<sup>6</sup>. However, the use of single or double instability in side bridge exercises was not enough to change the level of recruitment of the core muscles compared to the exercises with normal stability.

A limitation of this study is the possibility of cross talk especially for the trunk deep muscles. To minimize this problem, we used standardized positions for attachment of the electrodes tested in previous studies<sup>4,5</sup>.

## CONCLUSION

The use of unstable surfaces does not increase the recruitment of the core muscles in the side bridge exercises. Therefore, the influence of the unstable surface is dependent on the muscle, exercise and the type of instability.

## REFERENCES

- 1-Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(2):226-41.
- 2- Kim MJ, Oh DW, Park, H. J. Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23:1119-23.
- 3-Gottschall JS, Mills J, Hastings B. Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(3):590-6.

- 4-García-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-González N, Vera-Garcia FJ. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22:398–406.
- 5-Hermens HJ, Freriks B. The SENIAM cd-rom: European recommendations for surface electromyography. Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999.1 CD.
- 6- Desai I, Marshall PW. M. Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20: 1155-62.

## PADRÃO DE ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS EM CRIANÇAS OBESAS E EUTRÓFICAS

Favero TC<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>1</sup>, Haeffner LB<sup>2</sup>, Busanello-Stella AR<sup>1</sup>, Corrêa EC<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fonoaudiologia - Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)

<sup>2</sup>Departamento de Pediatria - Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia - Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)

E-mail do apresentador: angelafonoaudiologia@yahoo.com.br

### INTRODUÇÃO

A obesidade é uma doença crônica, complexa e de etiologia multifatorial que determina várias complicações na infância e idade adulta<sup>1</sup>. Dentre os distúrbios nutricionais, ela é a que gera maior número de problemas musculoesqueléticos. Os períodos críticos de surgimento da obesidade progressiva são os 12 primeiros meses de vida, a fase pré-escolar e a puberdade. A obesidade progressiva se associa à obesidade hiperplásica, dificultando o controle de peso corporal na idade adulta, inferindo a importância de estudos frente à população obesa no contexto do ganho de peso excessivo e de sua contribuição para uma alteração na postura e nas funções do sistema estomatognático (SE)<sup>2</sup>. Assim, o objetivo do presente estudo foi comparar o padrão de atividade elétrica dos músculos mastigatórios de crianças obesas e eutróficas durante os períodos de ativação (*on*) e inativação (*off*) muscular através da eletromiografia de superfície.

### MÉTODOS

Foram avaliadas 32 crianças, entre 6 e 12 anos de idade, divididas em dois grupos iguais – 16 obesas e 16 eutróficas. As variáveis estudadas incluíram a atividade eletromiográfica da musculatura mastigatória (músculo temporal anterior, masseter e orbicular da boca) durante as atividades de repouso, contração voluntária máxima (CVM), mastigação (habitual e direcionada) e deglutição. Os valores de ativação muscular obtidos nas coletas foram quantificados em *root mean square* (RMS) e expressos em microvolts ( $\mu$ V). Todas as normas preconizadas pela ISEK/SENIAM foram seguidas<sup>3,4</sup>. Para a análise estatística calculou-se a mediana, primeiro e terceiro quartis e utilizou-se o teste de *Wilcoxon*, considerando nível de significância de  $p < 0,05$ .

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como se pode observar nas Tabelas 1 e 2, os obesos apresentaram semelhanças de ativação muscular em relação aos eutróficos durante as atividades de CVM e repouso (isometria). Porém, para as atividades dinâmicas – mastigação habitual, mastigação direcionada e deglutição - os obesos apresentaram medianas de ativação muscular inferiores aos eutróficos na maioria das situações propostas, tanto no período de ativação (*on*) quanto no período de inativação (*off*), com diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 1** - Medianas da atividade elétrica do músculo masseter para as situações de CVM e repouso e período de ativação (*on*) das atividades dinâmicas em relação ao estado nutricional, com dados normalizados e mensurados em percentual

Variáveis	Estado nutricional		p*
	Eutrófico md (1 <sup>o</sup> /3 <sup>o</sup> q)	Obeso md (1 <sup>o</sup> /3 <sup>o</sup> q)	
<b>Repouso</b>			
Masseter direito	1,1 (0,8-1,5)	1,5 (2,0-1,1)	0,181

Masseter esquerdo	1,3 (0,9-1,6)	1,4 (1,1-1,9)	0,258
<b>CVM</b>			
Masseter direito	46,8 (36,6-53,3)	47,8 (42,7-50,6)	0,792
Masseter esquerdo	47,3 (45,2-50,3)	48,9 (44,7-52,6)	0,510
<b>Mastigação habitual</b>			
Masseter direito	378,9 (272,1-495,6)	211,5 (152,5-267,9)	<b>0,013**</b>
Masseter esquerdo	269,6 (170,9-405,2)	224,6 (173,0-274,1)	0,291
<b>Mastigação direcionada</b>			
Masseter direito	236,4 (168,9-318,8)	155,7 (103,3-228,9)	0,097
Masseter esquerdo	169,7 (93,3/398,3)	134,6 (51,1-177,8)	0,228
<b>Deglutição</b>			
Masseter direito	22,7 (3,5-55,3)	22,3 (14,9-31,9)	0,547
Masseter esquerdo	22,4 (13,3-56,3)	21,7 (16,7-38,9)	0,851

Md (1<sup>o</sup> - 3<sup>o</sup>Q) = mediana (primeiro e terceiro quartis); \*Teste *Wilcoxon*; \*\* *Significância estatística*

Sabe-se que este possível descondicionamento muscular dos obesos, aqui traduzido pela inferioridade de atividade elétrica em relação aos eutróficos, se deve, provavelmente, à preferência por alimentos de preparo rápido, cuja consistência caracteriza-se por serem mais triturados, cozidos e moles, geralmente compostos por carboidratos que aumentem sua saciedade. Lieberman *et al.*<sup>5</sup> em seu estudo demonstrou que o consumo de alimentos processados diminuiu o crescimento facial dos arcos mandibulares e maxilares em humanos, em resposta a diminuição da força oclusal e da mastigação necessária para a trituração do alimento.

**Tabela 2** - Medianas da atividade elétrica do músculo masseter em relação ao estado nutricional nas situações testadas durante o período de inativação muscular (período *off*), com dados normalizados e mensurados em percentual

Variáveis	Estado nutricional		p*
	Eutrófico md (1 <sup>o</sup> /3 <sup>o</sup> q)	Obeso md (1 <sup>o</sup> /3 <sup>o</sup> q)	
<b>Mastigação habitual</b>			
Masseter direito	41,2 (29,1-50,3) <sup>a</sup>	24,3 (15,4-36,6)	<b>0,038</b>
Masseter esquerdo	27,7 (17,9-40,2) <sup>a</sup>	24,1 (19,3-31,9)	0,410
<b>Mastigação direcionada</b>			
Masseter direito	17,9 (14,5-25,7)	12,4 (8,0-18,7)	0,065
Masseter esquerdo	15,7 (7,9-30,4)	12,0 (8,8-15,6)	0,429
<b>Deglutição</b>			
Masseter direito	3,9 (2,4-9,1)	3,5 (2,8-5,3)	0,792
Masseter esquerdo	3,7 (2,2-7,3)	3,7 (2,8-4,2)	0,940

Md (1<sup>o</sup> - 3<sup>o</sup>Q) = mediana (primeiro e terceiro quartis);

\*Teste *Wilcoxon*. Letras iguais apresentam diferença estatística significativa: <sup>a</sup> **0,012**

## CONCLUSÃO

Crianças obesas, provavelmente em função do excesso de adiposidade facial, apresentam alterações no condicionamento da musculatura mastigatória, que se refletem durante a realização das funções do sistema estomatognático.

**REFERÊNCIAS**

1. Ebbeling CB, Pawlak DB, Ludwig DS. Childhood obesity: public-health crisis, common sense cure. *The Lancet* 2002; 360:473–82.
2. Bianchini EMG. Disfunções da articulação temporomandibular: relações com a articulação da fala [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Fonoaudiologia, PUC-SP; 1998.
3. Merletti R. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 3-4.
4. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
5. Lieberman DE, Krovitz GE, Yates FW, Devlin M, Claire MS. Effects of food processing on masticatory strain and craniofacial growth in a retrognathic face. *J Hum Evol.* 2004; 46: 655-77.

## MASTICATORY MUSCLE ELECTRICAL ACTIVITY PATTERN IN OBESE AND EUTROPHIC CHILDREN

Favero TC<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>1</sup>, Haeffner LB<sup>2</sup>, Busanello-Stella AR<sup>1</sup>, Corrêa EC<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Phonoaudiology - Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)

<sup>2</sup>Department of Pediatrics - Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)

<sup>3</sup>Department of Physiotherapy - Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)

Corresponding author: angelafonoaudiologia@yahoo.com.br

### INTRODUCTION

Obesity is a chronic, complex disease of multifactorial etiology that determines several complications in childhood and adulthood<sup>1</sup>. Obesity, among nutritional disorders, generates the greatest amount of musculoskeletal problems. Critical periods of progressive obesity onset occur on the first 12 months of life, in kindergarten and during puberty. Progressive obesity is associated with hyperplastic obesity, making it difficult to control body weight in adulthood. This implies the importance of further studies on the obese population with excessive weight gain and its contribution to changes in the performance of the stomatognathic system (SS)<sup>2</sup>. The aim of this study was to compare the masticatory muscle electrical activity pattern of obese and eutrophic children during muscle on-off timing using surface electromyography (EMG).

### METHODS

A total of 32 children from 6 to 12 years of age were divided into two equal groups - 16 obese and 16 eutrophic children - and assessed. The variables studied included the EMG activity of the muscles of mastication (anterior temporalis, masseter and orbicularis oris) during rest, maximum voluntary contraction (MVC), mastication (regular and directed), and swallowing. All the standards recommended by ISEK/SENIAM were followed<sup>3,4</sup>. For statistical analysis, the median, and the first and third quartiles were found and the Wilcoxon test was used, considering significance level of  $p < 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

Obese children showed similarities in muscle activation compared with eutrophic children during MVC and rest. However, for dynamic activities - regular and directed mastication and swallowing - obese children had lower muscle activation medians than eutrophic children in most proposed situations, both in the activation period (on) and in the inactivation period (off), with significant statistical difference ( $p < .05$ ).

**Table 1** - Masseter muscle electrical activity medians for MVC and rest situations and activation (on) period of dynamic activities in relation to nutritional status, with normalized and percentage measured data

Variables	Nutritional Status		p*
	Eutrophic Children md (1°/3°q)	Obese Children md (1°/3°q)	
<b>Rest</b>			
Right Masseter	1.1 (0.8-1.5)	1.5 (2.0-1.1)	0.181
Left Masseter	1.3 (0.9-1.6)	1.4 (1.1-1.9)	0.258
<b>MVC</b>			
Right Masseter	46.8 (36.6-53.3)	47.8 (42.7-50.6)	0.792

Left Masseter	47.3 (45.2-50.3)	48.9 (44.7-52.6)	0.510
<b>Habitual Mastication</b>			
Right Masseter	378.9 (272.1-495.6)	211.5 (152.5-267.9)	<b>0.013</b>
Left Masseter	269.6 (170.9-405.2)	224.6 (173.0-274.1)	0.291
<b>Directed Mastication</b>			
Right Masseter	236.4 (168.9-318.8)	155.7 (103.3-228.9)	0.097
Left Masseter	169.7 (93.3/398.3)	134.6 (51.1-177.8)	0.228
<b>Swallowing</b>			
Right Masseter	22.7 (3.5-55.3)	22.3 (14.9-31.9)	0.547
Left Masseter	22.4 (13.3-56.3)	21.7 (16.7-38.9)	0.851

Md (1st - 3rdQ)= median (first and third quartiles); \**Wilcoxon Test*.

It is known that this possible muscle deconditioning of obese children, here translated by the inferiority of electrical activity compared to eutrophic children, is probably due to the preference for fast food, whose consistency is characterized by being more shredded, cooked and soft, usually composed of carbohydrates that increase satiety<sup>5</sup>.

**Table 2** - Masseter muscle electrical activity medians in relation to nutritional status in situations tested during the period of muscle inactivation (off), with normalized and percentage measured data

Variables	Nutritional Status		p*
	Eutrophic Children md (1 <sup>o</sup> /3 <sup>o</sup> q)	Obese Children md (1 <sup>o</sup> /3 <sup>o</sup> q)	
<b>Habitual Mastication</b>			
Right Masseter	41.2 (29.1-50.3) <sup>a</sup>	24.3 (15.4-36.6)	<b>0.038</b>
Left Masseter	27.7 (17.9-40.2) <sup>a</sup>	24.1 (19.3-31.9)	0.410
<b>Directed Mastication</b>			
Right Masseter	17.9 (14.5-25.7)	12.4 (8.0-18.7)	0.065
Left Masseter	15.7 (7.9-30.4)	12.0 (8.8-15.6)	0.429
<b>Swallowing</b>			
Right Masseter	3.9 (2.4-9.1)	3.5 (2.8-5.3)	0.792
Left Masseter	3.7 (2.2-7.3)	3.7 (2.8-4.2)	0.940

Md (1st - 3rdQ) = median (first and third quartiles);

\**Wilcoxon Test*. Similar letters present significant statistical difference: <sup>a</sup>- 0.012.

## CONCLUSION

Obese children, probably due to excessive facial adiposity, present changes in the conditioning of the masticatory muscles, which are reflected in the performance of the stomatognathic system.

## REFERENCES

1. Ebbeling CB, Pawlak DB, Ludwig DS. Childhood obesity: public-health crisis, common sense cure. *The Lancet* 2002; 360:473–82.
2. Bianchini EMG. Disfunções da articulação temporomandibular: relações com a articulação da fala [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Fonoaudiologia, PUC-SP; 1998.
3. Merletti R. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 3-4.
4. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
5. Lieberman DE, Krovit GE, Yates FW, Devlin M, Claire MS. Effects of food processing on masticatory strain and craniofacial growth in a retrognathic face. *J Hum Evol.* 2004; 46: 655-77.

# ATIVIDADE ELÉTRICA DO TRANSVERSO ABDOMINAL/OBLÍQUO INTERNO DURANTE AGACHAMENTO UNIPODAL PRÉ E PÓS MÉTODO PILATES: ESTUDO PILOTO

Silva AF, Oliveira ACC, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Vale do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM

Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG

E-mail do apresentador: [angelica-fsilva@outlook.com](mailto:angelica-fsilva@outlook.com)

## INTRODUÇÃO

Criado por Joseph Pilates, o Método Pilates surgiu no início da década de 1920 durante a primeira Guerra Mundial, onde se reuniu conceitos de ginástica, yoga, artes marciais e dança. O principal objetivo do método é trabalhar essencialmente o centro de força ou “*Power House*” que é composto por músculos estabilizadores e estáticos, como músculos do assoalho pélvico, músculos extensores da coluna e do quadril, flexores do quadril e músculos abdominais superficiais e profundos, como o transverso abdominal, um músculo profundo envolvido no controle postural. Integrando corpo e mente, durante o movimento, a expiração é associada à contração dessas musculaturas e do diafragma, com a melhora da flexibilidade, força, equilíbrio e a consciência corporal. O objetivo do presente estudo foi verificar o recrutamento de fibras musculares do músculo transverso abdominal/oblíquo interno direito e esquerdo durante agachamentos unipodais (teste de Powers) antes e após a aplicação de um protocolo de 4 semanas baseado no método de Pilates.

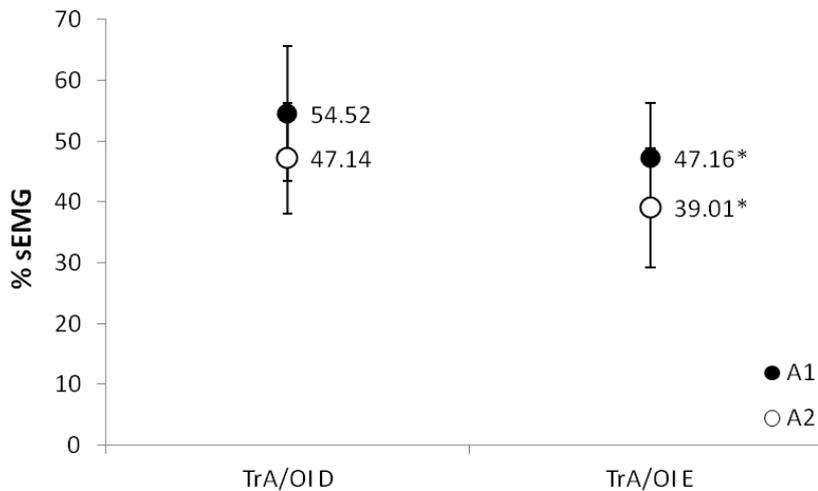
## MÉTODOS

Foram selecionadas 8 voluntárias destras (18-30 anos), tendo como critério de seleção o não conhecimento do método Pilates e não praticar qualquer atividade física. Os músculos transverso abdominal/oblíquo interno direito (TrA/OI D) e esquerdo (TrA/OI E) foram monitorados por eletromiografia de superfície durante cinco agachamentos unipodais realizados até 60 graus de flexão de joelho (A1), em seguida foi aplicado um protocolo de 4 semanas baseado no método Pilates (Exercícios: *pelvic lift/bridge on bar, arms up and down, hundred, leg circles, hamstring series* (deitado no rolo de espuma), *standing on floor at open end: hug, side kick, teaser, bridge, pull up, step down e sit-push down*), e após o término (A2), outro monitoramento da mesma musculatura durante a mesma tarefa. A atividade eletromiográfica foi observada utilizando conversor analógico-digital de 4 canais com programa de aquisição e análise de dados (Miotool® 400 + software Miotec Suite®), com resolução de 14 bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz. O sinal foi filtrado em passa banda de 10-500 Hz. O sinal foi normalizado pelos três maiores picos. A média obtida durante os cinco agachamentos foi utilizada como base de análise, e aplicado o teste de *Shapiro Wilk* para confirmar a normalidade dos dados, os mesmos foram comparados pelo teste *t* pareado.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Durante o teste de Powers com o pé esquerdo das voluntárias apoiado no chão não foram observadas diferenças significativas entre os momentos avaliativos, entretanto com o pé direito apoiado obtivemos para o transverso abdominal esquerdo em A1:  $47,16 \pm 9,11\%$  e em A2  $39,01 \pm 9,74\%$ , com  $p=0,0016$ . Esta redução sugere que menos unidades motoras sendo recrutadas

para execução da mesma tarefa após o protocolo proposto, indicando maior eficiência neuromuscular. O fato de não encontrarmos diferenças para o TrA/OI D pode se dever ao tamanho amostral, ou mesmo pela influência do membro dominante apoiado ou não em cada análise.



**Figura 1** - Valor da eletromiografia de superfície durante agachamento unipodal (normalizada em %) antes e após aplicação do protocolo  
Diferença significativa assinalada:  $p=0,0016$ . Legenda: TrA/OI D=Transverso Abdominal/Obliquo Interno Direito; TrA/OI E= Transverso Abdominal/Obliquo Interno Esquerdo; A1= momento avaliativo inicial; A2= momento avaliativo final.

## CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que o protocolo de 4 semanas baseado no método de Pilates foi determinante para a diminuição do recrutamento de unidades motoras do transverso abdominal/oblíquo interno esquerdo. Estudos com amostra maior podem prever melhor o comportamento destes músculos após o protocolo.

## REFERÊNCIAS

- 1- Pilates JH. The complete writings of Joseph H. Pilates: return to life through controllogy and your health. In: Sean P, Gallagher PT, Romana Kryzanowska, editors. Philadelphia: Bain Bridge Books, 2000.
- 2- Latey P. The Pilates method: history and philosophy. J Body Mov Ther. 2001; 5(4):275-82.
- 3- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. ed. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc., 1998.
- 4- Critchley DJ, Pierson Z, Battersby G. Effect of Pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and internal oblique abdominis activity: pilot randomised trial. Man Ther. 2011; 16(2):183-9.
- 5- Aladro-Gonzalvo AR, Machado-Díaz M, Moncada-Jiménez J, Hernández-Elizondo J, Araya-Vargas G. The effect of Pilates exercises on body composition: a systematic review. J Bodyw Mov Ther. 2012; 16(1):109-14.
- 6- Cruz-Ferreira A, Fernandes J, Laranjo L, Bernardo LM, Silva A. A systematic review of the effects of pilates method of exercise in healthy people. Arch Phys Med Rehabil. 2011; 92(12):2071-81.
- 7- Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. Arch Phys Med Rehabil. 2004; 85(3):86-92.

# **ELETRICAL ACTIVITY OF THE TRANSVERSE ABDOMINAL/INTERNAL OBLIQUE DURING UNIPODAL SQUAT BEFORE AND AFTER PILATES METHOD: PILOT STUDY**

Silva AF, Oliveira ACC, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Department of Physical Therapy, Federal University of Jequitinhonha  
and Mucuri Valleys – UFVJM

Foundation for Research Support of Minas Gerais – FAPEMIG

Presenter's E-mail: angelica-fsilva@outlook.com

## **INTRODUCTION**

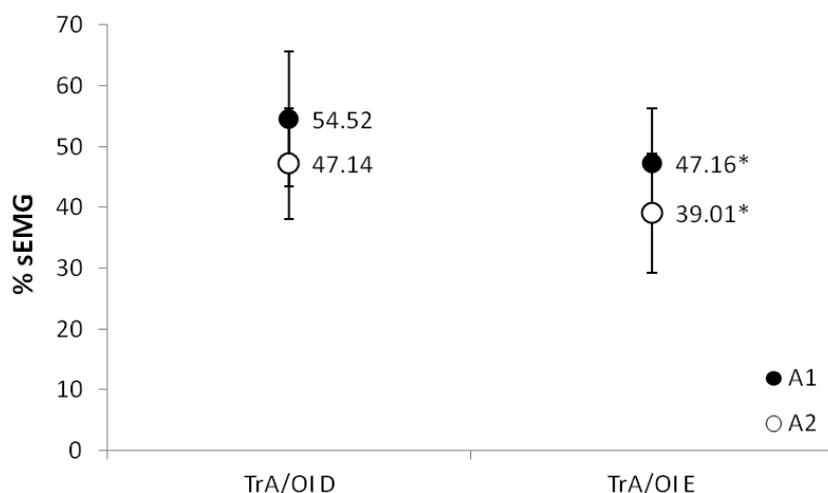
Created by Joseph Pilates, the Pilates method emerged at the beginning of the 1920 decade during the First World War, where it gathered fitness concepts, yoga, martial arts and dance. The principal objective of the method is essentially to work the center of force, or “power house”, composed by stabilizers and static muscles, such as pelvic floor muscle, spine and hip extensor muscles, hip flexor muscles, superficial and deep abdominal muscles such as transverse abdominal, a deep muscle involved in postural control. Integrating body and mind, during the movement, the expiration is associated with contraction of these musculature and diaphragm with a improve flexibility, power, equipoise and body awareness. The objective of the study was check the recruitment of muscle fibers of the right and left transverse abdominal/internal oblique muscle unipodal squat (Power's tests) before and after the application of four week of Pilates protocol.

## **METHODS**

Eight right-handed women were selected (18-30 years old) taking as selection criteria not know about the Pilates method and not be practicing any physical activity. The right (TrA/OI D) and left (TrA/OI E) transverse abdominal/oblique internal muscle was monitored through surface electromyography during five unipodal squats performed up to 60 degrees of knee flexion (A1), then a protocol of 4 weeks based on Pilates method was applied (Exercises: pelvic lift/bridge on bar, arms up and down, hundred, leg circles, hamstring series (lying on the foam roller), standing on floor at open end: hug, side kick, teaser, bridge, pull up, step down e sit-push down), and after the end (A2) another monitoring of the same muscles during the same task took place. The electromyographic activity was observed using analog-digital converter 4 channels with acquisition software and data analysis (Miotool® 400 + software Miotec Suite®) with 14 bits resolution and acquisition rate of samples of 2kHz. The signal was filtrated by bandpass filter of 10-500 Hz. The signal was normalized by the three largest peaks. The average obtained during the five squats was used as the base of analysis, and was applied the Shapiro Wilk tests to confirm the normality of the data which were compared by paired t test.

## **RESULTS AND DISCUSSION**

During the Power's test with the voluntary left foot supported on the floor, significant differences were not observed between the evaluative moments, however, with the right foot supported we obtained to the left transverse abdominal in A1:  $47.16 \pm 9.11\%$  and in A2  $39.01 \pm 9.74\%$ , with  $p=0.0016$ . This reduction suggests that less unit motors being recruited to perform the same task after the propose protocol indicating greater neuromuscular efficiency. We not found differences for the TrA/OI D perhaps due the sample size or even by the influence of the dominant limb supported or no in each analysis.



**Figure 1** - Value of the surface electromyography during the unipodal squat (normalized in %) before and after application of the protocol  
 Significant difference checked:  $p=0,0016$ . Legend: TrA/OID= Transverse Abdominal/Oblique right Internal; TrA/OI E= Transverse Abdominal/Oblique Left Internal; A1= Initial Evaluation Time; A2= Final Evaluation Time.

### CONCLUSION

The results suggest that the protocol of four weeks based on the Pilates method was crucial to the decreased recruitment of motor units abdominal/oblique internal transverse left. Studies with a larger sample may better predict the behavior of these muscles after the protocol.

### REFERENCES

- 1- Pilates JH. The complete writings of Joseph H. Pilates: return to life through controllogy and your health. In: Sean P, Gallagher PT, Romana Kryzanowska, editors. Philadelphia: Bain Bridge Books, 2000.
- 2- Latey P. The Pilates method: history and philosophy. *J Body Mov Ther.* 2001; 5(4):275-82.
- 3- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. ed. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc., 1998.
- 4- Critchley DJ, Pierson Z, Battersby G. Effect of Pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and internal oblique abdominis activity: pilot randomised trial. *Man Ther.* 2011; 16(2):183-9.
- 5- Aladro-Gonzalvo AR, Machado-Díaz M, Moncada-Jiménez J, Hernández-Elizondo J, Araya-Vargas G. The effect of Pilates exercises on body composition: a systematic review. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16(1):109-14.
- 6- Cruz-Ferreira A, Fernandes J, Laranjo L, Bernardo LM, Silva A. A systematic review of the effects of pilates method of exercise in healthy people. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92(12):2071-81.
- 7- Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(3):86-92.

# **AValiação DA ATivação MUSCULAR DURANTE DIFERENTES VELOCIDADES DE MARCHA EM MULHERES JOVENS COM E SEM DOR LOMBAR**

Tozim BM<sup>1</sup>, Marques AEZS<sup>1</sup>, Morcelli MH<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – UNESP/Rio Claro

<sup>2</sup> Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da  
Universidade Estadual Paulista – UNESP/ Marília

E-mail do apresentador: beatriztozim@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

## **INTRODUÇÃO**

A dor lombar (DL) pode ser definida como condição clínica de dor moderada ou intensa<sup>1</sup> que pode acometer a região lombar, lombo-sacra ou sacro ilíaca<sup>2</sup>. Sabe-se que indivíduos com DL apresentam instabilidade dos elementos ativos<sup>1</sup> que são compostos pelos músculos e tendões que apresentam papel protetor sobre as estruturas não contrateis<sup>3</sup>, sendo assim, poucas são as investigações de ativação dos músculos do tronco durante a marcha, acredita-se que diferentes velocidades de marcha geram modificações do padrão de ativação dos músculos do tronco<sup>4</sup>. Com isso o presente estudo tem como objetivo avaliar a ativação muscular durante diferentes velocidades de marcha em mulheres jovens com e sem DL crônica.

## **MÉTODOS**

O estudo incluiu 18 voluntárias, que podiam ser classificadas com ou sem DL crônica, a partir da realização do Teste de *Biering-Sorensen* (TBS) que qualificava os voluntários com DL se tivessem tempo inferior a 58 segundos<sup>5</sup>, sendo assim, 9 foram classificadas com DL (GDL, 23,11±3,01 anos; IMC: 21,36±3,95 kg/m<sup>2</sup>; TBS: 34,8±16,16 segundos) e 9 sem DL (GSDL, 20,77±2,44 anos; IMC: 21,78±2,40 kg/m<sup>2</sup>; TBS: 115,72±51,42 segundos), e todas as voluntárias estavam sem dor no dia do teste. A avaliação foi composta por uma ficha com dados pessoais e informações gerais sobre o cuidado com a saúde, pela Escala Visual Analógica (EVA) para quantificar a percepção da DL do dia do teste, TBS para avaliar a resistência muscular dos extensores de tronco<sup>5</sup> e Eletromiografia.

O EMG foi avaliado em três diferentes velocidades de marcha, de forma aleatória: velocidade específica (era solicitado que o voluntário andasse em uma velocidade pré-determinada de 3,5 km/h)<sup>6</sup>, velocidade de preferência (foi determinada a partir da média de 6 velocidades que eram encontrados com o aumento da velocidade da esteira até o voluntário referir ser “mais rápido do que a velocidade de preferência”, e diminuição da velocidade da esteira até relatar que era “mais lento do que a velocidade preferida”, realizando este procedimento 3 vezes)<sup>7</sup> e máxima velocidade de caminhada (aumentou a velocidade até relatar ser “a maior velocidade possível de caminhada”)<sup>8</sup>. A coleta foi na esteira ergométrica (INBRAMED®), com as voluntárias andando na esteira sem sapatos e sem segurar o corrimão<sup>4</sup>, mantendo 5 minutos de familiarização<sup>6</sup> e intervalo de 2 minutos entre as marchas.

Os dados EMG foram registrados no eletromiógrafo *MyosystemBr1\_P84* (Data Hominis®) com frequência de amostragem de 1000 Hz, ganho total de 2000 vezes. Os eletrodos Prata/Cloreto de prata foram posicionados do lado dominante, sendo que todas eram do lado direito, e os músculos avaliados foram: o multífido (MU)<sup>9</sup>, oblíquo interno (OI)<sup>10</sup>. Análise dos dados EMG ocorreu durante os 10 ciclos consecutivos das diferentes velocidades de marcha. Os dados foram analisados no domínio do tempo, foi utilizado filtro passa banda entre 20 e 500 Hz, realizou-se envelope linear usando filtro de passa baixa de 6 Hz e a média do sinal EMG foi normalizado pelo pico de ativação de cada músculo durante a marcha na esteira.

Á análise dos dados foi realizada pelo teste *t Student* não pareado para a comparação dos valores do sinal EMG entre as diferentes velocidades dos músculos OI e MU, para a comparação dos valores do sinal EMG dos músculos OI e MU entre os grupos em cada uma das velocidades e para a comparação dos valores da velocidade máxima entre os grupos; o teste *Mann-Whitney* foi utilizado para comparar a velocidade de preferência entre os grupos e o valor do TBS entre os grupos. O nível de significância adotado foi de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os grupos eram homogêneos quanto à idade e índice de massa corpórea, o TBS apresentou diferença estatística entre os grupos ( $p = 0,0003$ ). Os valores da velocidade de preferência e a máxima não apresentaram diferença significativa entre os grupos GDL e GSDL, com a média da velocidade de preferência do grupo GDL de  $4,45 \pm 0,42$  km/h e do grupo GSDL de  $4,61 \pm 0,63$  km/h, a média da velocidade máxima do grupo GDL  $5,78 \pm 0,75$  km/h e do grupo GSDL  $5,73 \pm 0,82$  km/h.

**Tabela 1** - Resultados da relação do valor médio do Envelope Linear e o Pico do sinal durante as diferentes velocidades

	Velocidade Específica		Velocidade de Preferência		Velocidade Máxima	
	GDL	GSDL	GDL	GSDL	GDL	GSDL
Multífido	$0,53 \pm 0,21$	$0,49 \pm 0,16$	$0,43 \pm 0,22$	$0,38 \pm 0,17$	$0,34 \pm 0,23$	$0,27 \pm 0,09$
Oblíquo Interno	$0,50 \pm 0,15$	$0,44 \pm 0,08$	$0,56 \pm 0,22^{*\dagger}$	$0,35 \pm 0,09$	$0,44 \pm 0,17$	$0,36 \pm 0,09$

Nota: Valores estão expressos em média  $\pm$  desvio padrão. Legenda: GDL= Grupo com Dor Lombar; GSDL= Grupo sem dor lombar; \* diferença estatisticamente significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ); † diferença estatisticamente significativa entre velocidade preferida e máxima ( $p < 0,05$ ).

Houve um aumento significativo da relação do valor médio do Envelope Linear e o Pico do sinal do Músculo OI durante a velocidade de preferência no grupo GDL ( $p = 0,0299$ ), sendo assim o grupo GDL apresentou maior ativação do que o grupo GSDL.

Quando comparamos o dado EMG normalizado para o Músculo OI durante a velocidade de preferência e a velocidade máxima o grupo GDL apresentou diminuição da relação com o aumento da velocidade ( $p = 0,0379$ ), isso se deve ao fato de que ao aumentar a velocidade da esteira, os voluntários apresentam picos maiores, corroborando com estudo Anders et al. <sup>4</sup>.

## CONCLUSÃO

O presente estudo observou que a ativação do músculo OI é maior em indivíduos com DL na velocidade de preferência e quando aumentou a velocidade da preferência para a máxima os voluntários que tinham DL apresentaram diminuição da relação do sinal EMG para o músculo OI.

## REFERÊNCIAS

1. Ferreira MS, Navega MT. Efeitos de um programa de orientação para adultos com lombalgia. Acta Ortop Bras. 2010; 18(3):127-31.
2. Ocarino JM, Gonçalves GGP, Vaz DV, Cabral AAV, Porto JV, Silva MT. Correlação entre um questionário de desempenho funcional e testes de capacidade física em pacientes com lombalgia. Rev Bras Fisiot. 2009; 13(4):343-9.
3. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord. 1992; 5(4):383-9.
4. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholler HC. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. J Electromyogr Kinesiol. 2007; 17:245–52.
5. Luoto S, Heliovaara M, Hurri H, Alaranta H. Static back endurance and the risk of low-back pain. Clin Biomech. 1995; 10:323–4.

6. Candotti CT, Carvalho KV, La Torre M, Noll M, Varela M. Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. *Rev Bras Ciên Esporte*. 2012; 34(1):27-39.
7. Dingwell JB, Martin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech*. 2006; 39:444-52.
8. Laroche DP, Millett ED, Kralian RJ. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait Posture*. 2011; 33:668–72.
9. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. *Seniam 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
10. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003; 13:477-89.

## EVALUATION OF MUSCLE ACTIVATION DURING DIFFERENT VELOCITY WALKING IN YOUNG WOMEN WITH AND WITHOUT LOW BACK PAIN

Tozim BM<sup>1</sup>, Marques AEZS<sup>1</sup>, Morcelli MH<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education in State University Paulista- UNESP/Rio Claro

<sup>2</sup>Department of Physical therapy and Occupational Therapy in State

University Paulista- UNESP/ Marília

E-mail of the presenter: beatriztozim@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

Low back pain (LBP) can be defined how a clinical condition of moderate or severe pain<sup>1</sup> that may affect the region lumbar, lumbosacral or sacro-iliac<sup>2</sup>. It is known that individuals with LBP present instability of active elements<sup>1</sup>, that are composed of the muscles and tendons that present a protective function on non-contractile structures<sup>3</sup>, and there are few investigations on the activation of the trunk muscles during the walking and it is believed that different walking velocity generate changes in the standard of activation of trunk muscles<sup>4</sup>. Therewith the present study has the objective evaluate muscle activation during different velocity walking in young women with and without chronic LBP.

### METHODS

The study included 18 volunteers that were classified with or without chronic LBP. The classification was made from the realization of the Biering-Sorensen test (TBS) which qualified volunteers with LBP if they had less time to 58 seconds<sup>(5)</sup>, thus, 9 were classified with LBP (LBPG, 23.11 ± 3.01 years, BMI: 21,36 ± 3.95 kg / m<sup>2</sup>; TBS: 34.8 ± 16.16 seconds) and 9 without LBP (WLBPG, 20.77 ± 2.44 years, BMI: 21.78 ± 2.40 kg / m<sup>2</sup>; TBS: 115.72 ± 51.42 seconds), and all the volunteers weren't with pain on test day. The evaluation was composed by a card with personal data and general information about care of your health, by the Analogic Visual Scale (AVS) to quantify the perception of LBP on the day of the test, the BST to evaluate muscle endurance of the trunk extensors (LUOTO et al., 1995) and electromyography.

The EMG was evaluated in 3 different walking velocity, on a random basis: specific velocity (it was prompted to volunteer walked on a predetermined speed of 3.5 km/h)<sup>6</sup>, preference velocity(it was determined from the mean of 6 velocities were found with the increase of the speed of the treadmill until the volunteer refer to be "faster than the velocity of preference", and a decrease speed of the treadmill to report that it was "more slowly than the preferred velocity", performing this procedure 3 times)<sup>7</sup> and walking maximum velocity (it has increased speed to report being "the greatest possible velocity walking")<sup>8</sup>. The data collection was in the treadmill (INBRAMED©), with familiarization period of 5 minutes<sup>6</sup> and interval between gait 2 minutes, beyond solicity volunteer to walk on the treadmill without shoes and without holding the handrail<sup>4</sup>.

The data of EMG were recorded by the MyosystemBR1\_P84 (Date Hominis©) electromyography with sampling frequency of 1000Hz, total gain 2000 times. The electrodes Silver/Silver Chloride were placed on the dominant side, and all the volunteers was dominant side right, and the evaluated muscles were: the multifidus (MU)<sup>9</sup> and internal oblique (IO)<sup>10</sup>. Analysis of EMG data occurred during the 10 consecutive cycle of different walking speed. The data were analyzed in the time domain was used the band pass filter between 20 and 500 Hz, it was realized linear envelope using low pass filter of 6 Hz and mean EMG signal was normalized by the peak of each muscle activation during gait on the treadmill.

The data analysis were realized using statistical tests: Student T unpaired test to compare the values of the EMG signal between the different velocity of the muscles IO and MU, for the comparison of the values of the EMG signal of the muscles IO and MU between groups in each velocity, and to compare the values of the maximum velocity between groups, the Mann-Whitney test was used to compare the velocity of preference between the groups and the TBS value between groups. The level of significance was assumed at 5% ( $p < 0.05$ ).

## RESULTS AND DISCUSSION

The groups were homogeneous in age and body mass index, the TBS presented statistical difference between groups ( $p = 0.0003$ ). The values of preference velocity and maximum didn't present significant difference between the LBPG and WLBDG groups, with the mean velocity preference of the LBPG group to  $4.45 \pm 0.42$  km/h and of the WLBDG group to  $4.61 \pm 0.63$  km/h, the mean maximum velocity of the LBPG group to  $5.78 \pm 0.75$  km/h and of the WLBDG group to  $5.73 \pm 0.82$  km/h.

**Table 1** - Results of the relation of the means value of the Envelope Linear and Peak signal during different speeds

	Specific velocity		Preference velocity		Maximum velocity	
	GLP	GWLP	GLP	GSDL	GLP	GSDL
Multifidus	$0.53 \pm 0.21$	$0.49 \pm 0.16$	$0.43 \pm 0.22$	$0.38 \pm 0.17$	$0.34 \pm 0.23$	$0.27 \pm 0.09$
Internal oblique	$0.50 \pm 0.15$	$0.44 \pm 0.08$	$0.56 \pm 0.22^{*\dagger}$	$0.35 \pm 0.09$	$0.44 \pm 0.17$	$0.36 \pm 0.09$

Note: GLP: Group with Low back pain; GWLP: group without Low back pain

Legend: \* Significant difference between groups ( $p < 0.05$ ), † significant difference between preferred and maximum speed ( $p < 0.05$ ).

There was a significant increase in the value mean Envelope Linear and the Peak Signal of the OI muscle during preference velocity in the LBPG group ( $p = 0.0299$ ), thus the LBPG group showed greater activation than WLBDG group.

When we compared the EMG data normalized to the muscle IO during the preference velocity and maximum velocity the LBPG group showed a decrease of the relation with increasing velocity ( $p = 0.0379$ ), this is due to the fact that when increasing the velocity of the treadmill, volunteers have higher peaks, corroborating with Anders et al. <sup>4</sup> study.

## CONCLUSION

The present study observed that the activation of the IO muscle is greater in individuals with LBPG in the preference velocity and when increase velocity of the preference to maximum the volunteers who had LBP present decreased relation of the EMG signal for OI muscle.

## REFERENCES

1. Ferreira MS, Navega MT. Efeitos de um programa de orientação para adultos com lombalgia. Acta Ortop Bras. 2010; 18 (3):127-31.
2. Ocarino JM, Gonçalves GGP, Vaz DV, Cabral AAV, Porto JV, Silva MT. Correlação entre um questionário de desempenho funcional e testes de capacidade física em pacientes com lombalgia. Rev Bras Fisiot. 2009; 13(4):343-9.
3. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord. 1992; 5(4):383-9.
4. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholler HC. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. J Electromyogr Kinesiol. 2007; 17:245–52.
5. Luoto S, Heliovaara M, Hurri H, Alaranta H. Static back endurance and the risk of low-back pain. Clin Biomech. 1995; 10:323–4.

6. Candotti CT, Carvalho KV, La Torre M, Noll M, Varela M. Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. *Rev Bras Ciên Esporte*. 2012; 34(1):27-39.
7. Dingwell JB, Martin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech*. 2006; 39:444-52.
8. Laroche DP, Millett ED, Kralian RJ. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait Post*. 2011;33:668–72.
9. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. *Seniam 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
10. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003; 13:477-89.

# ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DA CINTURA ESCAPULAR E DOS MEMBROS SUPERIORES NO MÉTODO PRÉ-ATIVAÇÃO EM SUPERFÍCIES ESTÁVEL E INSTÁVEL

Melo BM, Pirauá ALT, Araújo RC

Programa Associado de Pós-graduação em Educação Física UPE/UFPB

E-mail do apresentador: brunomelo\_bm@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

As adaptações geradas pelo treinamento com pesos (TP) tendem a ocorrer em menor grau à medida que o tempo de treino aumenta, e pode induzir um processo de estabilização se técnicas de progressão de treino não forem utilizadas adequadamente<sup>1</sup>. Nesse sentido, a utilização de diferentes métodos de treino, dentre estes o pré-ativação, passa a ser adotada como uma alternativa no TP a fim de se obter respostas positivas no desempenho muscular<sup>2</sup>.

No método pré-ativação realiza-se um exercício monoarticular e imediatamente após um exercício multiarticular, sendo ambos para um mesmo grupo muscular. De acordo com o pressuposto teórico a execução de um exercício monoarticular poderia gerar uma ativação prévia da musculatura agonista, que atingiria um nível ótimo de ativação no exercício multiarticular<sup>3</sup>.

Paralelamente, a utilização de exercícios com superfícies instáveis passou a ser vista como mais uma alternativa para variações de estímulos no TP e é fundamentada no pressuposto de que a instabilidade gerada aumentaria a demanda da atividade neuromuscular em resposta à necessidade da estabilização durante o exercício<sup>4</sup>. Visto que a proposta da superfície instável e do método pré-ativação é aumentar o nível de ativação das musculaturas envolvidas no exercício, é possível questionar se a combinação do método com a superfície instável pode potencializar o desempenho, gerando uma ativação muscular ainda maior do que quando utilizados isoladamente.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar o desempenho dos músculos da cintura escapular e dos membros superiores em uma sessão de treinamento com pesos, envolvendo o método pré-ativação em 2 tipos de superfícies (estável e instável).

## MÉTODOS

Participaram do estudo 14 sujeitos do sexo masculino ( $22,5 \pm 2,4$  anos;  $76,03 \pm 9,03$  kg;  $173,64 \pm 7,12$  cm) com experiência de no mínimo 6 meses de musculação e frequência mínima de 3 sessões por semana. Na 1ª sessão os sujeitos realizaram o teste de 1-RM para todos os exercícios. A 2ª visita foi destinada à sessão experimental que contemplou na realização de uma série dos seguintes exercícios: 1) supino com barra; 2) crucifixo estável + supino com barra; 3) crucifixo instável + supino com barra. A ordem de execução foi randomizada e o intervalo estipulado em 10 minutos entre cada exercício.

Os exercícios foram padronizados da seguinte forma: 1) velocidade controlada por metrônomo (1ª fase concêntrica/ 2ª fase excêntrica); 2) intensidade estabelecida em 60% de 1-RM para o supino com barra e 30% para os crucifixos estável e instável; 3) mesmas amplitudes articulares durante todas as execuções dos exercícios; 4) para os crucifixos estável e instável foram realizadas 10 repetições; 5) para o supino com barra foram realizadas repetições até a falha concêntrica.

Para medir a atividade EMG foram utilizados eletrodos ativos simples diferencial de superfície de ganho de 20 vezes, posicionados de acordo com as recomendações da *International Society of Electromyography and Kinesiology* - ISEK/SENIAM. Foram avaliados os músculos: Peitoral Maior (PM), Deltóide Anterior (DA), Tríceps Braquial (TB) e Serrátil Anterior (SA). Para o processamento dos dados EMG foi utilizado o programa *Myosystem Br-1* versão 3.5, sendo

coletados à 2000Hz e filtro passa-baixa de 15Hz e passa-alta de 500Hz. O sinal EMG foi analisado em rotinas elaboradas no *software* Matlab 5.02c (MathworksTM, Natick, USA). Foi calculado o valor de RMS em janelas móveis de 100 ms. Os dados foram processados e analisados utilizando o programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS – 16.0). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk* e diante de uma distribuição não paramétrica foi realizada a transformação logarítmica. Para a análise estatística foi realizada uma ANOVA (*two-way*) com medidas repetidas para comparação da atividade EMG inter-músculos em cada exercício, e pós-teste de *Bonferroni*. O nível de significância foi de  $p \leq 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O método pré-ativação estável (PRE-EST) e instável (PRE-INST) foi eficaz em aumentar o nível de ativação de todos os músculos avaliados em comparação com o exercício supino realizado isoladamente (SUP). O exercício PRE-EST apresentou maior ativação dos músculos PM ( $p=0,001$ ), DA ( $p=0,001$ ), TB ( $p=0,001$ ) e SA ( $p=0,005$ ) bem como o PRE-INST que apresentou os seguintes valores para os músculos PM ( $p=0,005$ ), DA ( $p=0,001$ ), TB ( $p=0,001$ ) e SA ( $p=0,001$ ) em comparação com o exercício SUP. Estes resultados são inéditos na literatura que investigou o método pré-ativação com exercícios para a parte superior do corpo. No estudo de Brennecke *et al.*<sup>5</sup>, que utilizou os exercícios *flying* e supino horizontal, foi verificada uma maior ativação apenas do músculo tríceps braquial no método pré-ativação. A carga de 10-RM utilizada em ambos os exercícios do estudo citado pode ser uma possível explicação para as diferenças nos resultados encontrados no presente estudo. A carga utilizada no nosso estudo é semelhante ao do estudo de Rocha Júnior *et al.*<sup>6</sup>, que também encontraram resultados satisfatórios para o método pré-ativação, no entanto, para membros inferiores.

Ao comparar os exercícios PRE-EST e PRE-INST, o exercício pré-ativação realizado na superfície instável promoveu maior ativação dos músculos PM ( $p=0,004$ ) e SA ( $p=0,002$ ), não havendo diferença significativa para os músculos DA ( $p=0,071$ ) e TB ( $p=0,391$ ). A utilização de uma superfície instável no método pré-ativação no presente estudo possui caráter inédito na literatura científica, o que limita a análise sobre o tema.

## CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo apontam que realizar o método pré-ativação em uma superfície instável pode aumentar o desempenho dos músculos avaliados.

## REFERÊNCIAS

- 1- American College of Sports Medicine. Position stand: progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exer.* 2009; 41(3):687-708.
- 2 - Ribeiro AS, Silva DRP, Nascimento MA, Avelar A, Dias RMR, Cyrino ES. Effect of the manipulation of exercise order in the tri-set training system. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2013; 15(5):527-34.
- 3 - Augustsson J, Thomeé R, Hörnstedt P, Lindblom J, Karlsson J, Grimby G. Effect of pre-exhaustion exercise on lower-extremity muscle activation during a leg press exercise. *J Strength Cond Res.* 2003; 17(2):411-6.
- 4 - Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(2):226-41.
- 5 - Brennecke A, Guimarães TM, Leone R, Cadarci M, Mochizuki L, Simão R, Amadio AC, Serrão JC. Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without the preexhaustion method. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(7):1933-40.
- 6 - Rocha Júnior VA, Bottaro M, Pereira MCC, Andrade MM, Júnior PRWP, Carmo JC. Electromyographic analyses of muscle pre-activation induced by single joint exercise. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(2):158-65.

# **ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE SCAPULAR WAIST AND OF THE UPPER LIMB'S MUSCLES IN THE PRACTIVATION METHOD ON STABLE AND UNSTABLE SURFACES**

Melo BM, Pirauá ALT, Araújo RC

Associate Graduate Program in Physical Education UPE/UFPB

Presenter's e-mail: brunomelo\_bm@hotmail.com

## **INTRODUCTION**

The adaptations generated by the weight training (WT) tend to occur in a smaller degree as the training time increases, and it may prompt a process of stabilization if the techniques of training progress are not correctly used.<sup>1</sup> Accordingly, the use of different training methods, among them the preactivation, start to be used as a WT alternative in order to get positive responses on muscle performance.<sup>2</sup>

On the preactivation method a single-joint exercise is performed and immediately after a multi-joint exercise, both of them for the same muscular group. According to the theoretical assumption the execution of a single-joint exercise could generate a prior activation of agonist muscles, which would reach a great activation level on the multi-joint exercise.<sup>3</sup>

In parallel, the use of exercises with unstable surfaces came to be seen as another alternative for the variations in stimulus on WT. The insertion on the unstable surfaces on the WT is grounded on the assumption that the generated instability would raise the neuromuscular activity's demand in response to the need of stabilization during the exercise.<sup>4</sup> Considering that the proposal of the unstable surface and the preactivation method is raise the activation level of the musculatures involved on the exercise, it is possible to question if the method combination with the unstable surface can potentiate the performance, generating a muscular activation even greater than when used singly.

Therefore, the objective of this study was to evaluate the performance of the scapular waist muscles and the upper-limb's muscles in a weight training session, involving the preactivation method on 2 types of surfaces (stable and unstable).

## **METHODS**

Participated in this study, 14 male subjects ( $22,5 \pm 2,4$  years;  $76,03 \pm 9,03$  kg;  $173,64 \pm 7,12$  cm) with at least six months of bodybuilding experience and a minimum frequency of 3 sessions per week. On the 1<sup>st</sup> session the subjects performed the 1-MR test for all of the exercises. The 2<sup>nd</sup> meeting was destined to an experimental session that contemplated in the realization of a series of the following exercises: 1) barbell bench press; 2) stable crucifix + barbell bench press; 3) unstable crucifix + barbell bench press. The execution order was randomized and the interval was stipulated in 10 minutes between each exercise.

The exercises were patterned in the following manner: 1) velocity controlled by metronome (1" concentric phase/2" eccentric phase); 2) intensity established in 60% of 1-MR for the barbell bench press and 30% for the stable and unstable crucifixes; 3) same articular amplitudes during all of the exercises executions; 4) 10 repetitions were performed for the stable and unstable crucifixes; 5) for the barbell bench press repetitions were performed until the concentric failure.

To measure the EMG activity, active simple differential surface electrodes of a gain of 20, positioned according to the International Society of Electromyography and Kinesiology - ISEK/SENIAM recommendations. Were evaluated the muscles Pectoralis Major (PM), Anterior

Deltoid (AD), Triceps Brachii (TB), Serratus Anterior (SA). To process the EMG data a *Myosystem Br-1* version 3.5 was used, being collected at 2000Hz and low-pass filter of 15Hz and high-pass of 500Hz. The EMG signal was analyzed in routines elaborated in the Matlab 5.02c (MathworksTM, Natick, USA) software. The RMS value was calculated in sliding windows of 100ms. The data were processed and analyzed using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS – 16.0) program. The data's normality was verified by the Shapiro-Wilks test and faced with a non-parametric distribution, a logarithmic transformation was performed. For the statistical analysis was performed an ANOVA (two-way) with repeated measures for the EMG inter-muscle activity comparison in each exercise, and a post test of Bonferroni. The significance level was of  $p \leq 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

The stable (PRE-ST) and unstable (PRE-UNST) preactivation method were effective in raising the activation level of all the evaluated muscles in comparison to the bench press exercise (BP) singly performed. The PRE-ST exercise showed a greater muscle activation PM ( $p=0.001$ ), AD ( $p=0.001$ ), TB ( $p=0.001$ ) and SA ( $p=0.005$ ) as well as the PRE-UNST that showed the following numbers for the muscles PM ( $p=0.005$ ), AD ( $p=0.001$ ), TB ( $p=0.001$ ) and SA ( $p=0.001$ ) in comparison to the BP exercise. These results that investigated the pre-activation method with exercises for the upper-body are unseen in the literature. On the Brennecke et al.<sup>5</sup> study that used the flying and bench press exercises, only the triceps brachial on the pre-activation method was verified a greater activation. The 10-MR load used in both exercises of the mentioned study can be a possible explanation for the different results found in this study. The load used in our study is similar to the one used on Rocha Junior et al.<sup>6</sup> study, that also found satisfactory results for the pre-activation method, however, for the lower-body limbs.

When comparing the PRE-ST and PRE-UNST exercises, the pre-activation one performed on the unstable surface enabled a greater muscle activation PM ( $p=0.004$ ) and SA ( $p=0.002$ ), with no significant difference for the muscles AD ( $p=0.071$ ) and TB ( $p=0.391$ ). The use of an unstable surface on the pre-activation method in our study has an unseen characteristic in the scientific literature, which limits the analyzes on the subject.

## CONCLUSION

The results in this study show that performing the pre-activation method in an unstable surface can increase the evaluated muscles' performance.

## REFERENCES

- 1 - American College of Sports Medicine. Position stand: progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exer.* 2009; 41(3):687-708.
- 2 - Ribeiro AS, Silva DRP, Nascimento MA, Avelar A, Dias RMR, Cyrino ES. Effect of the manipulation of exercise order in the tri-set training system. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2013; 15(5):527-34.
- 3 - Augustsson J, Thomeé R, Hörnstedt P, Lindblom J, Karlsson J, Grimby G. Effect of pre-exhaustion exercise on lower-extremity muscle activation during a leg press exercise. *J Strength Cond Res.* 2003; 17(2):411-6.
- 4 - Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(2):226-41.
- 5 - Brennecke A, Guimarães TM, Leone R, Cadarci M, Mochizuki L, Simão R, Amadio AC, Serrão JC. Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without the preexhaustion method. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(7):1933-40.
- 6 - Rocha Júnior VA, Bottaro M, Pereira MCC, Andrade MM, Júnior PRWP, Carmo JC. Electromyographic analyses of muscle pre-activation induced by single joint exercise. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(2):158-65.

## ATIVAÇÃO DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR EM INSTABILIDADE DE BASE DE SUPORTE

Stroppa-Marques AEZ<sup>2</sup>, Tozim BM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual Paulista – Unesp / Marília

<sup>2</sup>Instituto de Biociências de Rio Claro – Unesp / Rio Claro

E-mail do apresentador: anastropa@hotmail.com

Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

O músculo trapézio é bastante estudado por ser um local de frequente presença de desconforto<sup>1</sup> e por exercer papéis variados na mecânica corporal. Apresenta importante função para a sustentação e equilíbrio da cabeça, porém está susceptível as variações de postura<sup>2</sup>.

Para a manutenção da postura em equilíbrio, é necessário que haja apoio plantar correto<sup>3</sup> e a integridade dos sistemas sensorial e biomecânico<sup>4</sup> suprindo as variações impostas pela tarefa<sup>5</sup> e ambiente<sup>6</sup>. No entanto, com as adaptações e perdas do envelhecimento existe maior ativação muscular, em condições de instabilidade, mas o sinergismo acontece de forma inadequada, interferindo de forma negativa na estabilidade postural<sup>7</sup>.

Por essa razão acredita-se que as alterações da base de suporte promovem instabilidades, desencadeando aumento na ativação do músculo trapézio superior e comprometer sua função. Deste modo, o intuito deste estudo é mostrar se as alterações da base de suporte interferem na ativação do músculo trapézio superior e explicitar como é o comportamento no grupo de jovens e idosas.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal, quantitativo, aprovado pelo Comitê de ética – Unesp / Marília (835/2013) realizado com cinco idosas (GI) com idade média de 69,5 anos ( $\pm 4,94$ ) e oito jovens (GJ) com idade média 21,16 anos ( $\pm 3,53$ ), sedentárias e hígdas. O estudo foi composto por avaliações eletromiográfica no músculo trapézio superior durante, três repetições de 10 segundos cada, de apoio bipodal confortável e tandem e três repetições do Teste de Apoio Unipodal (TAU) com tempo limite de 90 segundos, todos com os olhos fechados. Para eleger o lado de apoio do TAU realizou-se o Teste de lateralidade, escolhendo assim o membro não dominante, ou seja, de melhor apoio. Os dados EMG foram registrados por meio de eletromiógrafo MyosystemBr1\_P84 (Data Hominis<sup>®</sup>) com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 4000 vezes. Os eletrodos de Ag/AgCl foram posicionados do lado dominante do músculos trapézio superior<sup>8</sup>. Foi utilizado filtro passa banda de 20 a 500 Hz. O maior valor de RMS na postura de base olhos abertos foi utilizada como valor de referência para a normalização dos dados, nas posturas: base, tandem e unipodal, todas olhos fechados.

Após a verificação da normalidade dos valores por meio do teste *Shapiro-Wilk*, os dados foram analisados por meio do teste estatístico *Kruskal Wallis*, seguidos pelo *post hoc* de Dunn. Foi considerado estatisticamente significativo, quando o  $p \leq 0,05$ .

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A diminuição da base de suporte, no TAU, provocou aumento significativo na ativação do músculo trapézio superior, comparado a base bipodal confortável (BBC), nos dois grupos, possivelmente estimulada para suprir a instabilidade de base<sup>7</sup>. A porcentagem dos valores de RMS do músculo trapézio foi crescente nas posições (BBC), Tandem (TA) e TAU, nos dois grupos (Tabela1), contudo ao analisar o GI observou-se que as idosas apresentaram valores mais baixos em

relação ao GJ. Também foram observados valores  $p < 0,05$ , em ambos os grupos, nas posturas tandem e unipodal, comparado a base bipodal.

**Tabela 1** – Valores em porcentagem de RMS (uV) do musculo trapézio superior em três diferentes bases de suporte

	Idosas	Jovens
Base bipodal	0,86 ± 0,46	1,56 ± 1,35
Tandem	1,20 ± 0,38	5,52 ± 3,69
Base Unipodal	3,19 ± 2,56	7,36 ± 5,13
P	0,012	0,002

Ao analisar o tempo médio de manutenção no TAU observou-se que o GI apresentou valor menor (3,66 segundos) comparado ao GJ (27,23 segundos), sugerindo que o maior tempo de exposição, com olhos fechados em apoio unipodal, proporcionou maiores desafios frente às instabilidades no GJ. No entanto, mesmo com o tempo bastante reduzido, o GI também mostrou aumento gradativo na ativação eletromiográfica do musculo trapézio, como observado por meio de alterações de base de suporte em pacientes com hipofunção vestibular<sup>9</sup>.

## CONCLUSÃO

O presente estudo sugere-se que quanto menor a base de apoio maior é a ativação do músculo trapézio na busca da estabilidade, fato que pode limitar a execução da sua função. Assim, esse estudo propõe que mais estudos sejam realizados com a análise funcional do músculo trapézio e diminuição da base de suporte.

## REFERÊNCIAS

1. Stroppa Marques AEZ, Melo Neto JS, Oliveira CA, Palomari ET. Atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior em mulheres mastectomizadas com sintomas depressivos. *Ter Man.* 2013; 11(54):540-5.
2. Soares JC, Weber P, Trevisan ME, Trevisan CM, Rossi AG. Correlação entre postura da cabeça, intensidade da dor e índice de incapacidade cervical em mulheres com queixa de dor cervical. *Fisioter Pesq.* 2012; 19(1):68-72).
3. Oliveira AP, Otowicz I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.* 2004; 2, (3):122-7
4. Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23:1222-8.
5. Santiago ACC, Abreu DCC, Santiago HAR, Gomes MM. A influencia dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio estático de adultos jovens em diferentes bases de apoio. *Braz J Biomech.* 2013; 14(27).
6. Bárbara RCS, Freitas SMSF, Bagesteiro B, Perracini R, Alouche SR. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev Bras Fisioter* 2012; 16(5):375-80.
7. Santos ECC, Claudino R, Santos JM. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *ConScientiae Saúde.* 2013; 12(1):70-81.
8. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. *Seniam 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy.* Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
9. Mazzetti KR, Cabra CMN, Serra AP, Ganança FF. Avaliação posturográfica e eletromiográfica em pacientes com hipofunção vestibular periférica unilateral Anais do 40º Congresso Brasileiro de Otorrinolaringologia Set/Out 2010. 76(5 Sup):115. Disponível em: <http://www.rborl.org.br/40CBO/P-115.html>. Acesso em 2013 mar. 22.

## ACTIVATION OF THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE IN INSTABILITY OF THE SUPPORT BASE

Stroppa-Marques AEZ<sup>2</sup>, Tozim BM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Phisiotherapy Department of Paulista State University – Unesp / Marília

<sup>2</sup>Rio Claro Biosciences Institute – Unesp / Rio Claro

Corresponding author: anastropa@hotmail.com

Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

The trapezius muscle is extensively studied to be a place of frequent presence of discomfort<sup>1</sup> and perform varied roles in body mechanics. It plays a important role in support and balance the head, but is likely variations in posture<sup>2</sup>.

For the maintenance of posture on balance, there must be a correct plantar support<sup>3</sup> and integrity of sensory and biomechanics systems<sup>4</sup> supplying the variations imposed by the tasks<sup>5</sup> and environment<sup>6</sup>. However, with the adjustments and losses of aging there is greater muscle activation in conditions of instability, but the synergism occurs inappropriately interfering negatively in postural stability<sup>7</sup>.

For this reason it is believed that the changes in base support promote instability, triggering an increase of the activation of the upper trapezius muscle and impair its function. Thus, the aim of this study is to show that the changes of the support base interfere with activation of the upper trapezius muscle and clarify how the behavior in young and elderly.

### MÉTODOS

This is a cross-sectional quantitative study was approved by the Committee of Reserach Ethics) - UNESP / Marília (835/2013) carried out five elderly women with a mean age of 69.5 years ( $\pm 4.94$ ) and eight young with mean age 21.16 years ( $\pm 3.53$ ), sedentary and otherwise healthy. The study consisted of electromyographic evaluations in the upper trapezius muscle during three repetitions of 10 seconds each, comfortable and bipedal support and three tandem repeats of the one foot stance test (OFS) with limit of 90 seconds, all with their eyes closed. To elect the next support OFS held testing the laterality, so choosing the non-dominant limb, ie, better support.

The EMG data were recorded by electromyography MyosystemBr1\_P84 (Date Hominis<sup>®</sup>) with sampling frequency of 2000 Hz, total gain of 4000 times. Electrodes Ag/AgCl were positioned on the dominant side of the upper trapezius<sup>8</sup>. It was used pass filter of 20-500 Hz. The highest value of RMS in the basic stance with open eyes was used as reference for normalization of the data, in the postures: double leg stance, tandem and single leg stance, all closed eyes.

After checking the normality of the values using the Shapiro-Wilk test, data were analyzed by Kruskal-Wallis followed by the pos hoc de Dunn test. Was considered statistically significant when  $p \leq 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

The decrease of the support base promote a significant increase in activation of the upper trapezius muscle compared to bipedal comfortable base (BCB), in both groups, possibly stimulated to supply the instability base<sup>7</sup>. The RMS average values of the trapezius muscle were increscent at positions bipedal support (BS), Tandem (T) and OFS in the two groups (Table 1), however when analyzing the elderly group (EG) was observed that the elderly had lower values compared to the young group YG. It was also observed values  $p < 0.05$ , in both groups, in tandem and single leg positions, compared to the double leg stance bipedal base.

**Table 1** – Percent values of the RMS (uV) of the upper trapezius muscle in different support base.

	Older	Young
Double leg stance	0,86 ± 0,46	1,56 ± 1,35
Tandem	1,20 ± 0,38	5,52 ± 3,69
One-foot stance	3,19 ± 2,56	7,36 ± 5,13
P	0,012	0,002

By analyzing the average maintenance time in TAU was observed that the EG showed the lowest (3.66 seconds) compared to YG (27.23 seconds), suggesting that longer exposure, with closed eyes on one foot, provided biggest challenges facing the instabilities in YG. However, even with the significantly reduced time, the EG showed gradual increase in EMG activation of the trapezius muscle, as observed by altering the basic support in patients with hypofunction vestibular<sup>9</sup>.

## CONCLUSION

The present study suggests that the lower the base of support is greater activation of the trapezius muscle in the pursuit of stability, which can limit the performance of its function. Thus, this study suggests that more studies be conducted with the functional analysis of the trapezius muscle and decreased base of support.

## REFERENCES

1. Stroppa Marques AEZ, Melo Neto JS, Oliveira CA, Palomari ET. Atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior em mulheres mastectomizadas com sintomas depressivos. *Ter Man.* 2013; 11(54):540-5.
2. Soares JC, Weber P, Trevisan ME, Trevisan CM, Rossi AG. Correlação entre postura da cabeça, intensidade da dor e índice de incapacidade cervical em mulheres com queixa de dor cervical. *Fisioter Pesq.* 2012; 19(1):68-72).
3. Oliveira AP, Otowicz I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.* 2004; 2, (3):122-7
4. Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23:1222–8.
5. Santiago ACC, Abreu DCC, Santiago HAR, Gomes MM. A influencia dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio estático de adultos jovens em diferentes bases de apoio. *Braz J Biomech.* 2013; 14(27).
6. Bárbara RCS, Freitas SMSF, Bagesteiro B, Perracini R, Alouche SR. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev Bras Fisioter* 2012; 16(5):375-80.
7. Santos ECC, Claudino R, Santos JM. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *ConScientiae Saúde.* 2013; 12(1):70-81.
8. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. *Seniam 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy.* Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
9. Mazzetti KR, Cabra CMN, Serra AP, Ganança FF. Avaliação posturográfica e eletromiográfica em pacientes com hipofunção vestibular periférica unilateral Anais do 40º Congresso Brasileiro de Otorrinolaringologia Set/Out 2010. 76(5 Sup):115. Disponível em: <http://www.rborl.org.br/40CBO/P-115.html> . Acesso em 2013 mar. 22

# EFEITO DA APLICAÇÃO DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO SÓLEO DURANTE UM PROTOCOLO DE FADIGA

Souza CG<sup>1</sup>, Borges DT<sup>1</sup>, Leite ECF<sup>1</sup>, Andrade AS<sup>2</sup>, Macedo LB<sup>1</sup>, Brasileiro JS<sup>1</sup>

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Departamento de Estatística da Universidade Federal da Paraíba - UFPB

E-mail do apresentador: cleciogabriel1@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUÇÃO

Recentemente tem se realizado estudos com a aplicação do laser de baixa potência (LBP) com o intuito de minimizar os efeitos deletérios da fadiga e prolongar a atividade muscular, por este ser capaz de estimular a síntese proteica e acelerar processos antioxidantes<sup>1,2</sup>. Contudo, poucos estudos tem avaliado o efeito da aplicação do LBP sobre músculos com características aeróbias, por meio de métodos considerados padrão ouro para análise do desempenho neuromuscular, como a eletromiografia. Portanto, o objetivo desse estudo foi analisar o efeito da aplicação do LBP sobre a atividade eletromiográfica do músculo sóleo durante um protocolo de fadiga.

## METODOLOGIA

Foi realizado um ensaio clínico, randomizado e cego, do qual participaram 60 sujeitos de ambos os sexos com idade entre 18 e 28 anos. Os participantes foram divididos em três grupos (controle, placebo e laser), sendo todos submetidos a uma avaliação inicial para normalização do sinal de eletromiografia por meio da contração isométrica voluntária máxima<sup>2</sup> e a captação do sinal de EMG seguiu as recomendações da SENIAM.

Logo após, os grupos foram submetidos a intervenção de acordo com o grupo de alocação, onde apenas o grupo laser foi irradiado com os seguintes parâmetros: comprimento de onda de 808 nm, com modo de emissão contínuo, potência de 100 mW, tamanho do *spot* de 0,0028 cm<sup>2</sup> e fluência de 35,7 W/cm<sup>2</sup>. Foram irradiados 5 pontos distintos do sóleo com a energia de 5 Joules (J) por ponto, totalizando 25J de energia em aproximadamente 5 minutos. Em seguida, todos os grupos foram submetidos ao protocolo de fadiga no dinamômetro isocinético, que consistiu em 100 repetições de flexão plantar concêntrica a 90°/s com duração de aproximadamente 5 minutos.

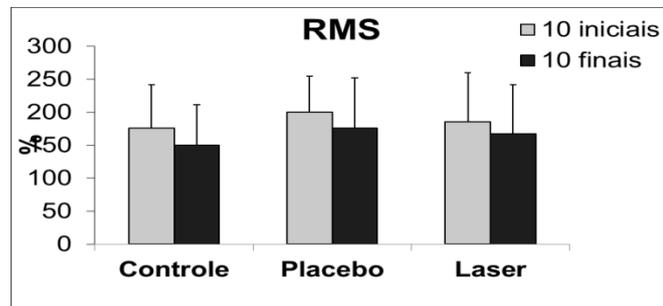
Foram coletados os dados de eletromiografia nas dez primeiras e nas dez últimas repetições do protocolo de fadiga, para análise da amplitude de ativação muscular (RMS) e do comportamento da frequência mediana. A captação do sinal foi feita por meio de eletrodos de superfície passivos de Ag/AgCl, conectados a um pré-amplificador com ganho de 20 vezes. Os sinais foram captados numa frequência de amostragem configurada em 2000 Hz e filtrados numa frequência entre 20 e 500 Hz. O ganho programado no conversor A/D foi de 50 vezes, sendo amplificado ao final o ganho em 1000 vezes. O *software* utilizado para análise do sinal foi o EMGLab.

A análise estatística foi feita pelo *software* SPSS (20.0) e os dados foram expressos em média e desvio padrão. Para comparação entre os grupos foi utilizada uma ANOVA de medidas repetidas, adotando-se como nível de significância um  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

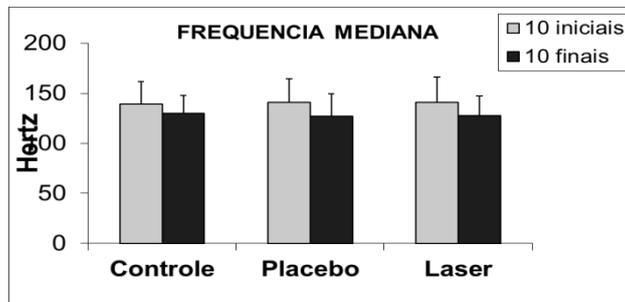
A média de idade de todos participantes foi de 22,6±2,7 anos e o índice de massa corporal (IMC) de 23,6±2,7 kg/m<sup>2</sup>, sendo considerada homogênea para os valores de idade ( $p=0,7$ ) e IMC ( $p=0,9$ ), de acordo com a ANOVA *one way* e o Teste de *Levene*.

Com relação às variáveis eletromiográficas, a RMS sofreu uma queda nos três grupos, onde o Grupo Controle caiu 15%, o Placebo 12% e o que recebeu aplicação do laser menos de 10% em relação aos valores iniciais, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre eles, como mostra o gráfico abaixo.



**Gráfico 1** - Valores de RMS normalizados pela CIVM durante o protocolo de fadiga (p=0,1)

A Frequência Mediana sofreu uma queda nos três grupos, entretanto também não apresentou diferença significativa entre eles quando comparadas as primeiras com as últimas contrações do protocolo de 100 repetições, onde essa queda ficou em torno de 10% em todos os grupos.



**Gráfico 2** - Valores da Frequência Mediana durante o protocolo de fadiga (p=0,1)

Toma *et al.*<sup>4</sup>, avaliaram os efeitos da aplicação do laser em mulheres submetidas a fadiga no músculo reto femoral, com análise da EMG e, assim como observado em nosso estudo, não encontraram diferença na variável Frequência Mediana entre os grupos antes e após o protocolo de fadiga, embora eles tenham observado um aumento no número de repetições para flexo-extensão de joelho no grupo que realizou a intervenção com laser.

O mesmo fato ocorreu no estudo de Venezian *et al.*<sup>5</sup>, que avaliou as respostas eletromiográficas do laser sobre o músculo masseter e concluíram que a LBP também não provocou nenhuma alteração na atividade eletromiográfica. Os achados anteriores e a escassez de estudos com essa ferramenta sugerem que as variáveis de EMG podem não representar um bom instrumento para avaliação da fadiga muscular com aplicação do laser, considerando-se, sobretudo, o tempo decorrido entre as avaliações.

## CONCLUSÃO

Esses dados revelam que a aplicação do LBP nos parâmetros utilizados no presente estudo não foi capaz de alterar as variáveis eletromiográficas (RMS e Frequência mediana) durante um protocolo de fadiga.

## REFERÊNCIAS

- 1- Leal Junior EC, Lopes-Martins RA, Vanin AA, Baroni BM, Grosselli D, De Marchi T, Iversen VV, Bjordal JM. Effect of 830 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in humans. *Lasers Med Sci.* 2009; 24(3):425-31.

- 2- De Marchi T, Leal Junior EC, Bortoli C, Tomazoni SS, Lopes-Martins RA, Salvador M. Low-level laser therapy (LLLT) in human progressive-intensity running: effects on exercise performance, skeletal muscle status, and oxidative stress. *Lasers Med Sci.* 2012; 27(1):231-6.
- 3- **Burden A, Bartlett R.** Normalization of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys.* 1999; 21(4):247-57.
- 4-Toma RL, Tucci HT, Antunes HKM, Pedroni CR, Oliveira AS, Buck I, Ferreira PD, Vassão PG, Renno ACM. Effect of 808 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in elderly women. *Laser Med Sci.* 2012; 22(2):124-32.
- 5- **Venezian GC, Da Silva MA, Mazzetto RG.** Low level laser effects on pain to palpation and electromyographic activity in TMD patients: a double-blind, randomized, placebo-controlled study. *Cranio.* 2010; 28(2):84-91.

# THE EFFECT OF THE APPLICATION OF LOW LASER LEVEL THERAPY ON ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF SOLEUS DURING A FATIGUE PROTOCOL

Souza CG<sup>1</sup>, Borges DT<sup>1</sup>, Leite ECF<sup>1</sup>, Andrade AS<sup>2</sup>, Macedo LB<sup>1</sup>, Brasileiro JS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departament of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>2</sup>Departament of Statistic, Federal University of Paraíba - UFPB

Presenter's E-mail: cleciogabriell@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUCTION

Recently it has been conducted studies on the application of low laser level therapy (LLLT) in order to minimize the deleterious effects of fatigue and lengthen muscle activity, for this being able to stimulate protein synthesis and speed antioxidant processes<sup>1,2</sup>. However, few studies have evaluated the effect of application of LLLT on muscles with aerobic characteristics, by using methods considered gold standard for neuromuscular performance analysis, such as electromyography. Therefore, the aim of this study was to analyze the effect of application of LLLT on electromyographic activity of soleus muscle during a fatigue protocol.

## METHODOLOGY

It was conducted a clinical trial, randomized and blind, which 60 people of both sexes and aged between 18 and 28 years old attended. The participants were divided into three groups: control, placebo and laser, all of which were subject to an initial assessment for normalization of the electromyography signal through maximum isometric voluntary contraction<sup>3</sup> and capture the EMG signal follow the recommendations of SENIAM.

Shortly after the groups were subjected to intervention according to the allocation group, which only the laser group was irradiated with the following parameters: wavelength 808 nm, with continuous issuing mode, 100 mW power, spot size of 0.0028 cm<sup>2</sup> and fluency of 35.7 W/cm<sup>2</sup>. Five separate points were irradiated with the energy of soleus five Joules (J) per point, totalizing energy 25J in approximately five minutes. Then, all groups were submitted to a fatigue protocol in the isokinetic dynamometer, which consisted of 100 repetitions of plantar flexion concentric at 90°/s lasting approximately five minutes.

Electromyography data were collected in the first ten and last ten repetitions of the fatigue protocol for analysis of muscle amplitude activation (RMS) and the behavior of the median frequency (Chunkyload). The signal record was made by using surface electrodes liabilities of Ag/AgCl, connected to a pre-amplifier with gain of 20 times. The signals were picked up in a sampling frequency set to 2000 Hz and filtered at a frequency between 20 and 500 Hz. Set gain in A/D converter was 50 times, being amplified at the end the gain in 1000 times. The software used to analyze the signal was the EMGLab.

Statistical analysis was done by the software SPSS, version 20.0, and the data were expressed as mean and standard deviation. For comparison between the groups an ANOVA of repeated measures was used, adopting as a significance level  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

The average age of all participants was  $22.6 \pm 2.7$  years and the body mass index (BMI) of  $23.6 \pm 2.7$  kg/m<sup>2</sup>, being considered homogeneous for the old values ( $p = 0.7$ ) and BMI ( $p = 0.9$ ), according to the one way ANOVA and the Levene test.

Regarding the electromyographic variables, RMS has suffered a drop in three groups, which the Control group fell 15%, Placebo 12% and the group that has received laser application less than 10% compared to initial values, but there was no statistically significant difference between them, as shown in the chart below.

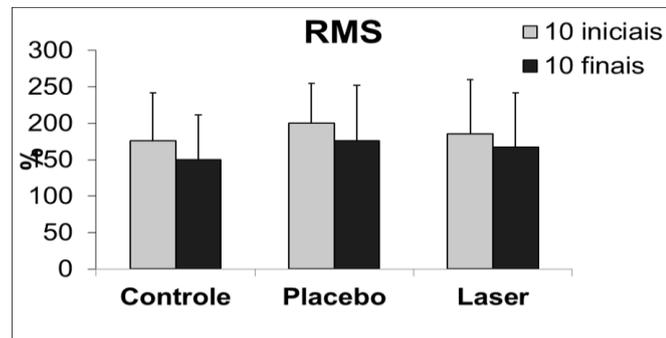


Chart 1 - RMS values normalized during the fatigue protocol ( $p = 0.1$ )

The Median Frequency fell in all groups, however it also showed no significant difference between them when compared the first ten with the last ten protocol contractions of 100 repetitions, which this fall was around 10% in all groups.

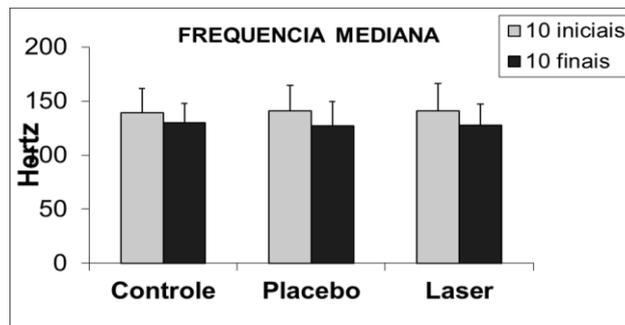


Chart 2 - Median Frequency values during the fatigue protocol ( $p = 0.1$ )

Toma *et al.*<sup>4</sup>, evaluated the effects of laser application in women subjected to fatigue in the rectus femoris, with analysis of EMG and, as observed in our study, found no difference in median frequency variable between the groups before and after the fatigue protocol, although they have observed an increase in the number of repetitions to knee flexion and extension in the group who performed the laser procedure. The same fact occurred in Venezian *et al.*<sup>5</sup>, study which assessed the electromyographic responses of the laser on masseter muscle and concluded that the LLLT caused no changes in the electromyographic activity. The previous findings and the scarcity of studies with this tool suggest that EMG variables may not represent a good instrument for evaluation of muscle fatigue with laser application, considering, in particular, the time elapsed between the assessments.

## CONCLUSION

These data suggest that the application of LLLT parameters used in this study was unable to change the electromyographic variables (RMS and median frequency) during a fatigue protocol.

## REFERENCES

3- Leal Junior EC, Lopes-Martins RA, Vanin AA, Baroni BM, Grosselli D, De Marchi T, Iversen VV, Bjordal JM. Effect of 830 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in humans. *Lasers Med Sci.* 2009; 24(3):425-31.

- 4- De Marchi T, Leal Junior EC, Bortoli C, Tomazoni SS, Lopes-Martins RA, Salvador M. Low-level laser therapy (LLLT) in human progressive-intensity running: effects on exercise performance, skeletal muscle status, and oxidative stress. *Lasers Med Sci.* 2012; 27(1):231-6.
- 3- **Burden A, Bartlett R.** Normalization of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys.* 1999; 21(4):247-57.
- 4-Toma RL, Tucci HT, Antunes HKM, Pedroni CR, Oliveira AS, Buck I, Ferreira PD, Vassão PG, Renno ACM. Effect of 808 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in elderly women. *Laser Med Sci.* 2012; 22(2):124-32.
- 5- **Venezian GC, Da Silva MA, Mazzetto RG.** Low level laser effects on pain to palpation and electromyographic activity in TMD patients: a double-blind, randomized, placebo-controlled study. *Cranio.* 2010; 28(2):84-91.

## COMPORTAMENTO DO LACTATO E DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM ATLETAS DE TAEKWONDO

Takahashi TMT, Hotta GH, Pedroni CR

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Estadual Paulista – UNESP  
e-mail do apresentador: [pedronicr@marilia.unesp.br](mailto:pedronicr@marilia.unesp.br) Web: [www.marilia.unesp.br](http://www.marilia.unesp.br)

### INTRODUÇÃO

O *Taekwondo* utiliza habilidades como força, velocidade, equilíbrio, resistência, flexibilidade e coordenação. Por estas características, o esporte requer um nível técnico elevado e bom condicionamento físico. O forte treinamento exige do atleta muito vigor em busca de bom desempenho, aumentando o consumo de energia do músculo produzindo substâncias, como o lactato que em desequilíbrio na sua produção e remoção leva a fadiga muscular. Para análise da fadiga muscular podemos utilizar como medida o lactato sanguíneo e o sinal eletromiográfico. O lactato sanguíneo é uma medida simples que avalia a capacidade do exercício e a intensidade do treinamento<sup>1</sup> e com o sinal eletromiográfico é possível mensurar a frequência de disparo da fibra muscular<sup>2,3</sup>. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi verificar o comportamento do lactato e do sinal eletromiográfico em atletas de *taekwondo* durante um treinamento de duas horas de duração.

### MÉTODOS

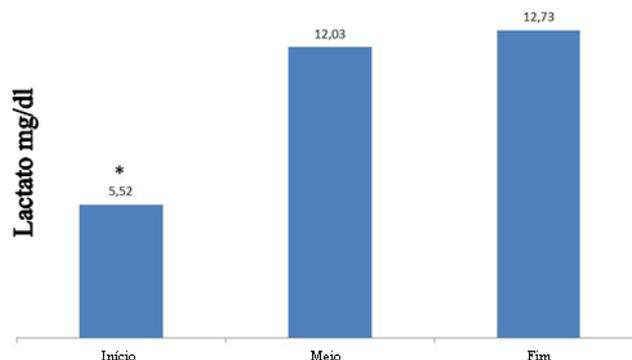
Participaram deste estudo seis atletas de *taekwondo*, de ambos os sexos, com idades entre 18 e 23 anos. A coleta de dados foi realizada durante um treinamento de duas horas de duração, em uma temporada competitiva, e foi dividida em dois momentos. Inicialmente, os atletas desenvolveram por 30 minutos somente alongamentos e exercícios físicos, compostos por corridas, treino de chutes e socos e saltos e no segundo momento desenvolveram três *rounds* de lutas de dois minutos cada com um minuto de pausa.

As medidas de lactato foram executadas utilizando amostras sanguíneas provenientes do dedo indicador. A aquisição do sinal eletromiográfico foi executada durante a contração isométrica máxima de 30 segundos dos músculos gastrocnêmio, realizando flexão plantar, e vasto lateral, realizando achamento, do membro dominante, utilizando um eletromiógrafo (*Lynx Tecnologia Ltda*), com placa A/D de 16-bits de resolução, frequência de 4KHz e filtro passa-faixa de 0,01–1,5 kHz. Os sinais foram detectados por meio de um eletrodo de superfície simples diferencial, de prata-cloreto de prata, ganho de 20 vezes e taxa de modo de rejeição comum de 130dB. Os registros foram realizados no início, meio e final do treinamento. Para a análise estatística foi utilizado o programa *GraphpadInstat*, teste *Kolmogorov-Smirnov*, teste ANOVA com pós teste de *Tukey*.

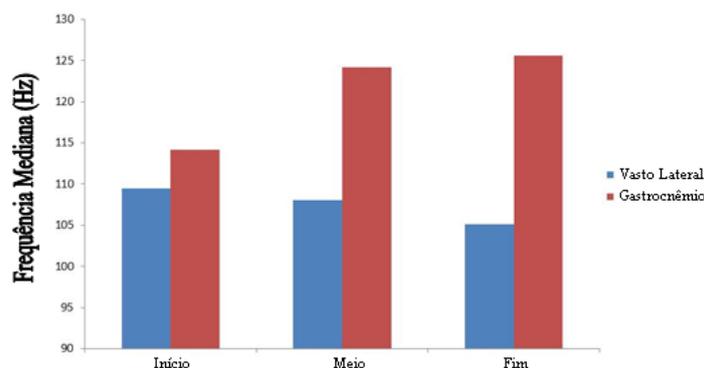
### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Houve diferença significativa entre o repouso e os outros dois períodos de treino, quando comparado os níveis de lactato ( $p=0,042$ ), demonstrando que o nível de lactato sanguíneo aumentava conforme aumentava a duração do esforço físico (Figura 1).

Por outro lado, embora pareçam apresentar comportamentos antagônicos em relação aos valores apresentados, não houve diferença entre os valores de frequência mediana ( $p>0,05$ ) dos músculos gastrocnêmio e vasto lateral em relação aos momentos do treinamento, demonstrando que o teste de EMG utilizado não foi capaz detectar a fadiga, nas condições propostas, dos músculos avaliados (Figura 2).



**Figura 1** - Valores de lactato durante uma sessão de treinamento em atletas de *taekwondo*  
Nota: \*=diferença significativa entre o primeiro e os outros períodos (meio e fim) ( $p < 0,05$ )



**Figura 2** - Valores de frequência mediana (Hz) durante uma sessão de treinamento em atletas de *taekwondo*

## CONCLUSÃO

Embora tanto o lactato e a eletromiografia sejam capazes de indicar a fadiga, aparentemente eles não tem o mesmo padrão para representar a fadiga dos músculos avaliados durante um treinamento de *taekwondo*.

## REFERENCIAS

1. Baptista RR, Oliveira LG, Figueiredo GB. Limiar de lactato em remadores: comparação entre dois métodos de determinação. Rev Bras Med Esporte. 2005; 11(4):247–50.
2. Forti F. Análise do Sinal Eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, angulos articulares e intensidades de contração. Tese de Mestrado, 2005.
3. Tenan MS, McMurray RG, Blackburn BT, Mcgrath M, Leppert K. The relationship between blood potassium, blood lactate, and electromyography signals related to fatigue in a progressive cycling exercise test. J Electromyogr Kinesiol. 2011; 21(1):25–32.
4. Bandeira CCA, Berni KCS, Rodrigues-Bigaton D. Análise eletromiográfica e força do grupo muscular extensor do punho durante isquemia induzida. Rev Bras Fisioter. 2009; 13(1):31–7.

## LACTATE AND ELECTROMYOGRAPHIC IN TAEKWONDO ATHLETES

Takahashi TMT, Hotta GH, PedroniCR

Physical Therapy and Occupational Therapy Department of the Universidade Estadual Paulista –  
UNESP

Presenter e-mail: [pedronicr@marilia.unesp.br](mailto:pedronicr@marilia.unesp.br)

Web: [www.marilia.unesp.br](http://www.marilia.unesp.br)

### INTRODUCTION

Taekwondo requires skills such as strength, speed, balance, endurance, flexibility and coordination. Because of these characteristics, requires a high technical level and physical performance, increasing the energy consumption of the muscle and producing substances such as lactate, which imbalance in the production and removal leads to muscle fatigue. For analysis of muscle fatigue can be used as a measure blood lactate<sup>1</sup> and electromyographic signal. Blood lactate is a simple measure that assesses the ability of exercise and intensity of training and the EMG signal is possible verify the frequency of the muscular fiber<sup>2,3</sup>.

The aim of this study was to check the behavior of lactate and electromyographic signal in Taekwondo athletes during a 2-hour training day.

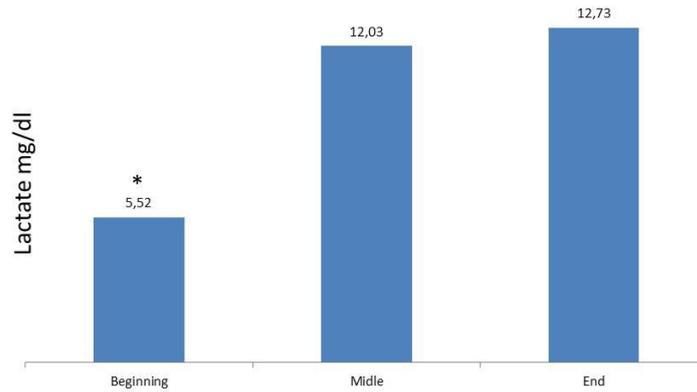
### METHODS

Six taekwondo athletes of both gender, aged between 18 and 23 years participated in this study. The data were collected during a 2-hour training day during a competitive season, and it was divided into two parts. At the moment the athletes developed only physical exercises (kicking running and stretching and punching), and in the second moment they developed fights of three rounds of two minutes each, with a time out of one minute. The lactate measurement was performed using blood samples taken from the middle finger. The electromyographic signal acquisition was made during a maximal isometric contraction of 30 seconds from the vastus lateralis and lateral gastrocnemius muscles, during plantar flexion and squat test of the dominant lower limb, using a electromyography equipment with a 16-bit A/D with converter board with a 4-kHz frequency and band-pass filtered from 0.01–1.5 kHz Lynx Tecnologia Ltda. The signals were detected by a surface differential electrode with two silver silver–chloride bars, gain of 20 and a common mode rejection ratio of 130 dB. Samples were collected in the beginning, middle and end of the workout. For statistical analysis we used the GraphpadInstat software, Kolmogorov-Smirnov test, and then ANOVA test with a Tukey post-test.

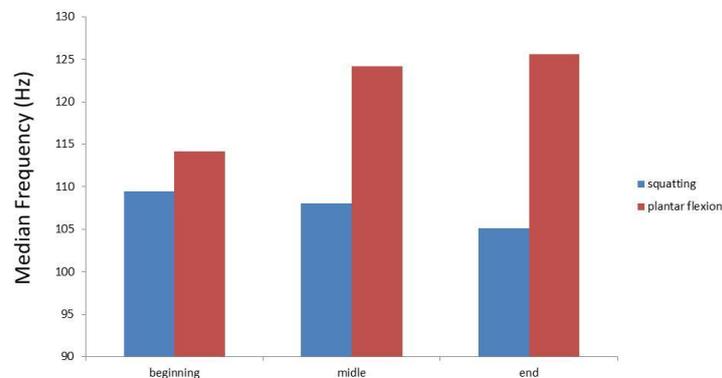
### RESULTS AND DISCUSSION

There was significant difference between the first (beginning) to other periods (middle and end) when compares lactate level ( $p=0.042$ ), demonstrating that blood lactate level increased with increasing duration of physical stress (Figure 1).

Otherwise, apparently vastuslateralis and gastrocnemius muscles have an antagonistic behavior, but there were no difference among electromyographic values expressed by median frequency ( $p>0.05$ ), which means that EMG was not able to detect fatigue in the proposed conditions (Figure 2).



**Figure 1** - Lactate values during training session in taekwondo athletes  
\* = significant difference ( $p < 0.05$ ) between the first to the other periods (middle and end).



**Figure 2** - Median frequency values (Hz) during a training session in taekwondo athletes

## CONCLUSION

Although both lactate and electromyography are able to indicate fatigue, apparently they do not have the same pattern during a taekwondo training for represent fatigue for the tested muscles.

## REFERENCES

1. Baptista RR, Oliveira LG, Figueiredo GB. Limiar de lactato em remadores: comparação entre dois métodos de determinação. *Rev Bras Med Esporte*. 2005; 11(4):247–50.
2. Forti F. Análise do Sinal Eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, angulos articulares e intensidades de contração. Tese de Mestrado, 2005.
3. Tenan MS, McMurray RG, Blackburn BT, Mcgrath M, Leppert K. The relationship between blood potassium, blood lactate, and electromyography signals related to fatigue in a progressive cycling exercise test. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21(1):25–32.
4. Bandeira CCA, Berni KCS, Rodrigues-Bigaton D. Análise eletromiográfica e força do grupo muscular extensor do punho durante isquemia induzida. *Rev Bras Fisioter*. 2009; 13(1):31–7.

## ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS ACESSÓRIOS EM ADULTOS RESPIRADORES ORAIS E NASAIS

Trevisan ME<sup>1</sup>, Corrêa ECR<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>2</sup>, Bouffleur J<sup>3</sup>, Augé LB<sup>4</sup>, Soares JC<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Departamento de Fonoaudiologia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>3</sup>PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>4</sup>Médica Otorrinolaringologista

<sup>5</sup>Fisioterapeuta

E-mail do apresentador: eliftrs@yahoo.com.br

### INTRODUÇÃO

A respiração oral (RO) é definida como um desvio do padrão fisiológico de respiração nasal que passa a ser substituído pela suplência oral ou mista<sup>1</sup>. Este modo respiratório pode levar a um desequilíbrio muscular, com aumento de atividade dos músculos acessórios da inspiração (esternocleidomastoideo e trapézio superior)<sup>2</sup>. O objetivo deste estudo foi investigar a atividade eletromiográfica dos músculos inspiratórios acessórios em adultos respiradores orais e nasais.

### MÉTODOS

Estudo transversal, aprovado pelo Comitê de Ética local sob CAAE nº 04039912.7.0000.5346. Foram incluídos adultos com modo respiratório oral (grupo RO) e modo respiratório nasal (grupo RN), de ambos os sexos, idade entre 18 e 30 anos, índice de massa corporal (IMC) entre 18,5 e 24,9 kg/m<sup>2</sup>, sem evidências de patologias pulmonares, história de tabagismo e/ou exposição a ambiente de risco. Foram excluídos, indivíduos com doenças neuromusculares, em uso de relaxantes musculares, gripe nas últimas três semanas ou crise alérgica no dia da avaliação. O modo respiratório (RO ou RN), diagnosticado por um médico otorrinolaringologista, baseou-se na anamnese, sinais e sintomas, características físicas e nasofibrosopia<sup>3</sup>.

A atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos esternocleidomastoideo (ECM) e trapézio superior (TS) foi registrada, bilateralmente, por meio do equipamento *Miotool 400* (Miotec, Porto Alegre, Brasil), durante 10s, em repouso, em posição sentada, tronco ereto, braços relaxados, mãos apoiadas sobre as coxas, pés apoiados no solo e olhos abertos orientados pelo plano *Frankfurt*. Para a normalização do sinal EMG, realizou-se a aquisição da atividade elétrica durante a isometria por meio de uma resistência à flexão da cabeça (ECM) e à elevação dos ombros (TS) em cadeira adaptada<sup>4</sup>. Quatro eletrodos de superfície ativos, modelo *Double*, com configuração bipolar (20 mm de distância intereletrodos) foram posicionados ao longo da direção das fibras dos músculos ECM e TS direito e esquerdo e um eletrodo de referência unipolar foi posicionado sobre o manúbrio esternal. A pele foi higienizada com gaze embebido em álcool etílico 70%, e, quando necessário, realizada a tricotomia. Os procedimentos seguiram as normas padronizadas pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK/SENIAM)<sup>5</sup>. Foi utilizado filtro tipo *Butterworth* de 4ª ordem, passa-banda com frequência de corte de 20Hz e 500Hz. Os sinais EMG de melhor qualidade foram selecionados visualmente para posterior recorte (1 segundo) e análise quantitativa<sup>4</sup>. A amplitude da atividade muscular do ECM e TS foi representada pela raiz quadrada da média (RMS) do sinal EMG, expressa em microvolt (µV). Os dados foram processados por meio do *Software MATLAB* (*The MathWorks*® versão 7.6.0 R2008a).

Os dados foram analisados pelo programa estatístico *SPSS* 17.0. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk*, a comparação entre os grupos pelo teste *t-Student* e teste não-paramétrico de *Mann-Whitney*, ao nível de significância de 5%.

## RESULTADOS

Foram avaliados 77 voluntários, 39 (28 mulheres, 11 homens) no grupo RN e 38 (25 mulheres, 13 homens) no grupo RO. As médias de idade nos grupos RN e RO foram  $22,56 \pm 2,89$  e  $22,71 \pm 3,50$  anos, respectivamente, sem diferença significativa entre os grupos ( $p=0,99$ ).

A atividade EMG em repouso não apresentou diferença significativa entre os grupos RN e RO (Tabela 1).

**Tabela 1-** Atividade EMG dos músculos inspiratórios acessórios em repouso nos grupos RO e RN

	Músculos	Grupo RN	Grupo RO	p-valor
		Média±DP	Média±DP	
Repouso	ECM D	2,09±1,14	1,83±1,00	0,36
	ECM E	1,99±1,10	2,04±1,73	0,55
	TS D	2,33±2,08	2,75±2,40	0,32
	TS E	2,38±1,91	3,68±3,24	0,07

Valores normalizados (%) expressos em média ± desvio padrão

ECM=esternocleidomastoideo; TS= trapézio superior; D=direito; E= esquerdo; RN=respirador nasal; RO=respirador oral.

## DISCUSSÃO

Os músculos acessórios da respiração apresentaram baixa atividade em ambos os grupos e, esse achado pode ser atribuído a um adequado alinhamento na postura craniocervical. Em crianças e adultos respiradores orais, com postura anteriorizada da cabeça, foi observada uma maior atividade nesses músculos<sup>2,6</sup>. Esta condição tem sido relacionada com a hiperatividade dos músculos ECM e TS<sup>4</sup>.

## CONCLUSÃO

O modo RO não aumentou a atividade muscular acessória durante o repouso, possivelmente em decorrência de um adequado alinhamento da postura craniocervical.

## REFERÊNCIAS

1. Araújo CAF, Villar MLGP, Oliveira MR, Gomes MRS. Avaliação etiológica dos respiradores bucais relacionados a idade e sexo no Ambulatório Escola da Faculdade de Medicina de Petrópolis. *Revista SORL* 2009; 9(2):91-6.
2. Corrêa EC, Bérzin F. Mouth breathing syndrome: cervical muscles recruitment during nasal inspiration before and after respiratory and postural exercises on swiss ball. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2008; 72(9):1335-43.
3. Yi LC, Jardim JR, Inoue DP, Pignatari SS. The relationship between excursion of the diaphragm and curvatures of the spinal column in mouth breathing children. *J Pediatr.* 2008; 84(2):171-7.
4. Corrêa ECR, Bérzin F. Efficacy of physical therapy on cervical muscle and on body posture in school-age mouth breathing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2007; 71:1527-35.
5. International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK/SENIAM). Disponível em: <[http://www.isek-online.org/standards\\_emg.html](http://www.isek-online.org/standards_emg.html)>. Acesso em: 23 de jan. 2014.
6. Milanese JM, Borin G, Corrêa EC, Silva AM, Bortoluzzi DC, Souza JA. Impact of the mouth breathing occurred during childhood in the adult age: biophotogrammetric postural analysis. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2011; 75(8):999-1004.

## **ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF ACCESSORY INSPIRATORY MUSCLES IN MOUTH AND NASAL-BREATHING ADULTS**

Trevisan ME<sup>1</sup>, Corrêa ECR<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>2</sup>, Bouffleur J<sup>3</sup>, Augé LB<sup>4</sup>, Soares JC<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, PPGDCH at Federal University of Santa Maria – UFSM,

<sup>2</sup>Department of Speech Therapy, PPGDCH at Federal University of Santa Maria – UFSM

<sup>3</sup>Master degree student, PPGDCH at Federal University of Santa Maria – UFSM

<sup>4</sup>Otorhinolaryngologist

<sup>5</sup>Physical Therapist

Presenter e-mail: eliftrs@yahoo.com.br

### **INTRODUCTION**

The mouth breathing is defined as a deviation of the physiological pattern of the nasal breathing, which is replaced by the mouth or mixed supplency<sup>1</sup>. This respiratory mode may cause a muscular imbalance, with increase in the activity of accessory inspiratory muscles (sternocleidomastoid, upper trapezius)<sup>2</sup>. The aim of this study was to investigate the electromyographic (EMG) activity of the accessory inspiratory muscles in mouth and nasal-breathing adults.

### **METHODS**

Cross-sectional study, approved by the local Ethics Committee under CAAE number 04039912.7.0000.5346. Adults with mouth breathing mode (MB group) and nasal breathing mode (NB group) were involved, from both sexes, age between 18 and 30 years old, Body Mass Index between 18.5 and 24.9 kg/m<sup>2</sup>, without evidence of pulmonary disease, smoking history and/or exposure to risk environment and, without orthodontic treatment for rapid maxillary expansion. Subjects with flu, in the last three weeks, or allergic crisis, in the evaluation day, were excluded. The respiratory mode (MB or NB), diagnosed by an otorhinolaryngologist, was based on the anamnesis, sign and symptoms, physical features and nasofibroscopy<sup>3</sup>.

The electromyographic activity of sternocleidomastoid (SCM) and upper Trapezius (UT) muscles was recorded, bilaterally, by *Miotool* 400 (Miotec, Porto Alegre, Brasil) equipment, during 10 s at rest, in seated position, erect trunk, relaxed arms with hands over the thighs, foot on the floor and opened eyes oriented by the Frankfurt plan. For the EMG signal normalization, it was collected the electrical activity during isometry by a resistance to the head anterior flexion (SCM) and to the shoulders elevation (UT) in adapted chair<sup>4</sup>. Four surface active electrode, Double model, in a bipolar configuration (20mm interelectrode distance), were positioned along the direction of the right and left SCM and UT muscle fibers and a reference electrode was positioned on the sternal manubrium. The skin was cleaned with gauzed absorbed in 70% ethylic alcohol and, when necessary, a trichotomy was carried out. The procedures followed the standardized norms by the *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK/SENIAM)<sup>5</sup>. A *Butterworth* and band pass with cut off frequency of 20-500Hz filters were utilized. The best quality EMG signal were visually selected for posterior cutout (1 second) and quantitative analysis<sup>4</sup>. The muscle activity amplitude of the SCM and UT was represented by the root mean square (RMS), expressed in microvolt (µV). The data were processed by the *Software* MATLAB (*The MathWorks*® version 7.6.0 R2008a).

Data were analyzed using SPSS 17.0 statistical program. Data normality was verified using the Shapiro-Wilk test, the comparison between groups by Student's t test and nonparametric Mann-Whitney test, at a significance level of 5%.

## RESULTS

77 volunteers were evaluated, 39 (28 women, 11 men) in the NB and 38 (25 women, 13 men) in the MB groups. The mean age of the RN and MB groups were  $22.56 \pm 2.89$  and  $22.71 \pm 3.50$  years old, respectively, without significant difference between groups ( $p=0.99$ ).

The EMG activity at rest did not presented significant difference between the NB and MB groups (Table 1)

**Table 1-** EMG activity of the accessory inspiratory muscles at rest in NB and MB groups

	Muscles	NB group	MB group	p-value
		Mean±SD	Mean±SD	
Rest	R SCM	2.09±1.14	1.83±1.00	0.36
	L SCM	1.99±1.10	2.04±1.73	0.55
	R UT	2.33±2.08	2.75±2.40	0.32
	L UT	2.38±1.91	3.68±3.24	0.07

Normalized values expressed (%) in mean  $\pm$  standard deviation

SCM=sternocleidomastoid; UT=upper Trapezius; R=right; L=left; NB=nasal breathing; MB=mouth breathing

## DISCUSSION

The accessory inspiratory muscles presented low activity in both groups and this finding may be attributed to an adequate craniocervical posture alignment. In mouth breathing-children and adults with forward head posture, a higher activity in these muscles were observed<sup>2,6</sup>. Such condition has been related to the hyperactivity of SCM and UT muscles<sup>4</sup>.

## CONCLUSION

The MB mode did not increase the muscle activity of accessory inspiratory muscles at rest, possibly due to an adequate craniocervical posture alignment.

## REFERENCES

1. Araújo CAF, Villar MLGP, Oliveira MR, Gomes MRS. Avaliação etiológica dos respiradores bucais relacionados a idade e sexo no Ambulatório Escola da Faculdade de Medicina de Petrópolis. *Revista SORL* 2009; 9(2):91-6.
2. Corrêa EC, Bérzin F. Mouth breathing syndrome: cervical muscles recruitment during nasal inspiration before and after respiratory and postural exercises on swiss ball. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2008; 72(9):1335-43.
3. Yi LC, Jardim JR, Inoue DP, Pignatari SS. The relationship between excursion of the diaphragm and curvatures of the spinal column in mouth breathing children. *J Pediatr.* 2008; 84(2):171-7.
4. Corrêa ECR, Bérzin F. Efficacy of physical therapy on cervical muscle and on body posture in school-age mouth breathing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2007; 71:1527-35.
5. International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK/SENIAM). Disponível em: <[http://www.isek-online.org/standards\\_emg.html](http://www.isek-online.org/standards_emg.html)>. Acesso em: 23 de jan. 2014.
6. Milanesi JM, Borin G, Corrêa EC, Silva AM, Bortoluzzi DC, Souza JA. Impact of the mouth breathing occurred during childhood in the adult age: biophotogrammetric postural analysis. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2011; 75(8):999-1004.

# EFEITOS DO TRATAMENTO FISIOTERAPÊUTICO NA FORÇA E ATIVIDADE MIOELÉTRICA DE INDIVÍDUOS COM LOMBALGIA CRÔNICA

Schmit EFD<sup>1</sup>, Nóbrega SR<sup>2</sup>, Duarte JB<sup>3</sup>, Andrade PR<sup>3</sup>, Ferreira JJA<sup>3</sup>, Santos HH<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS

<sup>2</sup>Universidade Federal de São Carlos - UFSCAR

<sup>3</sup>Universidade Federal da Paraíba - UFPB

E-mail do apresentador: manu\_schmit@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

A dor lombar afeta 70 a 80% da população<sup>1</sup>, sendo a causa mais comum de limitação da atividade em pessoas, com 40 anos ou menos, de ambos os gêneros. Em indivíduos lombálgicos, os músculos transverso abdominal (TrA) e multífido lombar (ML) encontram-se com fraqueza e diminuição da atividade elétrica, fazendo-se necessária uma intervenção de recrutamento direto dessas musculaturas, pois o fortalecimento das mesmas não ocorre ao mesmo tempo da remissão das dores<sup>2</sup>.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar o efeito do tratamento fisioterapêutico na força de extensão do tronco e na atividade elétrica dos músculos TrA e ML em portadores de lombalgia crônica.

## MÉTODOS

Constituiu-se em um ensaio clínico, realizado no Núcleo de Estudos do Movimento Humano e na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba (UFPB), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde (CEP/CCS/UFPB), sob o protocolo nº 0010/13.

A amostra foi composta de 25 indivíduos (6 homens e 19 mulheres; 29,52±7,74 anos, 65,47±13 kg e 1,62±0,08m) com diagnóstico clínico de lombalgia crônica, sendo 6 excluídos ao decorrer do estudo por terem 3 faltas consecutivas aos atendimentos. Todos foram instruídos sobre o estudo e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (resolução 196/96 do CNS).

Inicialmente foi realizada a avaliação clínica e cinético-funcional, seguida da aferição da massa corporal do tronco e mensuração da força de extensão do tronco (contração isométrica voluntária máxima (CIVM)), repetidas por 3 vezes com intervalo de 1 minuto, por meio do dinamômetro digital portátil (modelo DD-300, *Instrutherm Ltd.*, BR), e encontrada a média entre elas.

O registro da atividade eletromiográfica do ML e TrA, em repouso e CIVM, foi realizado por meio do eletromiógrafo portátil de 8 canais (modelo W4X8, *Biometrics Ltd.*, UK) e do *software Biometrics DataLOG* (versão 7, *Biometrics Ltd.*, UK), para coleta e análise de sinais. Anteriormente à colocação dos eletrodos realizou-se tricotomia, abrasão e limpeza da pele, com álcool 70%, a fim de diminuir a impedância tecidual. Os eletrodos foram posicionados bilateralmente em ambas as musculaturas, ML<sup>3</sup> e TrA<sup>4</sup>, e o eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral, direito para o ML e esquerdo para o TrA. Cada indivíduo realizou 3 tentativas de 15 segundos de duração em cada posição (repouso e CIVM). Para o processamento dos dados foram utilizados os 5 segundos centrais, e padronizado para análise o intervalo do 7º ao 8º segundo (1 seg.) de captação.

Os indivíduos foram submetidos a 10 sessões de atendimento fisioterapêutico (terapia manual + estabilização segmentar lombar + orientações posturais), com duração de

aproximadamente 50 minutos cada sessão, no período de um mês, seguido da reavaliação imediata dos testes de força e EMG.

Os procedimentos estatísticos (descritivos e inferenciais) foram realizados no *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS - 20.0). Inicialmente, foram realizados testes de normalidade dos dados (*Shapiro-Wilk*), seguido dos testes de *Wilcoxon* e *Mann-Whitney* para comparação do RMS do sinal eletromiográfico e de força, pré e pós-intervenção e do sinal EMG entre os lados direito e esquerdo, respectivamente. Em todos os cálculos, considerou-se um nível de significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente estudo, foi observada diferença estatisticamente significativa comparando os valores de ativação do ML pré e pós-intervenção na fase de repouso ( $P < 0,05$ ). Estes resultados foram corroborados por Kiesel *et al.*<sup>5</sup>, relatando que a dor altera a ativação mioelétrica; porém, na contração isométrica não se obteve o mesmo resultado, o que pode estar relacionado a outros fatores intervenientes.

Foram observadas alterações nas médias das RMS unilaterais do músculo ML comparando os períodos pré e pós-intervenção. Inicialmente, houve um aumento da ativação, que pode ser sugestivo de um espasmo muscular local decorrente da crise álgica (Hides *et al.*<sup>6</sup>), que possivelmente, foi minimizado após o tratamento fisioterapêutico.

Também foi observada diferença estatisticamente significativa na média da RMS do TrA entre os lados direito e esquerdo em repouso pré intervenção ( $P = 0,020$ ), porém, após o tratamento fisioterapêutico atingiu valores mais próximos do equilíbrio bilateral, que é de fundamental importância para não reincidência do quadro álgico (Hides *et al.*<sup>7</sup>).

Quanto à força muscular dos ML pré e pós-intervenção, o teste de *Wilcoxon* não mostrou diferença estatisticamente significativa ( $P = 0,064$ ), apesar de ter tido aumento nos valores médios absolutos (pré-intervenção =  $346,66 \pm 103,24$  N; pós-intervenção =  $370,73 \pm 118,77$  N).

O baixo número de sessões no protocolo de tratamento pode ser considerado como uma limitação no estudo, uma vez que pode ter sido fator de grande influência para os resultados encontrados.

## CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que o tratamento fisioterapêutico adotado não alterou os padrões da força e do sinal eletromiográfico dos músculos ML e TrA. Provavelmente, a quantidade de sessões realizadas no protocolo (10 sessões) tenha sido insuficiente para gerar o efeito desejado.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Andrade SC, Araujo AGR, Vilar MJP. Escola de coluna: revisão histórica e sua aplicação na lombalgia crônica. *Rev Bras Reumatol.* 2005; 45(4):224-8.
- 2 - Hides J, Richardson C, Jull G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. *Spine.* 1996; 21:2763-9.
- 3 - Ng JK, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77(3):259-64.
- 4 - Jassi FJ. Análise do comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores primários e a relação com a capacidade física funcional de indivíduos assintomáticos [dissertação]. Presidente Prudente (SP): UNESP; 2010.
- 5 - Kiesel KB, Butler RJ, Duckworth A, Halaby T, Lannam K, Phifer C, Deleal C, Underwood FB. Experimentally induced pain alters the EMG activity of the lumbar multifidus in asymptomatic subjects. *Man Ther.* 2012; 17:236-40.

- 6 - Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. Spine. 2001; 26(11):243-8.
- 7 - Hides J, Wilson S, Stanton W, McMahon S, Keto H, McMahon K, et al. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during “drawing-in” of the abdominal wall. Spine. 2006; 31(6):E175-8.

# EFFECTS OF A PHYSIOTHERAPY TREATMENT OVER STRENGTH AND MYOELECTRIC ACTIVITY OF PATIENTS WITH CHRONIC LOW BACK PAIN

Schmit EFD<sup>1</sup>, Nóbrega SR<sup>2</sup>, Duarte JB<sup>3</sup>, Andrade PR<sup>3</sup>, Ferreira JJA<sup>3</sup>, Santos HH<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Rio Grande do Sul – UFRGS

<sup>2</sup>Federal University of São Carlos - UFSCAR

<sup>3</sup>Federal University of Paraíba – UFPB

Presenter's E-mail: manu\_schmit@hotmail.com

## INTRODUCTION

Low back pain affects 70 to 80% of the population<sup>1</sup>, being the most common cause of activities limitation in humans with 40 years or less, of both genders. In subjects with low back pain, the transverse abdominal muscle (TrA) and lumbar multifidus (ML) are weak and with reduced electrical activity, being necessary an intervention with direct recruitment of this muscles, since their strengthening doesn't occur simultaneously with the pain relief<sup>2</sup>. Thus, this study's objective was to analyze the effect of a physiotherapy treatment over the strength of upper body extension and electrical activity of the TrA and ML muscles in subjects with low back pain.

## METHODS

This study is a clinical trial, developed at the Núcleo de Estudos do Movimento Humano and Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba (UFPB), approved by the Centro de Ciências da Saúde's Ethics Committee (CEP/CCS/UFPB), under the protocol n° 0010/13.

The sample consisted of 25 subjects (6 men and 19 women; 29,52±7,74 years, 65,47±13 kg e 1,62±0,08m) with clinical diagnosis of low back pain, 6 of them being excluded throughout the study for achieving 3 consecutives absences to the treatment. All of them were instructed about the research and signed a Statement of Informed Consent (CNS 196/96 resolution)

Initially a clinical and kinetic-functional evaluation was conducted, followed by the measurement of the upper body mass and upper body extension strength (maximal voluntary isometric contraction (CIVM)), repeated 3 times with 1 minute intervals, using a portable digital dynamometer (DD-300 model, Instrutherm Ltd., BR), finding their average value.

The ML and TrA electromyographic activity register, at rest and CIVM, was made through an 8 channels portable electromiograph (W4X8 model, Biometrics Ltd., UK) and Biometrics DataLOG software (version 7, Biometrics Ltd., UK), to collect and analyze the data. Shaving, abrasion and cleansing the skin with alcohol 70% were made prior to the electrodes placement, to reduce the tissue impedance. The electrodes were placed on both sides of the muscles, ML<sup>3</sup> and TrA<sup>4</sup>, and the reference electrode was placed on the lateral malleolus, right for the ML and left for the TrA. Each subject performed 3 trials of 15 seconds in each position (rest and CIVM). For the data processing the central 5 seconds were used, and the interval from the 7th to the 8th second (1sec.) was standardized for analyzes.

The subjects underwent 10 physiotherapy sessions (manual therapy+lumbar segmental stabilization+postural orientations), lasting approximately 50 minutes each session, in one month, followed by immediate reassessment of the strength and EMG tests.

The statistical analyzes (descriptive and inferential) were made using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS - 20.0). Initially, the data normality test (Shapiro-Wilk) was applied, followed by the Wilcoxon and Mann-Whitney tests to compare the electromyography RMS and

strength, pre and post-intervention and the EMG among the right and left sides, respectively. A significance level of 5% was adopted for all the calculations.

## **RESULTS AND DISCUSSION**

In this study, statistically significant difference was found comparing the ML activation values pre and post-intervention at rest phase ( $P < 0.05$ ). This results were corroborating Kiesel et al.<sup>5</sup>, reporting that pain alters myoelectric activation; however, no similar results were found for the isometric contraction, which might be related to others involved factors.

The average value for the unilateral ML RMS showed alterations when comparing the pre and post-intervention. Initially there was an increased activation, which might appoint a local muscular spasm due to the pain crisis (Hides et al.<sup>6</sup>), that possibly was reducing after the treatment. Also, statistically significant difference was observed at the TrA average RMS among the right and left sides at rest pre-intervention ( $P = 0,020$ ), achieving values closer to a bilateral balance after the treatment, being extremely important to avoid pain recurrence (Hides et al.<sup>7</sup>).

In regard to the ML muscle strength pre and post-intervention, the Wilcoxon test didn't show any significant difference ( $P = 0,064$ ), despite achieving higher absolute average values (pre-intervention =  $346,66 \pm 103,24$  N; post-intervention =  $370,73 \pm 118,77$  N).

The low number of treatment session can be considered as a limitation in the study, since it might be a factor of great influence in the results.

## **CONCLUSION**

The results found in this study showed that the adopted physiotherapy treatment didn't change the strength and EMG patterns of the ML and TrA muscles. Probably, the amount of treatment sessions (10 sessions) wasn't enough to generate the desired effects.

## **REFERENCES**

- 1 - Andrade SC, Araujo AGR, Vilar MJP. Escola de coluna: revisão histórica e sua aplicação na lombalgia crônica. *Rev Bras Reumatol.* 2005; 45(4):224-8.
- 2 - Hides J, Richardson C, Jull G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. *Spine.* 1996; 21:2763-9.
- 3 - Ng JK, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77(3):259-64.
- 4 - Jassi FJ. Análise do comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores primários e a relação com a capacidade física funcional de indivíduos assintomáticos [dissertação]. Presidente Prudente (SP): UNESP; 2010.
- 5 - Kiesel KB, Butler RJ, Duckworth A, Halaby T, Lannam K, Phifer C, Deleal C, Underwood FB. Experimentally induced pain alters the EMG activity of the lumbar multifidus in asymptomatic subjects. *Man Ther.* 2012; 17:236-40.
- 6 - Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine.* 2001; 26(11):243-8.
- 7 - Hides J, Wilson S, Stanton W, McMahon S, Keto H, McMahon K, et al. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during "drawing-in" of the abdominal wall. *Spine.* 2006; 31(6):E175-8.

# EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA SOBRE A FREQUÊNCIA MEDIANA DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL (BI-LATERAL) NO TESTE INCREMENTAL MÁXIMO EM INDIVÍDUO PARATLETA COM LESÃO MEDULAR

Silva FTG<sup>1</sup>, Egito EST<sup>3</sup>, Diez IT<sup>2</sup>, Ananias AG<sup>2</sup>, Silva MR<sup>1</sup>, Aquino ACQ<sup>3</sup>, Medeiros JCS<sup>3</sup>,  
Tavares VP<sup>2</sup>, Medeiros RCSC<sup>1</sup>, Pinto ETGS<sup>4</sup>, Dantas PMS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Centro Universitário do Rio Grande do Norte – Uni-RN

<sup>3</sup>Faculdade de Farmácia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>4</sup>Fisioquali

E-mail do apresentador: fabianatgds@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

Uma técnica que recentemente demonstrou ser eficaz na reabilitação da função motora é a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC)<sup>1</sup>. Além do foco voltado para a melhoria de sintomas ocasionados em doenças neuropsicológicas, a ETCC também tem sido estudada no exercício físico, em pessoas sem deficiência física, como fator ergogênico<sup>2</sup> por apresentar pontos positivos como aumento de rendimento em teste incremental máximo com ciclistas de alto rendimento<sup>3</sup>.

Estudos voltados para ETCC e pessoas com LM com um foco voltado para melhorias na capacidade física no exercício, ainda não existem. Nosso objetivo é observar se a ETCC irá alterar a atividade eletromiográfica da musculatura do bíceps braquial, pois a execução do movimento voluntário, como o exibido durante exercício, é realizado através de impulsos nervosos da via descendente do córtex motor e pessoas com lesão medular traumática apresentam atrofia cortical em áreas motoras e sensoriais<sup>4</sup>. Portanto, nossa hipótese é que a ETCC, sobre o córtex motor primário (M1), possa melhorar a frequência de disparos (frequência mediana) em teste incremental máximo (TIM) em indivíduo paratleta com lesão medular, através da modulação sobre M1, aumentando a excitabilidade cortical motora e melhorando o acoplamento muscular sinérgico.

## MÉTODOS

Um indivíduo com paraplegia (25 anos e 60,9 kg peso), paratleta, canhoto (inventário de dominância lateral de Edimburgo<sup>5</sup>) e ciente dos objetivos e riscos do estudo, assinou o termo de consentimento livre esclarecido. Posteriormente foi submetido a duas sessões de teste incremental máximo para análise da atividade eletromiográfica dos músculos bíceps braquial direito e esquerdo. Duplo-cego e de forma randomizada, as sessões (sham e anódica) foram separadas por um intervalo de no mínimo 48hrs para evitar os efeitos carry-over. Antes de cada sessão o indivíduo recebia uma das intervenções, por um período de 13min (tempo máximo que a corrente anódica pode passar sem gerar um efeito rebote, ou seja, em vez de excitar o córtex passa a inibi-lo<sup>(6)</sup>) com corrente de intensidade 2mA.

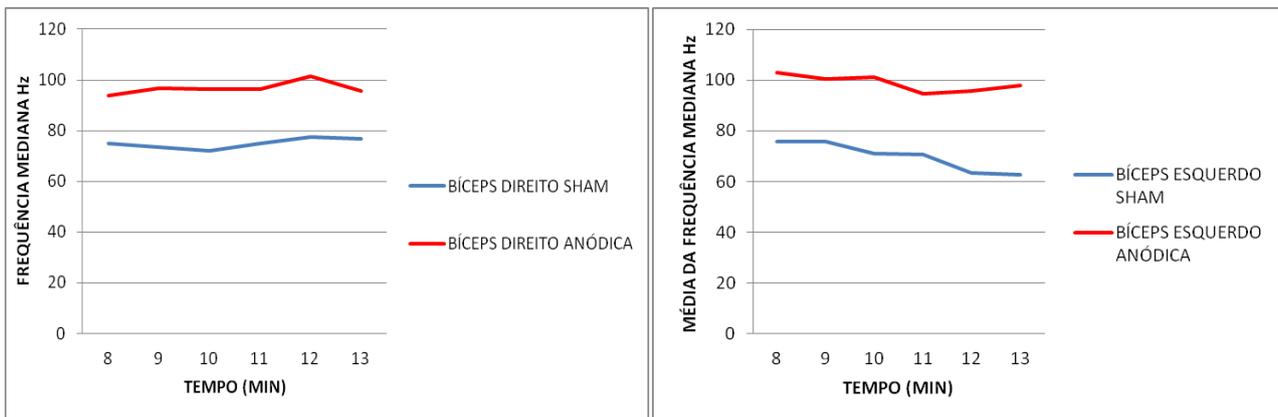
Para aplicação da ETCC e sham, foi utilizado o sistema internacional EEG 10-20, o eletrodo foi posicionado sobre o couro cabeludo com o centro na região Cz com 4,5cm para cada lado da cabeça, e o outro eletrodo foi posicionado sobre a protuberância occipital. A configuração do eletrodo ativo foi de (9x4cm) e o de referencia (7x5cm). Os eletrodos foram envoltos em uma

esponja umedecida com solução salina (NaCl 150mM). Após a estimulação o indivíduo realizava o teste incremental máximo no ergômetro de braço, sem estimulação verbal (nas duas sessões).

Para a colocação dos eletrodos da eletromiografia utilizamos as normas internacionais propostas pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK/SENIAM), nas musculaturas do bíceps braquial direito e esquerdo. Antes de colocar os eletrodos fizemos a tricotomia e limpeza da pele.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Observamos que para o músculo bíceps braquial, de forma bi-lateral, houve diferença entre as situações *sham* e anódica. Na anódica os disparos neurais foram maiores ao longo de todo o tempo de análise, ou seja, de 8min de teste até a exaustão (entre 13 e 14 min, dependendo da intervenção realizada, sham ou anódica) ver **Figura 1**.



**Figura 1** – Gráficos da frequência mediana (Hz) em função do tempo (MIN)

De acordo com estudos<sup>3</sup> realizados com ETCC e atletas ciclistas sem deficiência física, observou-se uma melhora de 4% no rendimento dos mesmos em teste incremental máximo com a anódica. Embora estes achados não sejam com o mesmo grupo analisado e não tenha realizado análise eletromiográfica, poderíamos relatar que estes dados corroboram com os nossos, já que a frequência de disparos neurais foi aumentada e mais duradoura na situação anódica e não na placebo, o que aumentou o rendimento do indivíduo como ocorrido no estudo de 2013.

## CONCLUSÃO

Através dos resultados podemos inferir que a ETCC anódica aplicada de forma bilateral em M1, em indivíduo paratleta com paraplegia, altera a atividade elétrica muscular, melhorando a frequência de disparos neurais, principalmente nos estágios finais do TIM, melhorando assim, sua tolerância ao exercício e aumentando o tempo para que se chegue à queda de frequência de estímulos neurais, o que culminaria com o estágio inicial da fadiga.

## REFERENCIAS

1. Lindenberg R, Renga V, Zhu L, Nair D, Schlaug G. Bihemispheric brain stimulation facilitates motor recovery in chronic stroke patients. *Neurology*. 2010; 75(24):2176-84.
2. Okano AH, Montenegro RA, Farinatti PTV, Li LM, Brunoni AR, Fontes EB. Brain stimulation for health and exercise performance improvement. *Rev Bras Ed Fís Esporte*. 2013; 27(2):315-32.
3. Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, Farinatti PTV, Cyrino ES, Li LM, et al. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. *Br. J. Sports Med*. 2013; 00:1-7

4. Freund P, Weiskopf N, Ward NS, Hutton C, Gall A, Ciccarelli O, et al. Disability, atrophy and cortical reorganization following spinal cord injury. *Brain*. 2011; 134(6):1610-22.
5. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971; 9(1):97-113.
6. Monte-Silva K, Kuo M-F, Hessenthaler S, Fresnoza S, Liebetanz D, Paulus W, et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. *Brain Stimulation*. 2012; 6(3):424–32.

# **TDCS EFFECTS OF TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT STIMULATION ON MEDIAN FREQUENCY OF BRACHIAL BICEPS(BILATERAL) ON MAXIMUM INCREMENTAL TEST IN INDIVIDUAL WITH SPINAL CORD INJURY**

Silva FTG<sup>1</sup>, Egito EST<sup>3</sup>, Diez IT<sup>2</sup>, Anna JS<sup>2</sup>, Silva MR<sup>1</sup>, Aquino ACQ<sup>3</sup>, Medeiros JCS<sup>3</sup>, Tavares VP<sup>2</sup>, Medeiros RCSC<sup>1</sup>, Pinto ETGS<sup>4</sup>, Dantas PMS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Federal University of Rio Grande do Norte-UFRN

<sup>2</sup>University Center Rio Grande do Norte-Uni-RN

<sup>3</sup>Faculty of Pharmacy, Federal University of Rio Grande do Norte-UFRN

<sup>4</sup>Fisioquali

Presenter's E-mail: fabianatgds@hotmail.com

## **INTRODUCTION**

One technique that has shown recently to be effective in the rehabilitation of motor function is transcranial direct current stimulation (tDCS)<sup>1</sup>. Besides the focus turned to improving the symptoms caused neuropsychological diseases, TDCS has also been studied in physical exercise in people without physical disabilities, as ergogenic factor<sup>2</sup> by presenting positive signs such as increased yield maximal incremental test on high yield<sup>3</sup>.

Studies focused for tDCS and persons with SCI with a focus turned for improvements in physical capacity during exercise, do not yet exist. Our goal is to observe if the tDCS will alter the electromyographic activity of the muscles of the brachial biceps, because the execution of voluntary movement, as shown during exercise is carried out through nervous impulses of descending pathway of motor cortex and persons with spinal cord injury traumatic have cortical atrophy in motor and sensory areas<sup>4</sup>. Therefore, our hypothesis is that tDCS over the primary motor cortex (M1), can improve the frequency of shots (median frequency) in maximal incremental test (TIM) in paratleta individual with spinal cord injury by modulation of M1 increasing motor cortex excitability and improving the synergistic muscular coupling.

## **METHODS**

An individual with paraplegia (25 years and 60.9 kg), paratleta, left handed (handedness inventory edinburgh<sup>5</sup>) and aware of the goals and risks of the study, signed the consent form. Subsequently underwent two sessions of maximal incremental test to analyze the electromyographic activity of the muscles right and left biceps brachii. Double-blind and randomized protocol, the sessions (sham and anode) separated by an interval of at least 48h, to avoid carry-over effects. Before each session, the individual received one intervention for a period of 13 min (maximum time the anodic current can pass without causing a rebound effect, in other words, instead of exciting the cortex begins to inhibit it<sup>(5)</sup>) with current of 2mA intensity.

For the application of tDCS and sham, the international 10-20 EEG system was used: one electrode was placed on the scalp with the center in Cz region with 4.5 cm for each side of the head, the other electrode was placed over the bulge occiput. The configuration of the active electrode was (9x4cm) and reference (7x5cm). The electrodes were wrapped in a sponge moistened with saline

(150 mM NaCl). After stimulation, the individual performed the maximal incremental test on the arm ergometer without verbal stimulation (in two sessions).

For the placement of electrodes electromyography, use international standards proposed by the International Society of Electromyography and Kinesiology (Isek/SENIAM), the musculature of the right and left brachial biceps. Before placing the electrodes, did the shaving and cleaning the skin.

## RESULTS AND DISCUSSION

We note that for the biceps muscle, bilaterally, there was no difference between sham and anodic situations. At the anode, the neural firings were higher throughout the analysis time, namely 8 min test until exhaustion (between 13 and 14 min, depending on the intervention performed or anodic sham), as shown in Figure 1.

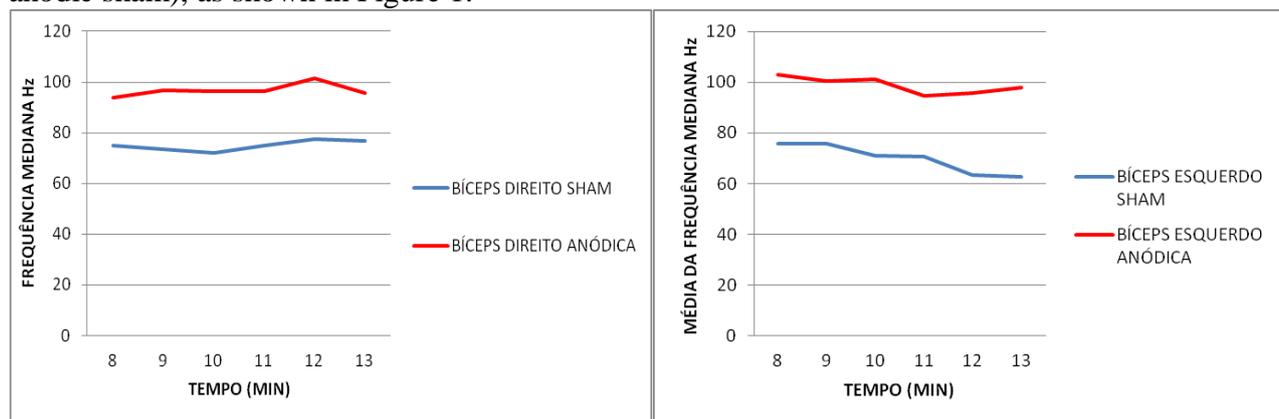


Figure 1 - Graphs median frequency (Hz) versus time (min).

According to studies<sup>3</sup> made with tDCS cyclists and athletes without disability, there was an improvement of 4% in the income thereof in maximal incremental test with the anode. Although these findings are not the same group analyzed and has not performed electromyographic analysis, we report that these data corroborate with ours, since the frequency of neural firing was increased in the anodic situation, and not the placebo, which would increase the yield of such individuals, as occurred in the 2013 study.

## CONCLUSION

From the results we can infer that and anodal tDCS applied bilaterally in M1 in individual with paraplegia alters the muscle electrical activity, improving the frequency of neural firing, especially in the final stages of the TIM, thus improving their exercise tolerance and increasing the time in order to reach the frequency drop of neural stimuli, which would culminate with the early stage of fatigue.

## REFERENCES

1. Lindenberg R, Renga V, Zhu L, Nair D, Schlaug G. Bihemispheric brain stimulation facilitates motor recovery in chronic stroke patients. *Neurology*. 2010; 75(24):2176-84.
2. Okano AH, Montenegro RA, Farinatti PTV, Li LM, Brunoni AR, Fontes EB. Brain stimulation for health and exercise performance improvement. *Rev Bras Ed Fís Esporte*. 2013; 27(2):315-32.

3. Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, Farinatti PTV, Cyrino ES, Li LM, et al. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. *Br. J. Sports Med.* 2013; 00:1–7
4. Freund P, Weiskopf N, Ward NS, Hutton C, Gall A, Ciccarelli O, et al. Disability, atrophy and cortical reorganization following spinal cord injury. *Brain.* 2011; 134(6):1610-22.
5. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia.* 1971; 9(1):97-113.
6. Monte-Silva K, Kuo M-F, Hessenthaler S, Fresnoza S, Liebetanz D, Paulus W, et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. *Brain Stimulation.* 2012; 6(3):424–32.

## ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA NOS EXERCÍCIOS ABDOMINAIS COM A UTILIZAÇÃO DO BOSU

Gregorio FC<sup>2</sup>, Pereira CES<sup>2</sup>, Souza GC<sup>1</sup>, Martins BMNR<sup>2</sup>, Dornelas JC<sup>2</sup>, Timóteo CF<sup>2</sup>, Defensor T<sup>2</sup>, Lizardo FB<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG; <sup>2</sup> Graduando do curso de Educação Física da UFU

E-mail do apresentador: [fabiocgregorio@hotmail.com](mailto:fabiocgregorio@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

Os músculos abdominais possuem grande importância para a estabilização do tronco e da coluna vertebral. Falta de condicionamento físico destes pode ocasionar diminuição na resistência e força, levando a alterações biomecânicas e condições dolorosas, como dor nas costas (lombalgia). Evidências sugerem benefícios da inclusão de exercícios de fortalecimento para os músculos envolvidos na flexão do tronco nos programas de prevenção e tratamento da lombalgia<sup>1</sup>.

As superfícies instáveis são equipamentos muito utilizados na execução dos exercícios abdominais, dentre eles destacam-se a bola de ginástica, *bosu* e disco de equilíbrio. O *bosu balance trainer* tornou-se bastante popular nas academias de ginástica e clínicas de terapia física por ser considerado um instrumento versátil que pode ser utilizado com a plataforma apoiada no chão (*bosu* normal) ou virada para cima (*bosu* invertido) em diferentes tipos de exercícios<sup>2</sup>.

Entretanto, existem lacunas na literatura comparando o nível de atividade dos músculos do tronco no exercício abdominal com a utilização do *bosu* normal ou invertido. Portanto, objetivou-se analisar e comparar a atividade eletromiográfica dos músculos Reto do Abdome parte superior (RAS) e parte inferior (RAI), Oblíquo Externo do Abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI) e Reto Femoral (RF) durante a execução do exercício abdominal tradicional com diferentes posições do *bosu*.

### MÉTODOS

Amostra foi composta 10 voluntários do gênero masculino, com idade de  $20,5 \pm 2,3$  anos, massa corporal  $69,8 \pm 7,8$  kg, estatura  $1,70\text{m} \pm 0,05$ , índice de massa corporal de  $23,3 \pm 2$  kg/m<sup>2</sup>, fisicamente ativos sem disfunção neuromuscular. Para captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais simples (DataHominis Tecnologia Ltda. - Brasil), com ganho de 20 vezes e razão de rejeição em modo comum de 92dB a 60Hz, compostos por duas barras retangulares paralelas de prata pura (10 mm de comprimento x 1 mm de largura) e distanciadas 10 mm entre si, e registrada por um eletromiógrafo computadorizado projetado de acordo com normas internacionais (MyosystemBr1 P84/ DataHominis Tecnologia Ltda. - Brasil), que apresenta impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits e bateria recarregável integrada para total portabilidade.

O MyosystemBr1 P84 foi conectado a um *laptop/notebook* alimentado apenas por bateria, desta forma, o uso de baterias pelos dois aparelhos (eletromiógrafo e *laptop*) garantiu a ausência quase total de interferências de 60Hz. Os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 500 Hz e a frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz por canal. Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos do antímero direito, com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras<sup>3</sup>. Para colocação dos eletrodos nos músculos abdominais e reto femoral foram seguida as recomendação da literatura específica<sup>4</sup>. Foi utilizado um eletrodo de referência (*Bio-logic Systems* - SP Médica, Científica e Comercial Ltda. - Brasil) fixado na pele sobre a espinha ilíaca ântero-superior do quadril esquerdo.

No início de cada teste foram realizadas duas CIVM de 5 segundos com intervalo de três minutos. Posteriormente os voluntários realizaram três séries de cinco repetições (2 segundos para a

fase concêntrica e 2 segundos excêntrica) em cada exercício abdominal com o *bosu* invertido e *bosu* normal. Foram utilizados três minutos de repouso entre cada série. O sinal eletromiográfico foi quantificado pela Raiz Quadrada da Média (*Root Mean Square* – RMS) e normalizado (RMSn) pela CIVM. Os valores de RMS foram calculados durante três repetições de cinco realizadas, sendo que a primeira e última repetição foram excluídas. Utilizou-se o teste *Shapiro Wilk* para avaliar a normalidade dos dados e, posteriormente, o teste t de Student foi aplicado para comparação dos valores de RMSn do mesmo músculo entre os dois exercícios (*bosu* normal e invertido). O nível de significância foi 5%. O tamanho do efeito (*effect size/ES*) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0,2 pequeno; ES = 0,5 médio e ES = 0,8 grande).

## RESULTADOS

A atividade do músculo RAS no exercício com *bosu* normal ( $61,97 \pm 17,09$ ) foi maior ( $p < 0,01$ ; ES= 0,29) em relação ao *bosu* invertido ( $56,43 \pm 19,76$ ). O sinal eletromiográfico do músculo RAI no exercício com *bosu* normal ( $59,36 \pm 24,80$ ) foi mais alto ( $p < 0,05$ ; ES= 0,26) em comparação ao *Bosu* invertido ( $53,12 \pm 23,55$ ). Em relação aos músculos OE, OI e RF, não foram observadas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) dos valores médios de RMSn durante a execução do exercício abdominal com *bosu* normal ( $27,59 \pm 15,29$ ;  $32,43 \pm 7,97$ ;  $2,25 \pm 1,86$ , respectivamente) e *bosu* invertido ( $21,39 \pm 11,53$ ;  $33,74 \pm 10,97$ ;  $2,88 \pm 2,19$ , respectivamente).

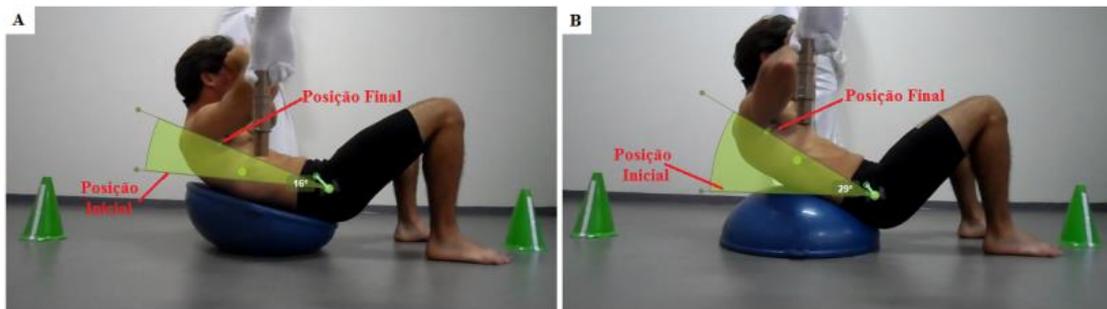


Figura 1 - Exercícios abdominais com *bosu* invertido (A) e *bosu* normal (B)

## DISCUSSÃO

Exercícios realizados em superfícies instáveis podem apresentar maior atividade muscular, provavelmente devido aumento da necessidade de melhorar a estabilidade da coluna e de todo o corpo, para reduzir o risco queda da superfície instável. No presente trabalho, os exercícios abdominais realizados no *bosu* são considerados exercícios instáveis, desta forma, foram demonstradas diferenças significativas na ativação dos músculos RAS e RAI entre os exercícios no *bosu* normal e invertido.

Apesar do exercício no *bosu* invertido ser mais instável que o exercício no *bosu* normal, a ativação elétrica destes músculos foi maior neste último. Essa diferença de ativação pode ser justificada pela relação comprimento-tensão, pois de acordo com Bankoff<sup>5</sup>, a quantidade de força produzida por um músculo está também relacionada com o comprimento em que o músculo é mantido. E a tensão máxima que pode ser gerada na fibra muscular ocorrerá quando um músculo for ativado em um comprimento levemente maior que o comprimento de repouso.

## CONCLUSÃO

O exercício abdominal com *bosu* normal proporcionou maior atividade dos músculos RAS e RAI em comparação ao *bosu* invertido, não influenciando o recrutamento dos músculos OE, OI, RF. Futuros estudos devem ser realizados avaliando a sobrecarga na coluna vertebral durante estes exercícios, bem como a comparação do uso do *bosu* com outras superfícies instáveis.

**REFERÊNCIAS**

- 1- Vaz MA, Guimarães ACS, Campos MI. Análise de exercícios abdominais: um estudo biomecânico e eletromiográfico. RBCM. 1991; 5(4):18-40.
- 2- Laudner KG, Koschnitzky MM. Ankle muscle activation when using the both sides utilized (bosu) balance trainer. J Strength Cond Res. 2010; 24:218-22
- 3- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech. 1997; 13(2):135-63.
- 4- Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2010; 40(5):265.
- 5- Bankoff ADP. Morfologia e cinesiologia aplicada ao movimento humano. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

## ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF ABDOMINAL EXERCISES USING A BOSU TRAINER

Gregorio FC<sup>2</sup>, Pereira CES<sup>2</sup>, Souza GC<sup>1</sup>, Martins BMNR<sup>2</sup>, Dornelas JC<sup>2</sup>, Timóteo CF<sup>2</sup>, Defensor T<sup>2</sup>, Lizardo FB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratory of Electromyography Kinesiologic (LABEC), Federal University of Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG; <sup>2</sup>Faculty of Physical Education – UFU

E-mail of the author: [fabiocgregorio@hotmail.com](mailto:fabiocgregorio@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Abdominal muscles are essential to trunk and spine stability. Deconditioning of these muscles can decrease endurance and strength and lead to biomechanical abnormalities and painful conditions such as low back pain (LBP). Evidence suggests that strengthening exercises for the muscles involved in trunk flexion can benefit the treatment and prevention low back pain<sup>1</sup>.

Abdominal exercises are frequently performed on unstable surfaces such as stability balls, bosu trainers and balance disks. The bosu balance trainer has become popular in gyms and physical therapy clinics because it is a versatile instrument that can be placed flat on the floor (normal bosu) or placed with the curved side down (inverted bosu) in different types of exercises<sup>2</sup>.

Nevertheless, information is lacking on comparisons of core muscle activity while performing abdominal exercises on a normal bosu and an inverted bosu. Therefore, we analyzed and compared the electromyographic activity of the upper (URA) and lower rectus abdominis (LRA), external oblique abdominis (EO), internal oblique abdominis (IO) and rectus femoris (RF) during traditional abdominal exercises on a normal and inverted bosu.

### METHODS

Our sample consisted of 10 physically active, male volunteers without neuromuscular dysfunction (age:  $20.5 \pm 2.3$  y, weight:  $69.8 \pm 7.8$  kg, height:  $1.70\text{m} \pm 0.05$ , body mass index (BMI):  $23.3 \pm 2$  kg/m<sup>2</sup>). Electromyographic signals were captured with single differential surface electrodes (DataHominis Tecnologia Ltda., Uberlandia, MG, Brazil), with a gain factor of 20, a common mode rejection ratio of 92dB at 60Hz and composed of two parallel rectangular pure silver bars (10 mm x 1 mm) spaced 10 mm apart. Signals were recorded by a computerized electromyographer (EMG) according to international standards (MyosystemBr1 P84/ DataHominis Tecnologia Ltda. -Brazil) and with an input impedance of 1015 Ohms, a 16 bit analog/digital converter and an onboard rechargeable battery for portability.

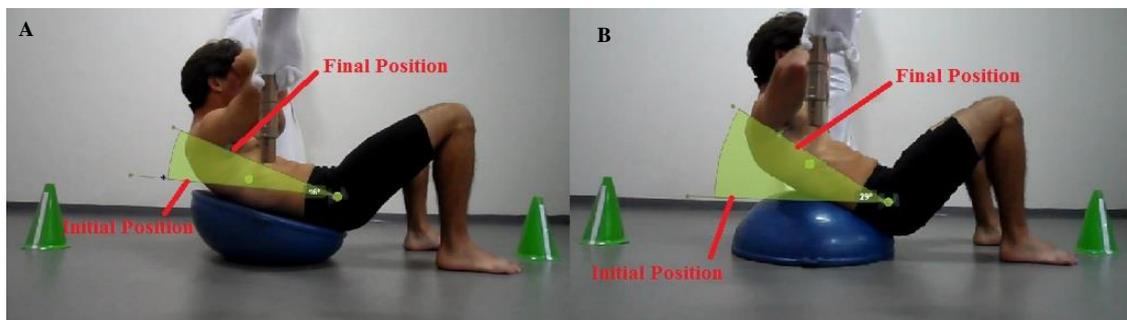
The MyosystemBr1 P84 was connected to a battery-powered laptop. Using battery power for the laptop and electromyographer almost entirely eliminated 60Hz interference. The EMG signals were subjected to a high-pass (20 Hz) and a low-pass (500 Hz) filter and the sampling frequency was 2000 Hz per channel. Surface electrodes were placed on the muscles of the right side and aligned in parallel to the muscle fibers whereas the detection bars were aligned perpendicularly to the fibers<sup>3</sup>. Electrodes were placed on the abdominal and rectus femoris muscles according to the recommendations of Escamilla et al.<sup>4</sup>. A reference electrode (*Bio-logic Systems* - SP Medica, Cientifica e Comercial Ltda. - Brazil) was also attached to the anterior superior iliac spine of the left hip.

At the beginning of each test, two, 5-second maximum voluntary isometric contractions (MVIC) were performed, separated by a three-minute interval. Next, the volunteers performed three series of five repetitions (2 seconds for the concentric phase and 2 seconds for the eccentric) for each abdominal exercise with a normal and inverted bosu. The subjects rested for three minutes between each series. The EMG signal was quantified by the root mean square (RMS) and the MVIC values by the normalized root mean square (RMSn). RMS values were calculated from the 2<sup>nd</sup>, 3<sup>rd</sup> and 4<sup>th</sup>

repetitions (the 1<sup>st</sup> and 5<sup>th</sup> repetitions were excluded). A Shapiro-Wilk test was performed to evaluate data normality and a student t-test was performed to compare the RMSn values of the same muscle during both exercises (normal and inverted bosu). The level of significance was 5%. The effect size (ES) was calculated according to Cohen's description (small ES=0.2, medium ES=0.5 and large ES=0.8).

## RESULTS

URA activity for the exercise with the normal bosu ( $61.97 \pm 17.09$ ) was greater ( $p < 0.01$ ; ES= 0.29) than that of the exercise with the inverted bosu ( $56.43 \pm 19.76$ ). The EMG of the LRA muscle for the exercise with the normal bosu ( $59.36 \pm 24.80$ ) was higher ( $p < 0.05$ ; ES= 0.26) than that of the exercise with the inverted bosu ( $53.12 \pm 23.55$ ). Significant differences ( $p > 0.05$ ) between the average RMSn values were not observed for the EO, IO and RF muscles during the abdominal exercises with the normal bosu ( $27.59 \pm 15.29$ ;  $32.43 \pm 7.97$ ;  $2.25 \pm 1.86$ , respectively) and the inverted bosu ( $21.39 \pm 11.53$ ;  $33.74 \pm 10.97$ ;  $2.88 \pm 2.19$ , respectively).



**Figure 1** - Abdominal exercises with the inverted bosu (A) and the normal bosu (B)

## DISCUSSION

Performing exercises on unstable surfaces probably increases muscle activity because of the greater necessity to improve spine and total body stability to reduce the risk of falling. Exercises on the bosu trainer used in our study are considered unstable exercises. Thus, we demonstrated that there are significant differences in URA and LRA muscle activation between abdominal exercises performed on the normal bosu and inverted bosu trainer.

Eventhough exercises on the inverted bosu are more unstable than on the normal bosu, muscle activation was greater on the normal bosu. This difference could be explained by the ratio of muscle length to muscle tension. According to Bankoff<sup>5</sup>, muscle force is related to the length at which the muscle is maintained. Furthermore, the maximum force produced by a muscle occurs when the muscle length is slightly longer than resting length.

## CONCLUSION

The abdominal exercises performed with a normal bosu produce greater URA and LRA muscle activity than when performed with an inverted bosu. However, there were no differences in the recruitment of the EO, IO and RF muscles between these two modalities. Future studies are needed to evaluate loading on the spinal column during these exercises and comparisons of the bosu trainer to other unstable surfaces.

**REFERENCES**

- 1- Vaz MA, Guimarães ACS, Campos MI. Análise de exercícios abdominais: um estudo biomecânico e eletromiográfico. RBCM. 1991; 5(4):18-40.
- 2- Laudner KG, Koschnitzky MM. Ankle muscle activation when using the both sides utilized (bosu) balance trainer. J Strength Cond Res. 2010; 24:218-22
- 3- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech. 1997; 13(2):135-63.
- 4- Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2010; 40(5):265.
- 5- Bankoff ADP. Morfologia e cinesiologia aplicada ao movimento humano. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

# METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE ELETRODOS CUSTOMIZÁVEIS DE ELETROMIOGRAFIA ATRAVÉS DE IMPRESSORA 3D

Tomé FB<sup>1</sup>, Moura ILB<sup>1</sup>, Teles FS<sup>2</sup>, Júnior VR<sup>2</sup>, Soares FA<sup>1</sup>, Andrade MM<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Pós Graduação de Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília – UNB

<sup>2</sup>Departamento de Pós Graduação em Educação Física da Universidade de Brasília – UNB

E-mail do apresentador: tome.filipe@gmail.com Web: <http://www.unbgama.eng.br/pgengbio/>

## INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (S-EMG) é uma ferramenta utilizada em vários campos da saúde por possibilitar inferências sobre a fisiologia muscular em situações como exercício de alto desempenho, fadiga, montagem de próteses ativas, análise da marcha, ergonomia, estudo de lesões e miopatologias, dentre outras<sup>1,2</sup>. Os dados de S-EMG são obtidos por meio de eletrodos, dispostos sobre a pele e que são responsáveis pela captação dos impulsos elétricos gerados na atividade muscular.

No mercado estão disponíveis diversos tipos e configurações de eletrodos (bipolares, tripolares, matrizes de eletrodos), sendo sua utilização determinada a partir das necessidades do usuário. Segundo Merletti e Parker<sup>3</sup>, a escolha do eletrodo deve ser baseada nas variáveis que serão analisadas, o que torna cada tipo de eletrodo indicado para uma aplicação específica. Contudo, muitas vezes os músculos alvo do estudo apresentam configuração bastante peculiar, o que dificulta a colocação do eletrodo, ocasionando ruídos e perdas na aquisição do sinal.

Nesse contexto, a confecção de eletrodos personalizados mostra-se uma alternativa interessante à compra de eletrodos convencionais. O presente trabalho tem como objetivo apresentar uma metodologia para confecção de eletrodos ativos customizados de S-EMG usando uma impressora 3D. Espera-se verificar a possibilidade de confecção de eletrodos com geometria singular, diferentes números de polos e que se adaptem a diferentes músculos do corpo.

## MÉTODOS

Por meio da ferramenta computacional *Design Spark Mechanical*, realizou-se a modelagem em três dimensões do eletrodo customizado. O desenho foi então exportado no formato *stl* para *Slic3r*. Este programa foi utilizado para configurar as propriedades de impressão, como velocidade, utilização de suporte adicional e grau de preenchimento do plástico. O resultado de tais configurações é um arquivo com extensão *gcode*, sendo este aberto no programa *Printer Interface*. Esse *software* apresenta o driver para comunicação com a impressora 3D utilizada. As peças foram impressas com uma impressora modelo *Prusa V2 Movtech*, utilizando um filamento de plástico ABS (*acrylonitrile butadiene styrene*) com densidade 1,04g/cm<sup>2</sup>.

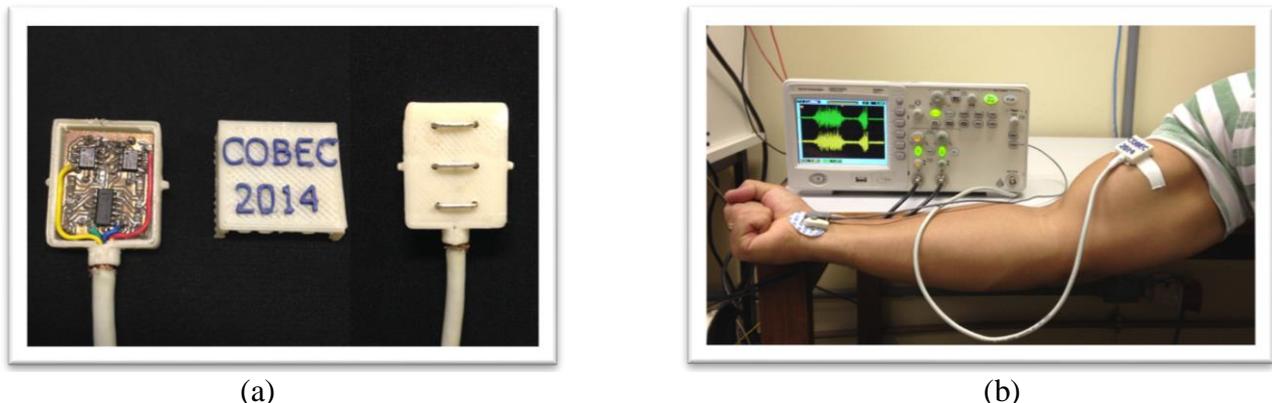
O modelo de eletrodo criado foi inspirado no modelo da Delsys<sup>4</sup> e as recomendações do SENIAM foram adotadas<sup>5</sup>. Os contatos elétricos foram produzidos em liga Ag/AgCl, no formato retangular (1 mm por 10 mm) e com distância intereletródica de 10 mm, no entanto outros formatos e dimensões podem ser utilizados. Os eletrodos foram soldados diretamente na placa de circuito impresso confeccionada, com o objetivo de amenizar ruídos e encurtar a distância entre a fonte do sinal e o amplificador. O circuito para aquisição dos sinais de S-EMG foi construído com dois amplificadores de instrumentação, modelo INA118 (*Burr-Brown*®), e componentes como resistores e capacitores para o filtro passa faixa. O amplificador foi adotado devido sua alta taxa de rejeição de modo comum (aproximadamente 90dB). Configurou-se o ganho do INA118 para 10 vezes. Em seguida foram utilizados filtros analógicos passa-baixa e passa-alta, projetados para uma banda passante de 10 a 500 Hz, valores que seguem as especificações listadas por Basmajian e DeLuca<sup>6</sup>. O

signal é propagado para o segundo estágio de amplificação através de um cabo manga, que por ser blindado, protege o sinal de interferências eletromagnéticas. Nesse estágio, dois INAs adicionais são empregados para fornecer um ganho de 100x, totalizando uma amplificação de 1000 vezes. Para polarização dos amplificadores, utilizou-se uma fonte simétrica, com tensões de +9 e -9 Volts.

Para testar a efetividade do eletrodo confeccionado, foi realizada uma aquisição de sinais no músculo bíceps braquial direito de um voluntário com idade de 27. Efetuaram-se os procedimentos padrões de preparação da pele como, tricotomia e abrasão utilizando álcool em gel 70%. O eletrodo foi disposto na porção 1/3 entre a fossa cubital e o acrômio seguindo as recomendações do SENIAM juntamente com o eletrodo de referência localizado no punho do mesmo braço. O sujeito permaneceu sentado durante todo o processo, mantendo o braço parado em torno de 180 graus e realizando apenas a contração do músculo. Para a fixação utilizou-se fita dupla-face com recorte na posição dos contatos elétricos objetivando a diminuição dos ruídos de artefato.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O método de prototipagem rápida descrito possibilitou a confecção de eletrodos personalizados de maneira eficaz. A impressora 3D tornou possível a fabricação das peças em um período de 40 minutos, sendo as dimensões externas de 30 x 29 x 7mm (comprimento, largura e altura). Representados na Fig.1(a) estão o circuito, os eletrodos com contatos de prata e a tampa personalizada do eletrodo tripolar criado. Os filtros foram caracterizados com auxílio do osciloscópio, sendo obtida a faixa de frequência de 18 a 480 Hz, fato justificado pelos componentes disponíveis não serem ideais e apresentarem diferentes tolerâncias. Calculou-se a relação sinal-ruído (SNR) para os dois canais, sendo obtidos os valores de 24.3dB e 23.2dB. Na Fig.1(b) é apresentado o momento de contração livre do voluntário, onde é possível observar no aparelho os dois sinais S-EMG provenientes do eletrodo tripolar.



**Figura 1** - a) Eletrodo tripolar de composição Ag/AgCl, envolto em capa confeccionada com plástico ABS rígido (branco e azul), placa do circuito elétrico impresso e cabo manga blindado. b) Sinal do músculo bíceps braquial captado pelo eletrodo personalizado e representado por dois canais, verde e amarelo, no osciloscópio.

## CONCLUSÃO

Desta forma os métodos propostos mostram-se acessíveis e rápidos para novos formatos de eletrodos singulares, sendo indicado para o estudo de músculos ainda pouco explorados. A velocidade de prototipagem oferecida pela impressora 3D torna possível a adequação de projetos, adaptando os projetos às necessidades oriundas da coleta do sinal nos diversos pontos do corpo.

Sugere-se aprofundar a análise dos sinais eletromiográficos obtidos pelo eletrodo customizado, onde parâmetros no domínio do tempo e da frequência, juntamente com a impedância e ruído de entrada sejam explorados.

**REFERÊNCIAS**

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13(2):135-63.
2. Clarys JP. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics.* 2000; 43(10):1750-62.
3. Merletti R, Parker PA. *Electromyography - physiology, engineering and non-invasive applications.* IEEE Press Series on Biomedical Engineering, Metin Akay, Series Editor, 2004.
4. Delsys Tripolar Electrode. Available at: <http://www.delsys.com/Products/EMGSensors.html>.
5. Luca GD. Fundamental concepts in EMG signal acquisition. Delsys Inc, 2003. Available at: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_Sampling1-4.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf)
6. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive: their function revealed by electromyography.* 5.ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985. p. 1.

# METHODOLOGY FOR THE DESIGN OF CUSTOMIZABLE OF ELECTROMYOGRAPHY ELECTRODES THROUGH A PRINTER 3D

Tomé FB<sup>1</sup>, Moura ILB<sup>1</sup>, Teles FS<sup>2</sup>, Júnior VR<sup>2</sup>, Soares FA<sup>1</sup>, Andrade MM<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, University of Brasilia - UNB

<sup>2</sup>Department of Physical Education, University of Brasilia - UNB

Presenter's E-mail: tome.filipe@gmail.com Web: <http://www.unbgama.eng.br/pgengbio/>

## INTRODUCTION

Surface electromyography (S-EMG) is a tool used by many health sciences because it enables inferences about muscle physiology in various situations, such as high-performance exercise, fatigue, assembly of active prostheses, gait analysis, ergonomics, study myopathologies lesions, among others [1,2]. The S-EMG data are obtained through electrodes attached to the skin and are responsible for obtaining the electrical impulses generated in muscle activity.

There are many commercial electrodes configurations of (bipolar, tripolar, matrix) and users typically opt for that attending their needs. According to Merletti and Parker [3], this choice should be based on variables that will be analyzed, making each type of electrode suitable for a specific application. However, often the target muscles of the study present a peculiar configuration, which difficult the placement of the electrode and cause noise and losses in signal acquisition.

In this context, the manufacture of customized electrodes showed an interesting alternative to the purchase of conventional electrodes. This paper aims to present a methodology for making active electrodes customized S-EMG using a 3D printer. It is expected to observe the possibility of making electrodes with unique geometry, different numbers of poles and that adapt to different body muscles.

## METHODS

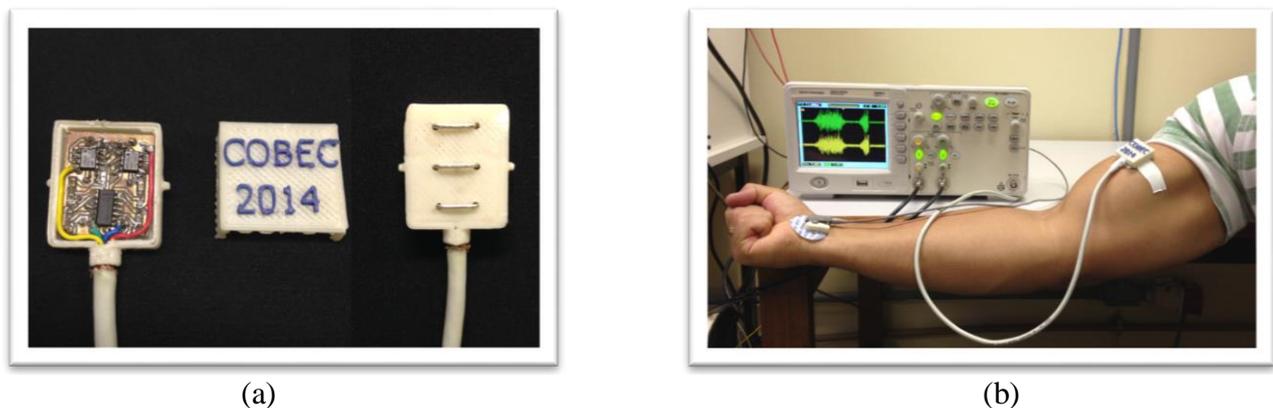
Using the computational tool Spark Mechanical Design, a three-dimensional model of the customized electrode was performed. After the design stage, the STL file was exported to Slic3r. This program was used to set the print properties such as speed, use of additional support and density filling of plastic. The result of such settings is a file with extension GCODE, that opens in the Printer Interface Program. The controller software presents the driver to communicate with the 3D printer used. The electrode pieces were printed with the printer model Prusa V2 MovtechH using a filament of ABS plastic (acrylonitrile butadiene styrene) with density 1.04 g/cm<sup>2</sup>.

The electrode model created was inspired by the model of Delsys [4] and the recommendations of SENIAM were adopted [5]. The electrical contacts were produced in an Ag/AgCl alloy, in rectangular (1 mm by 10 mm) and inter-electrode distance of 10 mm, but other sizes and shapes can be used. The electrodes were soldered directly to the printed circuit board, in order to reduce noise and reduce the distance between the signal source and the amplifier. The circuit for the acquisition of S-EMG signals was built with two instrumentation amplifiers, model INA118 (Burr-Brown ®) and components such as resistors and capacitors for the band pass filter. The amplifier was adopted due to its high common mode rejection (about 90dB). The gain of the INA118 was configured to 10 times. Then low-pass and high pass filter analog filters were used, designed for a pass-band of 10-500 Hz, values that follow the specifications listed by Basmajian and DeLuca [6]. The signal is propagated to the second stage of amplification through a cable manga, which protects the signal from electromagnetic interference. At this stage two additional INAs are utilized to provide a gain of 100x, totaling a 1,000 times amplification. To polarizing the amplifiers, it was used a symmetric supply with voltages of +9 and -9 volts.

To test the efficacy of the electrode confectioned, an acquisition of signals was performed in the right biceps brachial muscle of a volunteer aged 27. It was performed the standard skin preparation procedures as shaving and abrasion using alcohol gel 70%. The electrode was arranged in the range 1/3 between the cubital fossa and the acromion following the recommendations of SENIAM, with the reference electrode located at the wrist of the same arm. The subject remained seated throughout the process keeping his arm stationary around 180 degrees and performing only muscle contraction. For fixation we used double-sided tape with cropping in the position of electrical contacts in order to decrease the noise artifact.

## RESULTS AND DISCUSSION

The rapid prototyping method described allowed the manufacture of customized electrodes effectively. The 3D printer has made possible the fabrication of parts in a period of 40 minutes, with external dimensions of 30 x 29 x 7mm (length, width and height). Shown in Fig.1 (a) are the circuit, the electrodes with silver contacts and custom cover created. The filters were characterized with assistance of the oscilloscope, being achieved the frequency range of 18-480 Hz, justified by the fact of the available components are not ideal and have different tolerances. It was calculated the signal to noise ratio (SNR) for both channels and was obtained the values of 24.3dB and 23.2dB. Fig.1 (b) presented the moment of a free contraction of the voluntary, where it is possible to see the two S-EMG signals provided by the tripolar electrode.



**Figure 1** - a) A tripolar Ag/AgCl electrode, covered with a made case made of hard ABS plastic (white and blue), the printed circuit board and the shielded cable. b) Biceps brachii signal acquired by the customized electrode and represented by two channels (green and yellow) by the oscilloscope.

## CONCLUSION

In this way the proposed methods showed up fast and affordable for new formats of singular electrodes being indicated for the study of still undeveloped muscles. The speed offered by prototyping 3D printer makes it possible for adaptation projects, adapting projects to needs coming from the collection of the signal at various points of the body.

It is suggested for future work the analysis of electromyographic signals obtained by the custom electrode where parameters in the time domain and frequency, along with the impedance and input noise, being explored.

## REFERENCES

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13(2):135-63.
2. Clarys JP. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics.* 2000; 43(10):1750-62.

3. Merletti R, Parker PA. Electromyography - physiology, engineering and non-invasive applications. IEEE Press Series on Biomedical Engineering, Metin Akay, Series Editor, 2004.
4. Delsys Tripolar Electrode. Available at: <http://www.delsys.com/Products/EMGSensors.html>.
5. Luca GD. Fundamental concepts in EMG signal acquisition. Delsys Inc, 2003. Available at: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_Sampling1-4.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf)
6. Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive: their function revealed by electromyography. 5.ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985. p. 1.

## ATIVÇÃO MUSCULAR DURANTE PEDALADA UNILATERAL ASSISTIDA E NÃO ASSISTIDA

Lanferdini FJ, Bini RR, Jacques TC, Vaz MA

Laboratório de Pesquisa do Exercício - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

E-mail do apresentador: [fabiolanferdini@gmail.com](mailto:fabiolanferdini@gmail.com) - GEPEC: [www.gepecbrasil.com](http://www.gepecbrasil.com)

### INTRODUÇÃO

O uso da pedalada unilateral vem sendo realizado por ciclistas em treinamentos com o intuito de melhorar o desempenho. Ao reduzir a massa muscular envolvida no exercício, uma limitação no aporte de energia por parte do sistema cardiovascular pode ser evitada, resultando em melhora na adaptação muscular local e aumento do desempenho em atividade de resistência aeróbica como o ciclismo. A melhor utilização dessa técnica de treinamento passa pela obtenção do conhecimento do comportamento de um contrapeso anexado ao pedivela contralateral durante a pedalada unilateral, com o objetivo de reproduzir as propriedades inerciais do membro contralateral sobre o membro ipsilateral. Assim, o presente estudo comparou a ativação dos músculos do membro inferior entre as pedaladas bilateral, unilateral assistida e não assistida por contrapeso.

### MÉTODOS

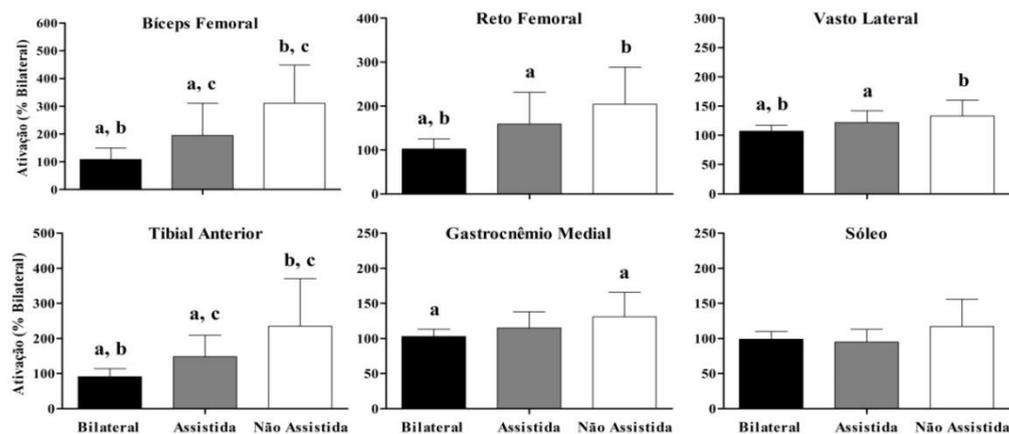
Quatorze sujeitos sem experiência competitiva em ciclismo ( $26 \pm 3$  anos,  $80 \pm 8$  kg de massa corporal,  $178 \pm 8$  cm de estatura) e fisicamente ativos foram avaliados. A preferência lateral dos membros inferiores foi informada por meio do inventário de *Waterloo*. O membro inferior direito foi preparado para avaliação da ativação muscular por meio de eletromiografia de superfície. Pares de eletrodos Ag-AgCl (Meditrace 100, 3M, EUA) foram posicionados conforme recomendações da Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia<sup>1</sup>. Os eletrodos foram posicionados sobre a região do ventre muscular dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SOL), cabeça longa do bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) e vasto lateral (VL). Os participantes pedalaram em uma bicicleta Caloi 10 (Caloi, Brazil), acoplada a um ciclossimulador (CS 1000, Cateye, Japão). A altura do selim foi ajustada para todos os sujeitos utilizando como referência um ângulo de flexão do joelho entre 30-35°.

O aquecimento foi realizado em carga constante (100 W) durante 10 minutos, controlada por meio da unidade do ciclossimulador. A cadência foi mantida em  $90 \pm 2$  rpm e controlada por ciclocomputador (RT277, Vetta - Itália) durante os protocolos de avaliação. Logo após foi realizada uma pedalada bilateral de dois minutos com carga de  $\cong 3$  W/kg (média de  $240 \pm 23$  W). Em seguida uma série de pedalada bilateral e duas séries de pedalada unilateral foram randomizadas, com intervalo entre séries de 1-2 minutos. As sessões de pedalada unilateral foram realizadas com carga de  $\cong 1,5$  W/kg (média de  $120 \pm 11$  W), e o membro contralateral (esquerdo) permaneceu apoiado no suporte do ciclossimulador para a roda traseira. Em uma das séries de pedalada unilateral, um adaptador customizado foi usado para acoplar 10 kg de massa no pedivela contralateral (pedalada assistida), como utilizado em estudos prévios<sup>2, 3</sup>. A ativação muscular foi adquirida com frequência de 2400 Hz por canal. O sinal de ativação muscular foi filtrado (*Butterworth*, dupla entrada, 2ª ordem, passa-banda de 20 a 500 Hz). O envelope RMS (*root mean square*) da média dos sinais de EMG foi computado para cada série de pedalada utilizando dez revoluções consecutivas do pedal utilizando um sensor de contato no quadro da bicicleta em relação ao pedivela (*reed switch*). Os envelopes RMS foram normalizados pela média do valor RMS da primeira sessão de pedalada bilateral visando minimizar variações entre sujeitos na posição dos eletrodos em relação aos músculos. O processamento e a análise dos dados foram realizados em rotina customizada

desenvolvida no programa MATLAB<sup>®</sup> (MathWorks, EUA). A média e o desvio-padrão dos dados de EMG foram calculados entre sujeitos para cada série de cada músculo. Os dados normalizados foram usados para comparar os efeitos do tipo de pedalada (bilateral vs. unilateral assistida vs. unilateral não assistida) utilizando teste t *Student* para amostras pareadas ( $\alpha = 0.05$ ;  $ES > 0.80$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo indicam maior ativação de músculos do membro inferior durante a pedalada assistida (BF, RF, VL e TA), comparada com a bilateral ( $p < 0,05$ ). Além disso, a pedalada não assistida resultou em maior ativação dos músculos do membro inferior (BF, RF, VL, TA e GM) comparada à pedalada bilateral ( $p < 0,05$ ); Figura 1.



**Figura 1** - Resultados da comparação entre as pedaladas bilateral, unilateral assistida e unilateral não assistida na ativação de muscular. Letras iguais indicam diferenças significativas ( $p < 0.05$ ).

O presente estudo observou maior ativação de músculos do membro inferior durante a pedalada assistida em comparação a pedalada bilateral. Esse comportamento sugere que o peso anexado ao pedivela não foi suficiente para reproduzir as propriedades inerciais do membro contralateral. O presente estudo utilizou sujeitos não atletas, que possivelmente não estavam condicionados a utilizar os músculos flexores para elevar a perna ipsilateral durante a fase de recuperação do pedivela. Nesta direção, a maior ativação observada na pedalada unilateral não assistida corrobora estudos anteriores<sup>4</sup>. Ainda, a pedalada unilateral assistida tem mostrado em aumento no consumo de oxigênio durante teste incremental em relação à pedalada bilateral após um período de treinamento<sup>3</sup> e maior sinalização do transportador GLUT4 no músculo vasto lateral<sup>2</sup>. Esses estudos reforçam a maior demanda energética na condição de pedalada unilateral assistida comparada a pedalada bilateral e sugerem aumento da ativação muscular durante tal condição.

## CONCLUSÃO

A pedalada unilateral assistida visando reproduzir propriedades inerciais do membro contralateral em repouso resultou em maior ativação dos músculos do membro inferior (exceto do músculo sóleo) quando comparada a pedalada bilateral, e sua utilização como treinamento e estratégia de reabilitação deve ser adaptada visto que esta não replica ativação observada na pedalada bilateral.

## REFERÊNCIAS

- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
- Abbyss CR, Karagounis LG, Laursen PB, Peiffer JJ, Martin DT, Hawley JA, et al. Single-leg cycle training is superior to double-leg cycling in improving the oxidative potential and metabolic profile of trained skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 2011; 110(5):1248-55.

3. Barker M. Comparison of unassisted single-leg, assisted single-leg and two-legged cycling. Master, Edith Cowan University, Perth. 2010.
4. Ting LH, Raasch CC, Brown DA, Kautz SA, Zajac FE. Sensorimotor state of the contralateral leg affects ipsilateral muscle coordination of pedaling. *J Neurophysiol.* 1998; 80(3):1341-51.

## MUSCLE ACTIVATION DURING ASSISTED AND UNASSISTED SINGLE LEG CYCLING

Lanferdini FJ, Bini RR, Jacques TC, Vaz MA

Exercise Research Laboratory - Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil

Presenter's E-mail: [fabiolanferdini@gmail.com](mailto:fabiolanferdini@gmail.com) - GEPEC: [www.gepecbrasil.com](http://www.gepecbrasil.com)

### INTRODUCTION

Single leg cycling has been used by cyclists in order to improve performance. Reducing muscle mass involved in exercise could limit energy input by the cardiovascular system, resulting in improved local muscle adaptation and better performance in aerobic endurance activity like cycling. In order to maximize gains with this training technique it's necessary to better understand the effects of a counterweight attached to the crank arm during contralateral unilateral pedaling, with focus on reproducing the inertial properties of the contralateral limb to the ipsilateral limb. The present study compared the activation of the lower limb muscles in assisted and unassisted conditions in unilateral pedaling with bilateral pedaling condition.

### METHODS

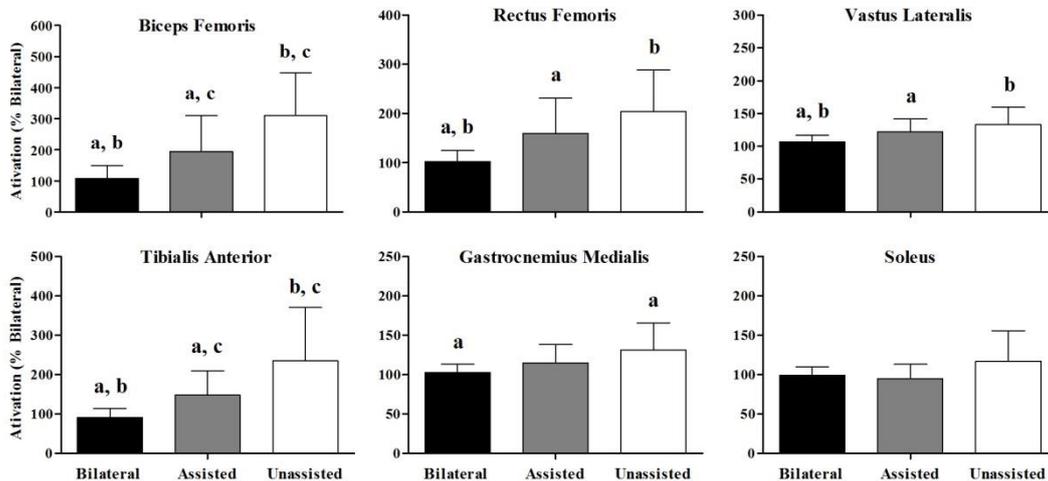
Fourteen subjects without training experience in cycling ( $26 \pm 3$  years;  $80 \pm 8$  kg body mass;  $178 \pm 8$  cm) and physically active were assessed. Lateral lower limb preference was informed through the inventory of Waterloo. The right lower limb was prepared for assessment of muscle activation through surface electromyography. Pairs of Ag-AgCl electrodes (Meditrace 100, 3M, USA) were positioned as recommended by the International Society of Electromyography and Kinesiology<sup>1</sup>. The electrodes were placed over the region of the muscle belly of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (GM), soleus (SOL), long head of the biceps femoris (BF), rectus femoris (RF) and vastus lateralis (VL). Participants pedaled on a road bicycle (Caloi 10, Caloi, Brazil) attached to a cycle simulator (CS 1000, Cateye - Japan). The seat height was adjusted for all subjects to elicit knee flexion between 30-35°.

They warmed-up during 10 minutes at constant load (100 W) controlled by the cycle simulator head unit. Pedaling cadence was set at  $90 \pm 2$  rpm and controlled by cycle computer (RT277, Vetta, Italy) during trials. After the warm-up, a bilateral pedaling with a load of  $\cong 3$  W/kg ( $\cong 240 \pm 23$  W) was performed during 2 minutes. After that, in random order, a bilateral pedaling and two sets of single leg pedaling were performed with resting interval of 1-2 minutes between sets. The single leg pedaling sets were performed with a workload of  $\cong 1.5$  W/kg ( $\cong 120 \pm 11$  W) and the contralateral leg (left) remained on the cycle simulator support for the rear wheel. During assisted single leg pedaling sets a custom made adapter was used to attach 10 kg of mass on the contralateral crank as used in previous studies<sup>[2, 3]</sup>. Muscle activations were acquired with at 2400 Hz of sampling rate per channel. Signals from the muscle activations were digitally filtered (digital Butterworth, zero lag, 2<sup>nd</sup> order band-pass with cutoff frequencies of 20-500 Hz). The RMS (root mean square) envelope of the average EMG signals was computed for each set of cycling using ten consecutive pedal revolutions using a contact sensor in the bicycle frame relative to the crank set (reed switch). The RMS envelopes were normalized by the average of the RMS value on the first bilateral pedaling set to minimize variations between subjects in the position of the electrodes in relation to the muscles. Data processing and analysis were performed with a custom made program developed in MATLAB<sup>®</sup> (MathWorks, USA). The mean and standard deviation of the EMG data were calculated between subjects for each set of each muscle. The normalized data were used to

compare the effects of the type of cycling (bilateral vs. single leg assisted vs. unassisted) using t-tests for paired samples ( $\alpha = 0.05$ ;  $ES > 0.80$ ).

## RESULTS AND DISCUSSION

The results showed greater activation for lower limb muscles (BF, RF, VL and TA) during single leg assisted pedaling compared with bilateral cycling ( $p < 0.05$ ). Moreover, unassisted pedaling resulted in greater activation for lower limb muscles (BF, RF, VL, TA and GM), compared to bilateral pedaling ( $p < 0.05$ ), Figure 1.



**Figure 1** - Comparison of lower limb muscles activation between the bilateral, single leg assisted and unassisted cycling. Equal letters indicates significant differences ( $p < 0.05$ ).

The present study observed increased activation for some lower limb muscles during single leg assisted versus bilateral pedaling. It suggests that the weight attached to the crank was not sufficient to reproduce the inertial properties of the contralateral limb. The present study used non-athletes that possibly were not conditioned in using knee flexor muscles to raise the ipsilateral leg during the recovery phase of the crank. In this direction, the greater activation observed in single leg unassisted cycling is in line with findings from previous studies<sup>4</sup>. Also, assisted single leg pedaling has shown in an increase in oxygen consumption during incremental test compared with bilateral pedaling after a training period<sup>3</sup> and increased GLUT4 transporter signaling in the vastus lateralis muscle<sup>2</sup>. These studies reinforce the increased energy demand during single leg assisted compared to bilateral pedaling and suggest increased muscle activation.

## CONCLUSION

Single leg assisted pedaling aiming at reproducing inertial properties of the contralateral limb resulted in greater activation for most of the lower limb muscles (except the soleus muscle) compared to bilateral pedaling, and their use as training and rehabilitation strategy should be adapted as it failed to replicate bilateral pedaling.

**REFERENCES**

2. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
2. Abbiss CR, Karagounis LG, Laursen PB, Peiffer JJ, Martin DT, Hawley JA, et al. Single-leg cycle training is superior to double-leg cycling in improving the oxidative potential and metabolic profile of trained skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 2011; 110(5):1248-55.
3. Barker M. Comparison of unassisted single-leg, assisted single-leg and two-legged cycling. Master, Edith Cowan University, Perth. 2010.
4. Ting LH, Raasch CC, Brown DA, Kautz SA, Zajac FE. Sensorimotor state of the contralateral leg affects ipsilateral muscle coordination of pedaling. *J Neurophysiol.* 1998; 80(3):1341-51.

# EFEITO DA MANIPULAÇÃO ARTICULAR NA REGIÃO LOMBOSSACRAL SOBRE O SINAL ELÉTRICO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DO TORNOZELO

Bortolazzo GL<sup>1,2</sup>, Zatarin V<sup>2</sup>, Marchetti PH<sup>3</sup>, Rodrigues-Bigaton D<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba- FOP/UNICAMP

<sup>2</sup>Colégio Brasileiro de Osteopatia

<sup>3</sup>Faculdade de Ciências da Saúde- FACIS/UNIMEP

E-mail do apresentador: gustavobfisio@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

Indivíduos com instabilidade do tornozelo podem apresentar sensação de falseio articular nas atividades cotidianas<sup>1</sup>, o qual ocorre pela combinação de fatores mecânicos e funcionais<sup>2</sup>. Entre os fatores funcionais, destaca-se a alteração na excitabilidade dos motoneurônios, especialmente dos músculos fibulares<sup>3</sup>. Para intervir na excitabilidade dos motoneurônios pode-se utilizar a manipulação articular vertebral, que, quando realizada no nível de inervação do músculo, melhora seu controle motor<sup>4</sup>, por atuar, favoravelmente, sobre a facilitação central<sup>5</sup>. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da manipulação na coluna lombar e articulação sacro ilíaca sobre o sinal elétrico dos músculos estabilizadores do tornozelo em indivíduos com tornozelos instáveis.

## MÉTODOS

Foram selecionados 20 voluntários de ambos os gêneros (12 homens e 8 mulheres), com idade entre 18 e 40 anos com instabilidade do tornozelo, que foram divididos, aleatoriamente, em grupo experimental e placebo. Foram excluídos os voluntários submetidos à cirurgia no membro inferior, com sinais inflamatórios no membro inferior testado e que foram submetidos a tratamento com manipulação vertebral nos últimos 6 meses. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Unimep (protocolo nº 101/12). Para avaliar o efeito da manipulação lombar foi realizada eletromiografia (EMG) nas condições de repouso e isometria dos músculos fibular longo, gastrocnêmio medial e tibial anterior homolaterais ao tornozelo instável e analisado o pico da *root mean square* (RMS) do sinal. Para o registro do EMG foi utilizado o eletromiógrafo da EMG System (modelo EMG 830), que tem resolução de 16 bits e faixa de entrada de +1V, conectado a um *notebook*, *software* EMGLAB, com frequência de aquisição de 2000 Hz e filtro passa banda de 20 a 500 Hz do tipo *Butterworth* de 4ª ordem. Foram utilizados dois eletrodos de superfície simples diferenciais (*Lynx Eletronics* Ltda) com duas barras de prata pura, ganho de 20 vezes ( $\pm 1\%$ ), modo de rejeição comum (CMRR) maior do que 100 dB com taxa de ruído do sinal menor que 1  $\mu$ V RMS. O eletromiógrafo estava conectado a bateria e ao *notebook*. Os eletrodos foram colocados segundo SENIAM. Logo após avaliação foi realizada manobra global na pelve<sup>6</sup> e, em seguida, realizada reavaliação para obter os resultados imediatos da manobra.

A manobra foi realizada mais duas vezes, com intervalo de 1 semana entre elas e foi realizada reavaliação 48 horas após a última manobra para analisar os efeitos tardios das 3 manobras.

Para análise estatística, foi aplicado o teste de *Shapiro-Wilk* seguido pelo teste ANOVA medidas repetidas *two-way* com correção de *Bonferroni*. As diferenças foram consideradas significativas com um nível de significância maior que 5%. Foi utilizado *software* de análise estatística SPSS, versão 17.0

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na avaliação do pico da RMS do sinal EMG não foram constatadas diferenças significativas na análise intragrupos nos períodos pré, pós- imediato e pós-tardio, quando analisado nas condições de repouso e isometria. A Tabela 1 mostra os resultados da isometria.

Na análise intergrupos, na avaliação pré-intervenção, na condição de isometria, houve diferença significativa para o músculo tibial anterior ( $p>0,05$ ), que no grupo experimental apresentava valores maiores que no grupo placebo. Também, houve diferença significativa para o músculo gastrocnêmio medial ( $p>0,05$ ) na avaliação pós-tardia, enquanto que nas demais avaliações não houve diferença significativa.

**Tabela 1** - Análise intra-grupo dos valores do pico do RMS ( $\mu\text{V}$ ) durante isometria, nos períodos pré, pós Imediato e pós tardio

Músculos	Avaliações		
	Pré-manipulação	Pós Imediato	Pós Tardio
<b>Tibial anterior</b>	303,66±107,39	257,57±113,69	273,30±124,17
<b>Fibular longo</b>	213,00±16,00	201,94±161,27	203,08±75,38
<b>Gastrocnêmio</b>	150,03±67,37	150,77±69,90	155,39±93,67

Nota: valores expressos em média  $\pm$  desvio padrão

Os resultados mostraram que a manipulação não alterou o sinal eletromiográfico durante o repouso e isometria nos grupos avaliados. Esses resultados discordam de Dunning e Rushton<sup>7</sup>, que encontraram aumento da atividade elétrica no repouso do bíceps braquial de voluntários assintomáticos, bilateralmente, após manipulação da articulação interfacetária direita em nível de C5-C6 e de DeVocht *et al.*<sup>8</sup>, que concluiu que a manipulação vertebral gera diminuição da atividade nos músculos que são inervados pelo nível metamérico manipulado na condição de isometria. Acredita-se que as divergências de resultados encontradas no presente estudo, em relação aos achados na literatura, devam-se aos diferentes tipos de análises do sinal eletromiográfico. Cabe ressaltar que nesse estudo utilizou-se os valores de pico da RMS, enquanto que nos demais trabalhos os tipos de análises geralmente não são citados e quando mencionados utiliza-se a média da RMS e os valores normalizados pela contração voluntária máxima.

## CONCLUSÃO

A partir da metodologia utilizada e dos resultados obtidos, pode-se concluir que a manipulação global na pelve não alterou o sinal eletromiográfico dos músculos avaliados.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002; 37:364-75
- 2 - Santos M, Liu W. Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sport Phys Ther* 2008; 38(3):150-7.
- 3 - Fong DTP, Chan YY, Mok KM, Yung PSH, Chan KM. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sport Med Arthroscop Rehab Ther Technol.* 2009; 1-14
- 4 - Bicalho ES, Setti JA, Macagnan J, Cano JL, Manffra EF. Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Man Ther.* 15(5):469-75.
- 5 - Triano J. Interaction of spinal biomechanics and physiology. In: Anonymous principles and practice of chiropractic, 2nd ed. Norwalk: Appleton and Lange, 1992; 225-57.

6 - Ricard, F. Tratamiento osteopático de las lumbalgias e lumbociáticas. v 2. Ed. Panamericana. 1998

7 - Dunning J, Rushton A. The effects of cervical high-velocity low-amplitude thrust manipulation on resting electromyographic activity of the biceps brachii muscle. *Man Ther.* 2009; 14:508–13

8 - DeVocht JW, Pickar JG, et al. Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: a descriptive study. *J Manipul Physiol Ther.* 2005; 28(7):465-71.

## EFFECT OF HIGH VELOCITY LOW AMPLITUDE TECHNIC AT SACROILIAC AND TRANSITION LUMBOSACRAL JOINT ON ELETROMYOGRAPHIC SIGNAL

Bortolazzo GL<sup>1,2</sup>, Zatarin V<sup>2</sup>, Marchetti PH<sup>3</sup>, Rodrigues-Bigaton D<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Postgraduate Program in Bucco-Dental Biology, State University of Campinas

<sup>2</sup>Brazilian College of Osteopathy

<sup>3</sup>Postgraduate program in Human movement's science, Methodist University of Piracicaba

Presenter E-mail: gustavobfisio@hotmail.com

### INTRODUCTION

Individuals with ankle instability may present sense of joint misstep in daily activities<sup>1</sup>, which occurs by a combination of mechanical and functional factors<sup>2</sup>. Among the functional factors, there is the change in motoneuron excitability, especially the peroneal muscles<sup>3</sup>. To intervene in the excitability of motoneurons can be used spinal manipulation, which, when performed at the level of innervation of muscle, improves your control motor<sup>4</sup>, to act favorably on the central facilitation<sup>5</sup>. The aim of this study was to evaluate the effects of the lumbar spine and sacroiliac joint manipulation on the electrical signal of the ankle stabilizer muscles in subjects with unstable ankles.

### METHODS

Twenty volunteers of both genders, aged 18 to 40 with ankle instability were selected. Volunteers underwent surgery in the lower limb, with inflammatory signs in the lower limbs or that were treated with spinal manipulation in the last 6 months were excluded. The project was approved by the Research Ethics Unimep (Protocol 101/12). To evaluate the effect of spinal manipulation, electromyography (EMG) was performed in resting conditions and isometry of the peroneus longus, medial gastrocnemius and tibialis anterior ipsilateral the unstable ankle and analyzed the peak RMS signal. For the evaluation of EMG signal was used electromyography EMG System (model EMG 830), which has 16-bit resolution and input range of +1 V, connected to a notebook, software EMGLAB with acquisition frequency 2000 Hz filter was used and 20 band pass 500 Hz Butterworth 4th order type. Two electrodes simple surface differentials (Lynx Electronics Ltd.) were used with two bars of pure silver, gain 20 times ( $\pm 1\%$ ), common mode rejection (CMRR) of more than 100 dB with noise rate of less than sign 1 microvolts RMS. The EMG and the notebook were connected to the battery. The electrodes were placed second SENIAM. Soon after global assessment maneuver was performed in the pelvis<sup>6</sup> and then reevaluated for the immediate results of the maneuver. It is noteworthy that the volunteers were randomly divided into experimental and placebo group.

The maneuver was carried out 2 more times with 1-week interval between them and reevaluation was performed 48 hours after the last maneuver to evaluate the late effects of 3 maneuvers.

For statistical analysis, the Shapiro-Wilks test followed by repeated two-way ANOVA with Bonferroni correction measures test was applied. Differences were considered significant at a level of greater than 5% significance. Used SPSS software to statistical analysis.

### RESULTS AND DISCUSSION

In the evaluation of the peak RMS EMG signal, no significant differences were found in the intra-group analysis in the pre, post immediate post-late, when analyzed peak RMS, in resting conditions and isometry. The isometry values were shown in Table 1.

In the intergroup analysis, the pre-intervention assessment, provided isometry, there was a significant difference for the tibialis anterior muscle ( $p > 0.05$ ), while the experimental group showed higher values than in the placebo group. There was a significant difference for the medial gastrocnemius muscle ( $p > 0.05$ ) in post-late review. In the other reviews there was no significant intergroup difference.

**Table 1** - Analysis of intragroup values of peak RMS (microvolts) during isometric, in the pre, post Immediate and Delayed post.

	Peak RMS ( $\mu$ V) Experimental Group		
	Pre manipulation media $\pm$ sd	Post Immediate media $\pm$ sd	Post delayed media $\pm$ sd
<b>Tibialis anterior</b>	303.66 $\pm$ 107.39	257.57 $\pm$ 113.69	273.30 $\pm$ 124.17
<b>Peroneus longus</b>	213 $\pm$ 16	201.94 $\pm$ 161.27	203.08 $\pm$ 75.38
<b>Gastrocnemius</b>	150.03 $\pm$ 67.37	150.77 $\pm$ 69.90	155.39 $\pm$ 93.67

The results showed that the manipulation did not alter the electromyographic signal during rest and isometric in the evaluated groups. These results disagree with Dunning and Rushton<sup>7</sup>, who found an increase in electrical activity in resting brachial biceps of asymptomatic volunteers, bilaterally, after working joint in the right interfacets level of C5 - C6 and DeVocht et al<sup>8</sup>, which concluded that spinal manipulation leads to reduced activity of the muscles that are innervated by the metameric level manipulated in isometric condition. It is believed that the differing results found in this study in relation to the findings in the literature should be to different types of analysis of the electromyographic signal. It is noteworthy that in this study we used the peak values of RMS, while in other studies the types of analyzes are generally not cited and mentioned when we use the average RMS and normalized by maximum voluntary contraction values.

## CONCLUSION

From the methodology used and the results obtained, it can be concluded that the articular manipulation on sacroiliac and lumbosacral transition does not alter the electromyographic signal of the muscles.

## REFERENCES

- 1 - Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002; 37:364-75
- 2 - Santos M, Liu W. Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sport Phys Ther* 2008; 38(3):150-7.
- 3 - Fong DTP, Chan YY, Mok KM, Yung PSH, Chan KM. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sport Med Arthroscop Rehab Ther Technol.* 2009; 1-14
- 4 - Bicalho ES, Setti JA, Macagnan J, Cano JL, Manffra EF. Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Man Ther.* 15(5):469-75.
- 5 - Triano J. Interaction of spinal biomechanics and physiology. In: Anonymous principles and practice of chiropractic, 2nd ed. Norwalk: Appleton and Lange, 1992; 225-57.
- 6 - Ricard, F. Tratamiento osteopático de las lumbalgias e lumbociáticas. v 2. Ed. Panamericana. 1998
- 7 - Dunning J, Rushton A. The effects of cervical high-velocity low-amplitude thrust manipulation on resting electromyographic activity of the biceps brachii muscle. *Man Ther.* 2009; 14:508-13
- 8 - DeVocht JW, Pickar JG, et al. Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: a descriptive study. *J Manipul Physiol Ther.* 2005; 28(7):465-71.

# EFEITOS DA VIBRAÇÃO E DA FISIOTERAPIA CONVENCIONAL NA FORÇA MUSCULAR DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

Sá BEO<sup>1</sup>, Raquel DFS<sup>1</sup>, Faganello FR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – Unesp Rio Claro

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Filosofia e Ciências – Unesp Marília

E-mail do apresentador: babieos@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) é a segunda doença neurodegenerativa mais comum<sup>1</sup>. Pode ser atribuída a fatores genéticos e idiopáticos, que interferem nos movimentos voluntários e automáticos devido a uma disfunção dos gânglios da base. Essa disfunção prejudica a produção de pistas internas que guiam o movimento, ocasionando dificuldades na realização de movimentos complexos e sequenciais<sup>2,3</sup>.

Apesar das inúmeras pesquisas e dos avanços tecnológicos, não há cura para a DP, porém, o tratamento oferecido a esses pacientes visa minimizar as alterações motoras e conseqüentemente melhorar a qualidade de vida desses pacientes. A vibração fornece informações proprioceptivas ao Sistema Nervoso Central (SNC), advindas do fuso muscular<sup>5</sup>, e induz a ativação muscular reflexa<sup>6</sup> resultando, possivelmente em benefícios na capacidade de geração de força muscular<sup>7</sup>.

Assim, o objetivo desse trabalho foi comparar o efeito da vibração e da fisioterapia convencional na força muscular de indivíduos com a doença de Parkinson.

## MÉTODOS

Fizeram parte deste estudo sujeitos, de ambos os gêneros, com diagnóstico médico de DP, e não possuísem outra doença neurológica. Os voluntários foram divididos aleatoriamente em 2 grupos: 1 - grupo treinamento/GT (n=5; realizaram atendimento utilizando a vibração de corpo inteiro) e; 2 - grupo controle/GC (n=4; realizaram fisioterapia convencional, visando manter a atividade muscular e preservar a mobilidade, no sentido de minimizar e retardar a evolução dos sintomas.

Os voluntários do GT, passaram por 5 semanas de treinamento na plataforma vibratória: O treinamento foi realizado em duas posições: 1<sup>a</sup>) pés separados em uma posição estável com joelhos em extensão e; 2<sup>a</sup>) pés separados e joelhos semiflexionados. A vibração foi realizada em 5 séries de 1 minuto, com intervalo de 1 minuto entre cada série; foram realizadas duas sessões semanais de 30 minutos, numa frequência média de 6Hz ± 1Hz, e amplitude de 3 mm (KIKOS P201i - Brasil).

Foi realizada a avaliação da força muscular isométrica dos músculos flexores e extensores de joelhos, por meio de um aparelho que conjuga cadeira extensora e mesa flexora de joelhos acoplada a uma célula de carga (EMG System do Brasil, precisão de 0,1 kgf), o posicionamento para realização do teste foi o de 60° graus de flexão de joelho (nessa angulação é aonde ocorre a produção da força máxima dos músculos extensores e flexores de joelho).

Para a análise estatística, foram utilizados os testes de normalidade *Komolgorov-Smirnov*, *t Student* e de *Wilcoxon*. O nível de significância adotado foi de 5% (p<0,05).

## RESULTADO E DISCUSSÃO

A análise dos resultados demonstrou que não houve aumento significativo de força muscular de membros inferiores, como também, não houve diferenças entre os grupos (p>0,5).

**Tabela 1** - Resultados da avaliação de força muscular isométrica de MMII (kgf)

Variáveis	Grupo CG			Grupo GT		
	Antes	Depois	Valor p	Antes	Depois	Valor p
<b>Flexores D</b>	8.079±4.916	9.623±5.357	0.022	5.683±3.413	6.507±2.498	0.466
<b>Flexores E</b>	10.685±3.788	9.300±4.774	0.097	5.460±2.611	6.209±2.935	0.276
<b>Extensores D</b>	18.466±2.531	20.154±5.229	0.456	18.725±6.390	20.191±6.041	0.371
<b>Extensores E</b>	16.911±3.491	15.617±6.229	0.504	17.789±9.432	18.400±9.357	0.501

Nota: Valores estão expressos em média ± desvio padrão. Legenda: GC: grupo controle – fisioterapia convencional; GT: grupo vibração. D: membro inferior direito; E: membro inferior esquerdo.

No estudo de Arias *et al.*<sup>8</sup> o objetivo era avaliar o efeito da vibração e de placebo nos sintomas motores em pacientes com a DP, não foi encontrado diferença significativa entre os grupos experimental (vibração) e controle (placebo).

Cormie *et al.*<sup>9</sup> realizaram um estudo objetivando analisar os efeitos da vibração na atividade, potência e força muscular, porém não apresentou diferença significativa na amplitude do EMG e conclui que a vibração pode ser utilizada como aquecimento para atividades físicas porém as variáveis para utilização da vibração e suas aplicabilidades ainda não estão bem definidas.

Diferentemente da maioria dos estudos, utilizando vibração em idosos com DP, os quais demonstraram efeito positivo em longo prazo relacionados ao equilíbrio e força muscular de membros inferiores, nenhum estudo conseguiu evidências suficientes para comprovar que o tratamento com a vibração é mais eficiente do que os convencionais treinamentos de equilíbrio ou outros exercícios que não utilizem a vibração<sup>7</sup>.

## CONCLUSÃO

Conclui-se através dos resultados apresentados neste estudo que a vibração pode ser utilizada como uma alternativa clínica associada a fisioterapia convencional no tratamento de indivíduos com DP, sugere-se que novos estudos sejam realizados a fim de se determinar os protocolos com maior eficácia clínica.

## REFERÊNCIAS

- Lang A, Lozano AM. Parkinson's disease: first of two parts. *N Engl J Med.* 1998; 339(15):1044-53.
- Morris ME, Huxham F, McGinley J, Dodd K, Iansek R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech.* 2001; 16(6):459-70.
- Wang J, Bohan M, Leis BC, Stelmach GE. Altered coordination patterns in parkinsonian patients during trunk-assisted prehension. *Parkinsonism Rel Disord.* 2006; 12:211-22.
- Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res.* 1982;47(2):177-90.
- Burke D, Schiller HH. Discharge pattern of single motor units in the tonic vibration reflex of human triceps surae. *J Neurol Neurosurg Psych.* 1976; 39:729-41.
- Lau RW, Teo T, Yu F, Chung RC, Pang MY. Effects of whole-body vibration on sensorimotor performance in people with Parkinson disease: a systematic review. *Phys Ther.* 2011;m91(2):198-209.
- Arias P, Chouza M, Vivas J, Cudeiro J. Effect of whole body vibration in Parkinson's disease: a controlled study. *Mov Disord.* 2009; 24(6):891-8.
- Cormie P, Deane RS, Triplett NT, McBride JM. Acute effects of whole body vibration on muscle activity, strength and power. *J Strength Cond Res.* 2006; 20(2):257-61.

# EFFECTS OF WHOLE BODY VIBRATION AND CONVENTIONAL THERAPY IN MUSCLE STRENGTH OF INDIVIDUALS WITH PARKINSON'S DISEASE

Sá BEO<sup>1</sup>, Raquel DFS<sup>1</sup>, Faganello FR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education at Universidade Estadual Paulista - Unesp Rio Claro

<sup>2</sup>Department of Physical Therapy and Occupational Therapy at Faculdade de Filosofia e Ciências - Unesp Marília

Presenter's E-mail: [babieos@hotmail.com](mailto:babieos@hotmail.com)

## INTRODUCTION

Parkinson's disease (PD) is the second most common neurodegenerative disease<sup>1</sup>. This may be attributed to genetic and idiopathic factors that interfere in voluntary and automatic movements due to a dysfunction of the basal ganglia. This dysfunction impairs the production of internal cues that guide the movement, causing difficulties in performing complex and sequential movements<sup>2,3</sup>.

Despite numerous research and technological advances, there is no cure for PD, however, the treatment offered to these patients aims to minimize motor changes and consequently improve the quality of life of these patients. The whole body vibration provides proprioceptive information to the central nervous system, arising from muscle spindle<sup>5</sup>, and induces reflex muscle activation<sup>6</sup> possibly resulting in benefits in the capacity of generating muscle strength<sup>7</sup>.

Thus, the aim of this study is to compare the effect of whole body vibration (WBV) and conventional physiotherapy in muscle strength in patients with Parkinson's disease.

## METHODS

This study included subjects of both genders, with a diagnosis of PD, and did not possess any other neurological disease. The volunteers were randomly divided into two groups: training group (TG; using the WBV) and control group (CG; undergoing conventional therapy). CG individuals (n=4) performed exercises that aim to maintain muscle activity and preserve mobility in order to minimize and slow the progression of symptoms.

The volunteers (n = 5) from the training group underwent 5 weeks of training on the WBV platform: The training was conducted in two positions: the feet apart in a stable position with the knees extended and the feet apart with the knees semi-flexed. The WBV was performed in 5 series of 1 minute with a 1 minute interval between each serie; two weekly 30-minute sessions were held. The vibration had an average frequency of 6 Hz ( $\pm$  1 Hz), and amplitude of 3 mm (KIKOS P201i).

The assessment of isometric muscle strength of the knee flexor and extensor muscles was performed through a device that combines leg extension and leg curl coupled to a load cell (EMG System of Brazil, accurate to 0.1 kgf), the positioning for the test was 60 degrees of knee flexion (this angle is where the production of the maximum force of the extensor and flexor muscles of the knee occurs).

For statistical analysis, the Komolgorov-Smirnov normality test, the Student t test, and Wilcoxon test were used. The level of significance was set at 5% ( $p < 0.05$ ).

## RESULTS AND DISCUSSION

**Table 1** - Results of the isometric muscle strength of the lower limbs (kgf)

Variables	Control Group			Training Group		
	Before	After	p Value	Before	After	p Value
<b>R Flexors</b>	8.079±4.916	9.623±5.357	0.022	5.683±3.413	6.507±2.498	0.466
<b>L Flexors</b>	10.685±3.788	9.300±4.774	0.097	5.460±2.611	6.209±2.935	0.276
<b>R</b>						
<b>Extensors</b>	18.466±2.531	20.154±5.229	0.456	18.725±6.390	20.191±6.041	0.371
<b>L</b>						
<b>Extensors</b>	16.911±3.491	15.617±6.229	0.504	17.789±9.432	18.400±9.357	0.501

Note: Values are expressed as mean ± standard deviation.. Legend: R- right lower limb; L- left lower limb.

The results showed a non significant increase in muscle strength in the lower limbs in both groups. There were also no differences between the groups ( $p>0.5$ ).

In the study by Arias et al.<sup>8</sup> the objective was to evaluate the effect of WBV and placebo in motor symptoms in patients with PD, and no significant differences between the experimental (WBV) and control (placebo) groups were found.

Cormie et al.<sup>9</sup> conducted a study aimed at analyzing the effects of WBV on activity, muscle strength and power, but there was no significant difference in EMG amplitude and concluded that vibration can be used as a warm-up for physical activities but the variables for vibration use and its applicability are not yet well defined.

Unlike most studies, using WBV in elderly patients with PD, which demonstrated positive long-term effect related to balance and muscle strength of lower limbs, no studies have sufficient evidence to demonstrate that treatment with the vibration is more efficient than conventional balance training or other exercises that do not use the vibration<sup>7</sup>.

## CONCLUSION

It is concluded from the results presented in the literature and in this study that WBV can be used as a clinical alternative associated with conventional physiotherapy in the treatment of individuals with PD. It is suggested that further studies be conducted to determine the protocols with higher clinical efficacy.

## REFERENCES

- Lang A, Lozano AM. Parkinson's disease: first of two parts. *N Engl J Med.* 1998; 339(15):1044-53.
- Morris ME, Huxham F, Mccinley J, Dodd K, Ianseck R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech.* 2001; 16(6):459-70.
- Wang J, Bohan M, Leis BC, Stelmach GE. Altered coordination patterns in parkinsonian patients during trunk-assisted prehension. *Parkinsonism Rel Disord.* 2006; 12:211-22.
- Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res.* 1982;47(2):177-90.
- Burke D, Schiller HH. Discharge pattern of single motor units in the tonic vibration reflex of human triceps surae. *J Neurol Neurosurg Psych.* 1976; 39:729-41.
- Lau RW, Teo T, Yu F, Chung RC, Pang MY. Effects of whole-body vibration on sensorimotor performance in people with Parkinson disease: a systematic review. *Phys Ther.* 2011;m91(2):198-209.
- Arias P, Chouza M, Vivas J, Cudeiro J. Effect of whole body vibration in Parkinson's disease: a controlled study. *Mov Disord.* 2009; 24(6):891-8.
- Cormie P, Deane RS, Triplett NT, McBride JM. Acute effects of whole body vibration on muscle activity, strength and power. *J Strength Cond Res.* 2006; 20(2):257-61.

# EFEITO IMEDIATO DA TENS SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Oliveira IS<sup>1</sup>, Ferreira APL<sup>1</sup>, Costa DR<sup>1</sup>, Conti PC<sup>2</sup>, Bonjardim LR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Sergipe – UFS

<sup>2</sup>Departamento de Odontologia da Universidade de São Paulo – USP

E-mail do apresentador: [anaizabela.oliveira@hotmail.com](mailto:anaizabela.oliveira@hotmail.com) [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* (TENS) é uma terapia recomendada como estratégia no controle da dor musculoesquelética incluindo a disfunção temporomandibular (DTM) mas, estudos apontam resultados evasivos e heterogêneos em relação à atividade eletromiográfica após a TENS<sup>1,2</sup>. A ausência de consenso em relação aos efeitos imediatos da TENS na DTM justifica a realização do estudo.

Assim, o objetivo desse trabalho foi avaliar as respostas imediatas da TENS na atividade eletromiográfica de sujeitos com DTM muscular sintomática.

## MÉTODOS

Foram selecionados 40 indivíduos na faixa etária de 18 a 35 anos com sinais e sintomas de DTM muscular. O diagnóstico de DTM foi realizado seguindo-se a versão brasileira do *Research Diagnostic Criteria (RDC)* e os voluntários foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos: 1) TENS placebo (n=20) e 2) TENS ativo (n=20). Essa pesquisa foi aprovada sob parecer Comitê de ética CAAE n° 0023.0.107.000-1.

Os parâmetros utilizados nesse estudo foram: duração de pulso para ativação apenas sensorial (<100 us), e amplitude alta, porém, confortável e sem a ocorrência de contração muscular durante o tempo de 50 minutos. Com objetivo de produzir estímulos analgésicos por diferentes mecanismos e melhorar a tolerância à corrente, foram utilizadas variações entre baixa e alta frequência (VF) com varredura de 4 HZ (primeiros 25 minutos) e 100 Hz (últimos 25 minutos). A fim de ocultar o paciente para que o mesmo não pudesse discernir entre procedimento teste ou placebo, o aparelho de TENS foi conectado a um equipamento placebo que, sem o conhecimento do voluntário, estava com a chave seletora desativada. Para o grupo TENS placebo foram utilizados os mesmos parâmetros, porém com estímulo transiente. Para análise eletromiográfica foram consideradas as recomendações da *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK/SENIAM). Antes do exame propriamente dito, foi realizada captação da EMG para normalização do sinal através de contração voluntária máxima (CVM), sustentada por isometria de cinco segundos para os músculos masseteres e temporais. Os pacientes foram avaliados imediatamente e 48 horas depois da aplicação da TENS nas condições de repouso mandibular, contração voluntária máxima e mastigação habitual.

Para análise dos valores eletromiográficos dos masseteres e temporais anteriores nos diferentes períodos de avaliação intra e intergrupos foi realizado ANOVA de duas vias seguido por pós teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** - Média (Desvio-Padrão) dos valores de eletromiografia em  $\mu V$  (expressos em *Root Mean Square*) para os músculos masseter e temporal anterior nos diferentes períodos de avaliação entre os grupos.

	Basal	Imediato	48 horas
<b>TENS placebo (n=20)</b>			
<i>Repouso mandibular</i>			
Masseter	7,70 (1,52) <sup>aA</sup>	8,02 (1,44) <sup>aA</sup>	8,42 (1,11) <sup>bA</sup>
Temporal Anterior	8,51 (1,59) <sup>aA</sup>	8,82 (2,02) <sup>aA</sup>	8,65 (2,29) <sup>aA</sup>
<i>Contração voluntária máxima</i>			
Masseter	160,66 (49,97) <sup>aA</sup>	217,20 (50,70) <sup>bA</sup>	190,65 (47,77) <sup>aA</sup>
Temporal Anterior	152,19 (52,70) <sup>aA</sup>	80,42 (26,60) <sup>bA</sup>	116,30 (39,64) <sup>bA</sup>
<i>Mastigação habitual</i>			
Masseter	19,94 (3,33) <sup>aA</sup>	23,14 (3,56) <sup>aA</sup>	23,99 (3,35) <sup>aA</sup>
Temporal Anterior	19,45 (2,58) <sup>aA</sup>	24,08 (6,00) <sup>aA</sup>	23,22 (5,28) <sup>aA</sup>
<b>TENS ativo (n=20)</b>			
<i>Repouso mandibular</i>			
Masseter	4,84 (0,40) <sup>aB</sup>	2,92 (0,37) <sup>bB</sup>	3,22 (0,38) <sup>bB</sup>
Temporal Anterior	5,78 (1,04) <sup>aB</sup>	2,89 (0,30) <sup>bB</sup>	3,53 (0,37) <sup>bB</sup>
<i>Contração voluntária máxima</i>			
Masseter	134,64 (21,96) <sup>aA</sup>	205,82 (43,84) <sup>bA</sup>	179,13 (52,77) <sup>bA</sup>
Temporal Anterior	140,32 (19,44) <sup>aA</sup>	203,23 (59,49) <sup>bB</sup>	164,27 (45,83) <sup>aB</sup>
<i>Mastigação habitual</i>			
Masseter	22,86 (2,41) <sup>aA</sup>	45,14 (9,82) <sup>bB</sup>	28,35 (7,78) <sup>cA</sup>
Temporal Anterior	20,36 (3,05) <sup>aA</sup>	44,10 (9,63) <sup>bB</sup>	27,16 (6,50) <sup>cA</sup>

Letras minúsculas diferentes na mesma linha representam diferença significativa intra grupo e letras maiúsculas diferentes na mesma coluna representam diferença intergrupo ANOVA de duas vias seguido por pós teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

A TENS tem demonstrado contribuir para a redução da atividade eletromiográfica de repouso em indivíduos com DTM<sup>3</sup>. Nesse estudo, a redução da EMG no repouso e aumento durante atividade conferem à TENS importante contribuição para o menor gasto energético na manutenção do repouso mandibular e melhor eficiência de força durante as funções da mandíbula.

## CONCLUSÃO

TENS ativo foi superior à TENS placebo na melhora da função muscular de masseteres e temporais anteriores, visto que houve redução da atividade mioelétrica durante o repouso mandibular e aumento da mesma durante os períodos de contração voluntária máxima e mastigação habitual dos músculos mastigatórios.

**REFERÊNCIAS**

1. Cooper B, Kleiberg I. Establishment of a temporomandibular physiological state with neuromuscular orthosis treatment affects reduction of TMD symptoms in 313 patients. *Cranio* 2008; 26:104-17.
2. Rodrigues D, Siriane AF, Bérzin F. Effect of have on the activation pattern of the masticatory muscles in TMD patients. *Braz J Oral Sci.* 2004; 3:510-15.
3. Monaco A, Sgolastra F, Ciarrocchi I. Effects of transcutaneous electrical nervous stimulation on electromyographic activity and kinesigraphic of patients with temporomandibular disorders: a placebo-controlled study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22:463-68.

## SHORT EFFECT OF TENS ON EMG ACTIVITY IN INDIVIDUALS WITH TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS

Oliveira IS<sup>1</sup>, Ferreira APL<sup>1</sup>, YM, Costa D<sup>1</sup>, Conti PC<sup>2</sup>, Bonjardim LR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Federal University of Sergipe

<sup>2</sup>Department of Dentistry, University of São Paulo

Presenter's E-mail: [anaizabela.oliveira@hotmail.com](mailto:anaizabela.oliveira@hotmail.com) [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) therapy is recommended as a strategy to control musculoskeletal pain including temporomandibular disorders (TMD) but evasive and studies show mixed results in relation to electromyographic activity after TENS<sup>1,2</sup>. The lack of consensus on the immediate effects of TENS in DTM justifies the study.

Thus, the objective of this study was to evaluate the immediate responses of TENS on EMG activity in subjects with symptomatic muscle TMD.

### METHODS

We selected 40 individuals aged 18 to 35 with signs and symptoms of TMD muscle. The diagnosis of TMD was done according to the Brazilian version of the Research Diagnostic Criteria (RDC) and the volunteers were randomly divided into two groups: (1) placebo TENS (n = 20) and (2) active TENS (n = 20). This research was approved under Opinion Committee CAAE No 0023.0.107.000-1 ethics. The parameters used in this study were: pulse duration for activation only sensory (<100 us), and high amplitude, but comfortable and without the occurrence of muscle contraction during the time of 50 minutes. Aiming to produce analgesic stimuli by different mechanisms and improve tolerance to current variations between low and high frequency (VF) with scan 4 Hz (first 25 minutes) and 100 Hz (last 25 minutes) were used. In order to hide the patient so that the same could not discern between test procedure or placebo, TENS device was connected to a placebo device that, unbeknownst to the volunteer, was with the toggle switch off. For the placebo TENS group the same parameters, but with transient stimuli were used.

For electromyographic analysis were considered the recommendations of the International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK/SENIAM).

Before the actual examination was conducted to capture the EMG signal through normalization of maximal voluntary contraction (MVC), isometric sustained for five seconds for the masseter and temporal muscles. Patients were assessed immediately and 48 hours after application of TENS conditions mandibular rest, maximal voluntary contraction and during mastication. For analysis of electromyographic values of the masseter and anterior temporal in the different periods of intragroup and intergroup evaluation was performed two-way ANOVA followed by Tukey post-test (p <0.05).

### RESULTS AND DISCUSSION

**Table 1** - Mean (Standard Deviation) values of EMG in  $\mu\text{V}$  (expressed as Root Mean Square) for the masseter and anterior Temporalis in different periods of time among the groups.

	Baseline	Immediate	48 hours
<b>TENS placebo (n=20)</b>			
<i>Mandibular rest</i>			
Masseter	7.70 (1.52) <sup>aA</sup>	8.02 (1.44) <sup>aA</sup>	8.42 (1.11) <sup>bA</sup>
Anterior Temporalis	8.51 (1.59) <sup>aA</sup>	8.82 (2.02) <sup>aA</sup>	8,65 (2,29) <sup>aA</sup>
<i>Maximal voluntary</i>			

<b>contraction</b>			
<b>Masseter</b>	160.66 (49.97) <sup>aA</sup>	217.20 (50.70) <sup>bA</sup>	190.65 (47.77) <sup>aA</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	152.19 (52.70) <sup>aA</sup>	80.42 (26.60) <sup>bA</sup>	116.30 (39.64) <sup>bA</sup>
<b>Habitual Mastication</b>			
<b>Masseter</b>	19.94 (3.33) <sup>aA</sup>	23.14 (3.56) <sup>aA</sup>	23.99 (3.35) <sup>aA</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	19.45 (2.58) <sup>aA</sup>	24.08 (6.00) <sup>aA</sup>	23.22 (5.28) <sup>aA</sup>
<b>TENS active(n=20)</b>			
<b>Mandibular rest</b>			
<b>Masseter</b>	4.84 (0.40) <sup>aB</sup>	2.92 (0.37) <sup>bB</sup>	3.22 (0.38) <sup>bB</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	5.78 (1.04) <sup>aB</sup>	2.89 (0.30) <sup>bB</sup>	3.53 (0.37) <sup>bB</sup>
<b>Maximal voluntary contraction</b>			
<b>Masseter</b>	134.64 (21.96) <sup>aA</sup>	205.82 (43.84) <sup>bA</sup>	179.13 (52.77) <sup>bA</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	140.32 (19.44) <sup>aA</sup>	203.23 (59.49) <sup>bB</sup>	164.27 (45.83) <sup>aB</sup>
<b>Mastication habitual</b>			
<b>Masseter</b>	22.86 (2.41) <sup>aA</sup>	45.14 (9.82) <sup>bB</sup>	28.35 (7.78) <sup>cA</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	20.36 (3.05) <sup>aA</sup>	44.10 (9.63) <sup>bB</sup>	27.16 (6.50) <sup>cA</sup>

Different lowercase letters in the same row represent significant difference intragroup and different capital letters in the same column represent intergroup difference two-way ANOVA followed by Tukey post-test ( $p < 0.05$ ).

TENS has been shown to contribute to the reduction in resting electromyographic activity in TMD patients<sup>3</sup>. The reduction in EMG activity during rest and give rise to TENS important contribution to low energy expenditure in maintaining mandibular rest and better power efficiency over the functions of the jaw.

## CONCLUSION

Active TENS was superior to placebo in improving muscle function in the masseter and anterior temporal, as there was a reduction in myoelectric activity during mandibular rest and increasing it during periods of maximal voluntary contraction and masticatory muscles of mastication.

## REFERENCES

1. Cooper B, Kleiberg I. Establishment of a temporomandibular physiological state with neuromuscular orthosis treatment affects reduction of TMD symptoms in 313 patients. *Cranio* 2008; 26:104-17.
2. Rodrigues D, Siriane AF, Bérzin F. Effect of have on the activation pattern of the masticatory muscles in TMD patients. *Braz J Oral Sci.* 2004; 3:510-15.
3. Monaco A, Sgolastra F, Ciarrocchi I. Effects of transcutaneous electrical nervous stimulation on electromyographic activity and kinesigraphic of patients with temporomandibular disorders: a placebo-controlled study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22:463-68.

## A INFLUÊNCIA DA DIABETES MELLITUS NA EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Regalo SCH<sup>1</sup>, Borges TdeF<sup>1</sup>, Sousa DTC<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Morfologia, Fisiologia e Patologia Básica da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – FORP – USP, Brasil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brasil

E-mail do apresentador: simone@forp.usp.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

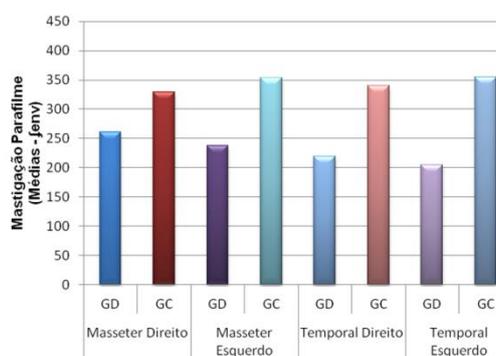
A mastigação é uma das funções mais importantes do sistema estomatognático. A função craniomandibular é determinada por uma complexa inter-relação de músculos, articulação, dentes e sistema neuromuscular. A diabetes *mellitus* está associada a várias desordens musculoesqueléticas, e apesar da patofisiologia não ser ainda bem elucidada sugere-se que alterações no tecido conjuntivo, vasculopatia, neuropatia, ou a combinação de vários desses fatores sejam os responsáveis por essas alterações<sup>1</sup>. Assim, este estudo objetivou analisar, em indivíduos portadores de diabetes tipo II, a eficiência dos ciclos mastigatórios, dos músculos masseteres e temporais.

### MÉTODOS

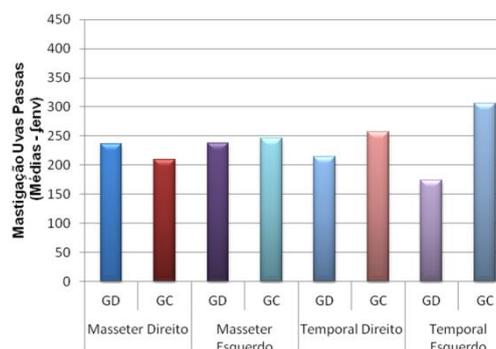
Vinte e oito indivíduos (22-69 anos) foram divididos em dois grupos: Grupo I (GD – com diabetes, n = 14) e Grupo II (GC - controle - sem diabetes, n = 14). A eficiência do ciclo mastigatório dos músculos masseter e temporal durante a mastigação de Parafilm M<sup>®</sup>, uva passa e amendoim (10 segundos cada) foi medida por meio da integral da envoltória do sinal EMG. A atividade eletromiográfica foi analisada através do sinal eletromiográfico (Myosystem - BR3.5 - DataHominis Ltda - Brasil), com eletrodos ativos diferenciais. Eletrodos ativos diferenciais de superfície foram colocados sobre a pele, limpa com álcool, em ambos masseteres e temporais. Um eletrodo de referência foi fixado na região frontal. Os sinais foram filtrados digitalmente utilizando um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz. Para comparação dos grupos, o teste *t* de Student foi aplicado para amostras independentes ( $p = 0,05$ ).

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

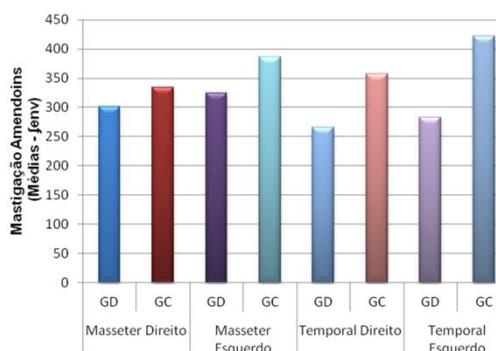
No presente estudo, a atividade muscular durante a mastigação para o GD (diabético) manteve-se com baixa ativação das fibras musculares quando comparado ao padrão de normalidade para todas as mastigações, não habitual, com Parafilm, ou habitual, com alimento macio, como a uva passa ou duro, como o amendoim. Figuras 1, 2, 3 e 4).



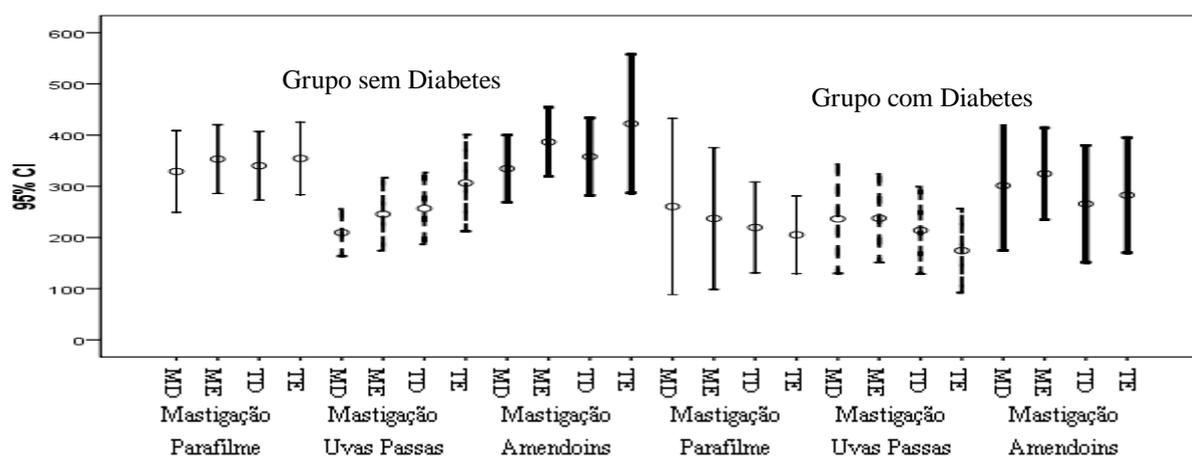
**Figura 1** – Médias da Integral da Envoltória do EMG ( $\mu_{env}$ ) dos músculos masseteres e temporais na mastigação não habitual do Parafilme durante 10 segundos, para os Grupos Diabéticos (GD) e Controle (GC)



**Figura 2** – Médias da Integral da Envoltória do EMG ( $\mu_{env}$ ) dos músculos masseteres e temporais na mastigação das uvas passas durante 10 segundos, para os Grupos Diabéticos (GD) e Controle (GC)



**Figura 3** – Médias da Integral da Envoltória do EMG ( $\mu_{env}$ ) dos músculos masseteres e temporais na mastigação dos amendoins durante 10 segundos, para os Grupos Diabéticos (GD) e Controle (GC)



**Figura 4** – Intervalo de confiança para a eficiência dos músculos mastigatórios (MD – masseter direito; ME – masseter esquerdo; TD – temporal direito; TE – temporal ), durante a mastigação de amendoins, uvas passas e parafilme, do grupo sem diabetes e do grupo com diabetes.

Isto pode ocorrer tendo em vista que os movimentos mastigatórios ocorrem devido à inter-relação entre vários órgãos do sistema estomatognático, propriocepção, centros cerebrais e função oclusal. Qualquer mudança nas informações da oclusão, articulação temporomandibular ou músculos mastigatórios podem levar a alteração do padrão de movimentos mastigatórios e sua eficiência<sup>2,3</sup>.

## CONCLUSÃO

Concluiu-se que o diabetes causou alterações no recrutamento das fibras musculares durante o processo mastigatório, destacando a necessidade dos profissionais de saúde a considerar esta mudança no sistema estomatognático em indivíduos com esta doença crônica degenerativa.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Arkkila PE, Gautier JF. Musculoskeletal disorders in diabetes *mellitus*: an update. *Best Prac Res Clin Rheumatol*. 2003; 17:945-70.
- 2 - Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. Trad., ME Miranda. São Paulo: Artes Médicas 2000.
- 3- Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1048-55.
4. **Suporte Financeiro:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 e 2012/00897-8 No. Protocolo CEP: 2011.1.1162.58.9

## THE INFLUENCE OF DIABETES MELLITUS IN MASTICATORY EFFICIENCY - ANALYSIS ELECTROMYOGRAPHIC

Regalo SCH<sup>1</sup>, Borges TdeF<sup>1</sup>, Sousa DTC<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Zeitone MB<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Morphology, Stomatology and Physiology of the Ribeirão Preto Dental School (RPDS), University of São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: simone@forp.usp.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

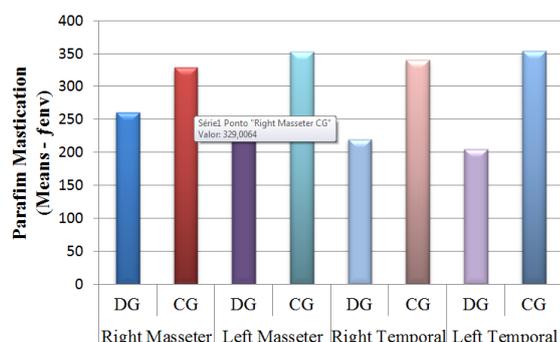
Chewing is one of the most important functions of the stomatognathic system. The craniomandibular function is determined by a complex interplay of muscle, joint, teeth and the neuromuscular system. Diabetes mellitus is associated with several musculoskeletal disorders, despite the pathophysiology is not yet elucidated suggest that changes in the connective tissue, vasculopathy, neuropathy, or a combination of several of these factors are responsible for these changes<sup>1</sup>. This study aimed to analyze in individuals with type II diabetes, the efficiency cycle's mastication, the masseter and temporal muscles.

### METHODS

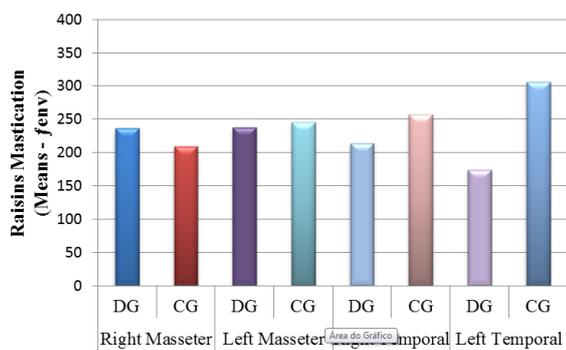
Twenty eight subjects (22-69 years) were divided into two groups: Group I (diabetic; n=14) and Group II (control; n=14). The masticatory cycle efficiency was measured by the ensemble average of masseter and temporal muscles during chewing of Parafilm M<sup>®</sup>, raisin and peanut (10 seconds each). The electromyographic activity was analyzed through electromyographic signal (Myosystem – BR3.5 – DataHominis Ltda - Brazil) with differential active electrodes. Surface differential active electrodes were placed on the skin, cleaned with alcohol, on both masseter and temporalis muscles. A ground electrode was fixed on the frontal region. The signals were digitally filtered using a bandpass filter of 10 to 500 Hz. In comparison tests, the Student's t-test was applied for independent samples ( $p < 0.05$ ).

### RESULTS AND DISCUSSION

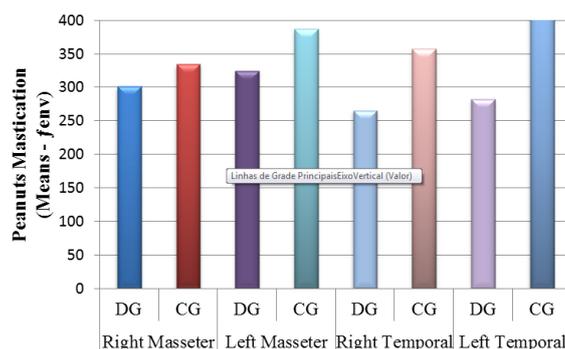
In the present study, muscle activity during mastication to GD (diabetic) remained low activation of muscle fibers when compared with the normal pattern for all chews, unusual with Parafilm M<sup>®</sup>, or usual, with soft food, such as raisins or hard, like peanuts.



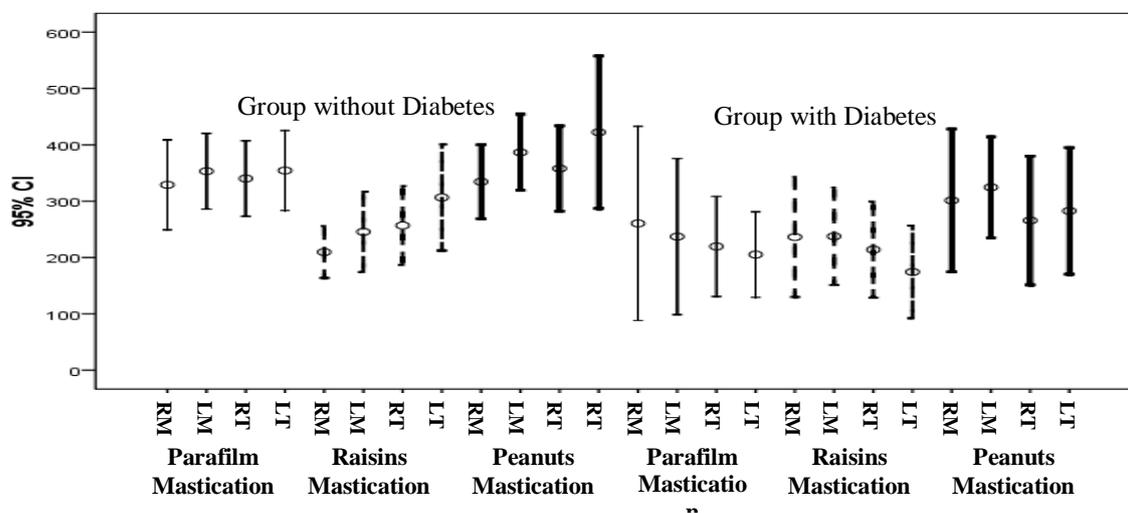
**Figure 1** – EMG ensemble average ( $\mu\text{env}$ ), masseter and temporal muscles, in unusual Parafilm mastication for 10 seconds for Diabetics Groups (DG) and Control (CG)



**Figure 2** – EMG ensemble average ( $f_{env}$ ), masseter and temporal muscles, in raisins mastication for 10 seconds for Diabetics Groups (DG) and Control (CG)



**Figura 3** – EMG ensemble average ( $f_{env}$ ), masseter and temporal muscles, in peanuts mastication for 10 seconds for Diabetics Groups (DG) and Control (CG)



**Figure 4** – Confidence interval for the masticatory cycles's efficiency (RM – right masseter, LM – left masseter, RT – right temporal, LT – left temporal) during mastication of parafilm, raisins and peanuts, the Control Group and Diabetes Group

This can occur given that the masticatory movements occur due to the interrelationship between various organs of the stomatognathic system, proprioception, and brain centers occlusal function. Any change in information occlusion, temporomandibular joint or masticatory muscles can lead to change in the pattern of masticatory movements and their efficiency (OKESON, 2000; Kim *et al*, 2001).

## **CONCLUSION**

\_\_\_\_\_ It was concluded that diabetes caused changes in requesting of muscle fibers during the masticatory process, highlighting the need for health professionals to consider this change in the stomatognathic system in individuals with this chronic degenerative disease.

## **REFERENCE**

- Arkkila PE, Gautier JF. Musculoskeletal disorders in diabetes *mellitus*: an update. *Best Prac Res Clin Rheumatol* 2003; 17:945-70.
- Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. Trad., ME Miranda. São Paulo: Artes Médicas 2000.
- Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1048-55.
- Financial support: CNPq, FAPESP 2012/00928-0 and 2012/00897-8 Protocol No. CEP: 2011.1.1162.58.9

## A MASSAGEM NA MODULAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR AGUDA

Medeiros Neto CF, Morais GS, Melo SG

Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba- UEPB

E-mail do apresentador: [cirofranco@hotmail.com](mailto:cirofranco@hotmail.com); Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

A fadiga muscular aguda localizada é um fenômeno de origem multifatorial que limita produção de potência ou força na contração voluntária de determinado músculo do indivíduo, afetando o seu desempenho funcional. Uma das possíveis causas da fadiga muscular é a diminuição do fluxo sanguíneo local durante a contração, onde a baixa oferta de oxigênio e remoção deficiente de subprodutos do metabolismo interfere o mecanismo de contração, que no caso de uma contração submáxima denomina-se exaustão<sup>1</sup>. A massagem tem sido amplamente usada no tratamento da fadiga muscular durante os anos, graças aos efeitos de relaxamento produzidos pela técnica. O objetivo do presente trabalho foi de avaliar os efeitos da massagem superficial na modulação da fadiga muscular aguda induzida por contração isométrica.

### METODOLOGIA

Neste estudo piloto foram selecionados 5 sujeitos saudáveis, do sexo masculino, com idade entre 22 e 31 anos. O músculo selecionado para o estudo foi o músculo deltoide anterior do membro não dominante dos sujeitos. Foi pedido que os sujeitos, sentados em uma cadeira sem apoiar as costas no encosto, realizassem uma contração e mantivessem o membro estendido suspenso em flexão do ombro à 90°, sustentando uma carga de 3 kg aplicada no punho. Os sujeitos foram submetidos a duas sessões, com uma semana de intervalo entre sessões. A primeira sessão consistia de três ciclos, compostos de uma contração isométrica sustentada até a exaustão, seguida de repouso absoluto com duração de 3 minutos. A segunda sessão consistia de três ciclos de uma contração isométrica sustentada até a exaustão, seguida por três minutos de massagem superficial, composta por movimentos circulares feitos com o polegar sobre o ventre muscular, numa velocidade de aproximadamente 60 ciclos por minuto e pressão moderada. Antes das aquisições, os sujeitos respondiam a um questionário de estado emocional para avaliação do estado geral de humor. Imediatamente antes e imediatamente após as contrações, os sujeitos determinavam o grau de percepção de fadiga, marcando um valor de 0 a 10 em uma escala visual analógica para fadiga. Durante as contrações, eram feitas as aquisições eletromiográficas. Para captação do sinal eletromiográfico, foi usado o sistema de aquisição de sinais MIOTOOL 400, de 4 canais, da MIOTEC®. Os eletrodos de superfície utilizados foram da marca SOLIDOR, modelo MSGST 06, composição Ag/AgCl, descartáveis. A distância entre os eletrodos foi de aproximadamente 30mm, entre o terço médio e inferior do músculo deltoide anterior, na mesma direção das fibras musculares, assim como o recomendado pelo SENIAM. Para assepsia foi utilizado álcool 70% e algodão hidrófilo. Não foi necessário a realização da tricotomia do local. A configuração foi de forma monopolar, com eletrodos passivos e de referência. Foram utilizados sensores diferenciais de superfície do modelo SDS500, com ganho fixo de 100x, impedância de entrada de 10<sup>10</sup> Ohm // 2Pf. O modo de rejeição comum foi de 110db e foi utilizado ganho de 1000x. Os filtros utilizados foram do tipo Butterworth de ordem 4, Passa Baixa de 500Hz, Passa Alta de 20Hz. Para análise do sinal, foi utilizado o software MIOGRAPH, versão 2.0.15, da MIOTOOL®, instalado em um notebook LENOVO® Ideapad S400, com processador Intel® Core™ i3 de 1.50GHz de clock, com memória RAM de 4 GB e HD de 500 GB, operado com OS WINDOWS 8 Single Language 64 bits. Os dados eletromiográficos colhidos foram analisados por meio da avaliação da frequência mediana (FM) nos

3 segundos iniciais (FMi) e 3 segundos finais (FMf) de cada contração. Para análise estatística dos dados foi realizada a análise estatística descritiva por meio de média e desvio padrão. Foi realizado o teste de *Kolmogorov-Smirnov* para analisar a homocedasticidade dos dados e em seguida utilizado o teste t de *Student* para verificar eventuais diferenças significativas entre as variáveis intergrupos e o teste de *Spearman* para ver eventuais correlações entre as variáveis entre cada grupo. Em todos os testes foi considerado o nível de significância de  $p \leq 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram detectadas reduções nos valores de FMf quando comparados aos de FMi em ambos os grupos, demonstrando correlação positiva significativa tanto no grupo massagem ( $r=0.968$ ;  $p<0,001$ ) quanto no grupo repouso ( $r=0.543$ ;  $p=0,037$ ). Estas reduções nos valores de FMf em ambos os grupos evidencia que o músculo avaliado estava trabalhando em regime de fadiga. Todavia não foram evidenciadas correlações significativas entre a duração das contrações musculares com os dados eletromiográficos e/ou da percepção da fadiga em ambos os grupos.

Na avaliação das possíveis associações das variáveis entre os grupos foram observadas aumento nos valores da EVA pós contração e redução nos valores da EVA pós intervenção nos dois grupos individualmente, porém sem significância estatística ( $p>0,05$ ). No entanto o grupo massagem apresentou uma tendência de menor percepção de fadiga após as intervenções ( $p=0,067$ ). Quanto à comparação das diferenças médias dos valores eletromiográficos, também não foram evidenciadas diferenças significativas entre os grupos (Tabela 1).

**Tabela 1** - Análise de variância entre os valores médios das frequências medianas e Escala Visual Analógica entre os grupos

Variáveis	Repouso	Massagem	Valor F	Valor P
FMi	104,36 ± 4,38	96,76 ± 13,24	1,492	0,261
FMf	89,94 ± 3,57	84,27 ± 12,59	0,952	0,362
EVApré	3,00 ± 1,89	2,67 ± 2,77	0,068	0,801
EVApós	2,07 ± 2,09	0,08 ± 0,29	4,685	0,067

Legenda: FMi= Frequência Mediana nos 3 segundos iniciais; FMf= Frequência Mediana nos 3 segundos finais; EVApré= Valores da Escala Visual Analógica antes da intervenção; EVApós= Valores da Escala Visual Analógica após a intervenção.

Nota: Valores expressos em média ± desvio padrão.

A tendência na redução nos valores da EVA pós intervenção corrobora com os resultados obtidos no trabalho realizado por Mori et al<sup>2</sup>, onde a massagem aplicada na musculatura lombar fadigada causou menor sensação de fadiga do que no grupo submetido apenas ao repouso. É possível que a redução nos valores da EVA pós massagem, sem que haja alteração significativa nos valores eletromiográficos se deva a possibilidade de que o fluxo sanguíneo muscular não tenha sido incrementado durante a massagem quando comparado ao repouso<sup>3</sup>. No entanto a percepção da fadiga parece ser modulada pelos efeitos da massagem que promove redução das sensações de dor e desconforto, mediante a teoria do portal da dor.

## CONCLUSÃO

A massagem promove redução na percepção da fadiga pós contrações isométricas do mm. deltóide anterior dos indivíduos, porém sem causar alterações na leitura eletromiográfica, pois provavelmente modula os mecanismos sensoriais relacionados à fadiga.

**REFERÊNCIAS**

1. Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev.* 2008; 88(1):287-332.
2. Mori H, Ohsawa H, Tanaka TH, Taniwaki E, Leisman G, Nishijo K. Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise. *Med Sci Monit.* 2004; 10(5):173:8.
3. Tiidus PM, Shoemaker JK. Effleurage massage, muscle blood flow and long-term post-exercise strength recovery. *Int J Sports Med.* 1995; 16(7):478-83.

## MASSAGE ON THE MODULATION OF ACUTE MUSCLE FATIGUE

Medeiros-Neto CF, Morais GS, Melo SG

Department of Physical Therapy of Universidade Estadual da Paraíba- UEPB

E-mail: [cirofranco@hotmail.com](mailto:cirofranco@hotmail.com); Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The localized acute muscle fatigue is a phenomenon of multifactorial etiology that limits the production of power and strength in a voluntary contraction of a muscle, affecting its functional performance. One possible cause of the muscle fatigue is the reduction of local blood flow during the contraction, where the low oxygen offer and the deficient removal of metabolism by products damages the muscle fiber, resulting in interference in the contraction mechanism<sup>1</sup>. The superficial massage has been used on the treatment of muscle fatigue over the years, due to its relaxing effects<sup>3</sup>. The aim of this study was to evaluate the effects of superficial massage on the modulation of acute muscle fatigue induced by isometric contraction.

### METHODOLOGY

For this pilot study were selected five healthy male subjects, aged between 22 and 31 years. The anterior deltoids of the non-dominant superior limb of the subjects was the chosen muscle for this study. Subjects were asked to sit on a chair without lean their back on the backrest, and make a contraction maintaining the shoulder flexed at 90°, sustaining a 3 kg charge applied on their fist. The subjects underwent two sessions, with a one-week gap between each session. The first session were composed by three cycles of one sustained isometric until exhaustion contraction followed by three minutes of absolute rest. The second session consisted of three cycles of one sustained isometric contraction until exhaustion, followed by three minutes of superficial massage, composed by circular movements made with thumbs on the muscle, at a rate of approximately 60 cycles per minute and average pressure. Before the acquisitions, the subjects answered a small survey about their emotional status, for evaluation of their general mood. Instantly before and instantly after the contractions, the subjects set a degree for perception of fatigue, marking a value from 0 to 10 on a Visual Analogue Scale (EVA). During the contractions, the electromiographic acquisitions were made. For the electromiographic signal capitation, a MIOTEC<sup>®</sup> MIOTOOL 400 acquisition system with four channels was used. The surface electrodes used were SOLIDOR brand, MSGST 06 model, Ag/ AgCl composition, disposable. The distance between electrodes was approximately 30mm, between the lower and the middle third of anterior deltoids muscle, following the same direction of the muscle fiber, as recommended by SENIAM. For the sterilization, 70% alcohol and hydrophilic cotton were used. Trichotomy was not necessary. The configuration was monopolar, with passive and reference electrodes. Were used surface differential sensors model SDS500, with fixed gain of 100x, input impedance of 10<sup>10</sup> Ohm // 2Pf. The Common Mode Rejection Rate (CMRR) was of 110db e a gain of 1000x was used. The used filters were of Butterworth type, 4 orders, Low-pass of 500Hz and High-pass of 20Hz. To the signal analysis, was used the MIOGRAPH software, version 2.0.15, from MIOTOOL<sup>®</sup>, installed on a LENOVO<sup>®</sup> Ideapad S400 notebook, with an Intel<sup>®</sup> Core™ i3 processor with 1.50GHz of *clock*, 4 GB RAM and 500GB HD, with WINDOWS 8 Single Language 64 bits Operational System. The electromiographic data was analyzed by Median Frequency (MF) of the first (FMi) and last (FMf) three seconds of each contraction. To data statistical processing were realized descriptive statistical by mean and standard deviation. To evaluate the homocedasticity of the data, the Kolmogorov-Smirnov test was used, and the t of Student test was used to verify significatives changes between variables. The Spearman test

was applied to see the correlations between variables between groups. A significance rate of  $p \leq 0,05$  was considered in all tests.

## RESULTS AND DISCUSSION

Reductions on the FMf (final median frequency) compared with the FMi (initial median frequency) was found in both groups, showing a significant positive correlation both in the massage group ( $r= 0.968$ ;  $p<0,001$ ) as in the repose group ( $r= 0.543$ ;  $p= 0,037$ ). These reductions in the MF values in both groups show that the muscle was working in fatigue. However, no significant correlation was evidenced between the duration of the contraction and the electromiographic data and the perception of fatigue in both groups.

On the evaluation of possible associations of values between groups an increase in the EVA values after the contraction and a reduction in the EVA values after the intervention was founded in both groups individually, but without statistical significance ( $p>0,05$ ). However the massage group showed a tendency to a lower perception of fatigue after the intervention ( $p=0,067$ ). As regards the comparison of the mean difference of the electromiographic values, no significant difference was founded between groups (Table 1).

**Table 1** - Correlations of the values of Median Frequency and Visual Analogue Scale between groups

Variáveis	Repouso	Massagem	Valor F	Valor P
FMi	104.36 ± 4.38	96.76 ± 13.24	1.492	0.261
FMf	89.94 ± 3.57	84.27 ± 12.59	0.952	0.952
EVApré	3.00 ± 1.89	2.67 ± 2.77	0.068	0.801
EVApós	2.07 ± 2.09	0.08 ± 0.29	4.685	0.067

Legend: FMi= Median Frequency in the 3 initials seconds; FMf= Median Frequency in the 3 last seconds; EVApré=Values of the Visual Analogue Scale before the intervention; EVApós= Values of the Visual Analogue Scale after the intervention.

Note: Values expressed in mean ± standard deviation.

The tendency to reduction in the EVA values after intervention supports the results obtained by Mori et al<sup>2</sup>, where the massage applied in the fatigued lumbar muscles caused a lower fatigue sensation than in the group submitted only to a rest period. It is possible that the reduction in the EVA values after the massage, without causing any changes in the EMG values is due to the possibility that the muscle blood flow was not changed during the massage when it is compared to the rest period<sup>3</sup>. However the perception of fatigue seems to be modulated by the massage effects which promote a reduction of pain and discomfort sensation, by the gate control of pain theory.

## CONCLUSION

The massage promotes a reduction in the fatigue perception after anterior deltoids isometric contractions, but without causing any alterations in the EMG lecture, probably because the massage modulates the sensorial mechanisms related with fatigue.

## REFERENCES

1. Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev.* 2008; 88(1):287-332.
2. Mori H, Ohsawa H, Tanaka TH, Taniwaki E, Leisman G, Nishijo K. Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise. *Med Sci Monit.* 2004; 10(5):173:8.
3. Tiidus PM, Shoemaker JK. Effleurage massage, muscle blood flow and long-term post-exercise strength recovery. *Int J Sports Med.* 1995; 16(7):478-83.

# COMPARAÇÃO DA ATIVIDADE ELÉTRICA DO MÚSCULO MASSETER DURANTE O REPOUSO EM JOVENS UNIVERSITÁRIOS COM E SEM HÁBITOS PARAFUNCIONAIS

Mendes LMR<sup>1</sup>, Santos AES<sup>1</sup>, Araújo NM<sup>2</sup>, Lima POP<sup>1</sup>, Pontes KMF<sup>3</sup>, Viana-Cardoso KV<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará – UFC

<sup>2</sup>Curso de Fisioterapia da Faculdade Integrada do Ceará – Estácio FIC

<sup>3</sup>Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem da Universidade Federal do Ceará - UFC

E-mail do apresentador: luanarmendes@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

O Aparelho Estomatognático (AE) é uma entidade fisiológica, funcional, perfeitamente definida e integrada por um conjunto heterogêneo de órgãos e tecidos, cuja biologia e fisiopatologia são absolutamente interdependentes, envolvido nos atos funcionais como fala, mastigação e deglutição dos alimentos, e nos atos parafuncionais como apertamento dentário e bruxismo<sup>1</sup>.

Denominam-se hábitos parafuncionais aqueles não relacionados à execução das funções normais do AE, como a deglutição, mastigação e fonação<sup>2</sup>. Temos como exemplos de hábitos parafuncionais: roer as unhas, mascar goma, morder tampa de caneta, bruxismo e morder a mucosa dos lábios e das bochechas. Sendo os mais comuns o bruxismo e uso habitual de goma. A prevalência de hábitos parafuncionais em jovens universitários é de 78%, estando a presença desses associada a tensão emocional<sup>3</sup>.

Assim, o objetivo desse trabalho foi comparar a atividade elétrica do músculo masseter durante o repouso em jovens universitários com e sem hábitos parafuncionais.

## MÉTODOS

Foi conduzido um estudo transversal no Laboratório de Análise do Movimento Humano da Universidade Federal do Ceará no período de 2012 a 2013.

A amostra foi avaliada através do questionário adaptado RDC/TMD (*Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*) e submetidos à avaliação da atividade elétrica do músculo masseter utilizando um eletromiógrafo de superfície - Miotool 400 (MIOTEC<sup>®</sup>) seguindo os parâmetros recomendados pela *The International Society of Electrophysiological Kinesiology* – ISEK. Antes da colocação dos eletrodos, as superfícies de detecção foram devidamente limpas, esfoliadas e, quando necessário, uma tricotomia foi realizada seguindo as recomendações da SENIAM - *Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscles*<sup>4</sup> para permitir uma baixa impedância entre a pele e os eletrodos. Os eletrodos de superfície bipolares (Ag/AgCl – Meditrace<sup>®</sup>) foram posicionados com uma distância de 20 mm entre seus centros, e colocados bilateralmente sobre a parte mais volumosa dos masseteres, após palpação durante apertamento dentário, seguindo a direção longitudinal dos feixes musculares. O eletrodo de referência foi colocado no epicôndilo lateral direito e os participantes foram posicionados sentados com flexão de quadril, joelho e tornozelo a 90°. Foi utilizada uma frequência de amostragem de 2000 Hz e filtro *Butterworth* passa banda (20-500 Hz). A atividade elétrica do músculo masseter durante o repouso (uma coleta com 60 segundos de duração) representa o tônus basal da musculatura, e os dados foram normalizados pelo pico máximo.

Os dados foram analisados no SPSS versão 17.0 com nível de significância de 5%; foi utilizado o teste *t-Student* para comparação das médias de *Root Mean Square* (RMS) entre os grupos. Esse estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFC e todos os participantes assinaram um termo de consentimento.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra foi composta por 47 jovens universitários da Universidade Federal do Ceará (UFC) com média de idade igual a  $21,0 \pm 4,06$  anos, sendo 11 (23,4 %) do sexo masculino e 36 (76,6%) do sexo feminino. A presença de hábitos parafuncionais foi detectada em 32 (68%) participantes. Foi encontrada uma diferença estatisticamente significativa na atividade elétrica do músculo masseter do lado direito durante o repouso entre os grupos. Indivíduos com hábitos parafuncionais apresentaram maior tônus basal do músculo masseter (Tabela 1).

**Tabela 1** – Tônus basal do músculo masseter

Tônus basal	Hábitos Parafuncionais	n	Média	Desvio- Padrão	<i>p</i>
Lado direito ( $\mu$ V)	Sim	32	4,38	5,14	0,03*
	Não	15	2,31	0,85	
Lado esquerdo ( $\mu$ V)	Sim	32	3,27	1,93	0,06
	Não	15	2,39	1,14	

\* Diferença significativa ao nível de  $p < 0,05$ .

Simons e Mense<sup>5</sup> acreditam que o tônus muscular depende das propriedades viscoelásticas associadas ao grau de ativação voluntária e/ou involuntária do músculo. Na cefaleia tensional, por exemplo, a presença de ponto gatilho no músculo trapézio é um achado comum, apresentando espasmos (contrações involuntárias), e um aumento da atividade eletromiográfica em repouso. O aumento encontrado no tônus basal do músculo masseter pode ser explicado pela ativação constante do músculo devido os hábitos parafuncionais.

## CONCLUSÃO

Os resultados indicam que houve um aumento na ativação do músculo masseter do lado direito durante o repouso em indivíduos com hábitos parafuncionais. Essa assimetria pode ser explicada devido a constante ativação do músculo durante esses hábitos.

## REFERÊNCIAS

1. Fernandes Neto AJ, et al. Aparelho estomatognático. Univ. Fed. Uberlândia – 2006.
2. Branco RS, Branco CS, Tesch RS, Rapoport A. Frequência de relatos de parafunções nos subgrupos diagnósticos de DTM de acordo com os critérios diagnósticos para pesquisa em disfunções temporomandibulares (RDC/TMD). Rev Dent Press Ortodon Ortop. Facial [Internet]. 2008; 13(2):61-9.
3. Medeiros SP, et al. Prevalência de sintomas de DTM em universitários. RGO - Rev Gaúcha Odontol. 2011; 59(2):201-8.
4. Hermens HJ, Freiks B. Development of recommendetions for SEMG sensors and sensors placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000; 10(5):361-74.
5. Simons DG, Mense S. Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. Pain. 1998; 75:1-17.

## COMPARISON OF ELECTRICAL ACTIVITY OF THE MASSETER MUSCLE DURING REST IN YOUNG COLLEGE STUDENTS WITH AND WITHOUT PARAFUNCTIONAL HABITS

Mendes LMR<sup>1</sup>, Santos AES<sup>1</sup>, Araújo NM<sup>2</sup>, Lima POP<sup>1</sup>, Pontes KMF<sup>3</sup>, Viana-Cardoso KV<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Physiotherapy, School of Medicine, Federal University of Ceara – UFC

<sup>2</sup> Department of Physiotherapy, Integrated School of Ceara – Estácio FIC

<sup>3</sup> Department of Restorative Dentistry, Federal University of Ceara – UFC

E-mail of presenter: luanarmendes@hotmail.com

### INTRODUCTION

The stomatognathic apparatus (SA) is a functional and physiological entity, perfectly defined and integrated by a heterogeneous set of the organs and tissues, whose biology and pathophysiology are absolutely interdependent, and is involved in the functional acts as speech, chewing and swallowing food, and in parafunctional acts as clenching and bruxism<sup>1</sup>.

Parafunctional habits are not related to the normal functions of the SA, such as swallowing, chewing and speech actions<sup>2</sup>. The most common examples are nail biting, gum chewing, bruxism, biting pen cap, and bite the mucosa of the lips and cheeks. Bruxism and habitual use of gum are the most prevalent. The prevalence of parafunctional habits in college students is 78%, and is associated with emotional stress<sup>3</sup>.

Therefore this study aimed to compare the electrical activity of the masseter muscle during rest in young college students with and without parafunctional habits.

### METHODS

We conducted a cross-sectional study at the Human Movement Analysis Laboratory of the Federal University of Ceará in 2012-2013.

Sample was assessed with a RDC/TMD (Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders) adapted questionnaire, and the electrical activity of the masseter muscle was evaluated with surface electromyography - Miotool 400 (MIOTEC®) following the recommended by The International Society of parameters electrophysiological Kinesiology - Isek. Before placing the electrodes, detection surfaces were completely cleared, exfoliated and, when necessary, trichotomy was performed to allow a low impedance between the skin and the electrodes, according to the recommendations of SENIAM - Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscles<sup>4</sup>. Bipolar surface electrodes (Ag/AgCl - Meditrace®) were placed with a distance of 20 mm between their centers, and placed bilaterally over the bulkiest part of the muscles after palpation during clenching, following the longitudinal direction of muscle bundles. The reference electrode was placed in the right lateral epicondyle and the participants were positioned seated with flexion of hip, knee and ankle at 90°. We use a sampling frequency of 2,000 Hz and band-pass Butterworth filter (20-500 Hz). The electrical activity of the masseter muscle during rest (a collection of 60 seconds) represents the basal tonus of the muscles, and the data were normalized by the maximum peak.

Data were analyzed using SPSS version 17.0 with a significance level of 5%, and we used t test to compare the Root Mean Square (RMS) averages between the groups. This study was approved by the Institutional Ethics Committee and all participants signed a consent form.

### RESULTS AND DISCUSSION

Sample consisted of 47 college students of the Federal University of Ceará with a mean age of 21.0 ± 4.06 years, 11 (23.4%) males and 36 (76.6%) were female. The presence of parafunctions

habits was detected in 32 (68%) participants. We found a significant difference in the electrical activity of the right masseter muscle during rest between groups. Individuals with parafunctional habits had higher basal tonus of the masseter muscle (Table 1).

**Table 1** – Basal tonus of the masseter muscle

Basal tonus	Parafunctional habits	n	Mean	Standard-Deviation	<i>p</i>
Right side ( $\mu$ V)	Yes	32	4.38	5.14	0.03*
	No	15	2.31	0.85	
Left side ( $\mu$ V)	Yes	32	3.27	1.93	0.06
	No	15	2.39	1.14	

\* Significant difference at the level of  $p < 0.05$ .

Simons and Mense<sup>5</sup> believe muscle tonus depends on the viscoelastic properties associated with the degree of muscle activation (voluntary and / or involuntary). In the tension headache, for example, the presence of trigger point in the trapezius muscle is a common finding, with spasms (involuntary contractions), and an increase in EMG activity at rest. Increased basal tonus of the masseter muscle can be caused by constant muscle activation due to parafunctional habits.

## CONCLUSION

Our findings indicate that there is an increased activation of the right masseter muscle during rest in individuals with parafunctional habits. This asymmetry can be explained by the constant muscle activation during these habits.

## REFERENCES

1. Fernandes Neto AJ, et al. Aparelho estomatognático. Univ. Fed. Uberlândia – 2006.
2. Branco RS, Branco CS, Tesch RS, Rapoport A. Frequência de relatos de parafunções nos subgrupos diagnósticos de DTM de acordo com os critérios diagnósticos para pesquisa em disfunções temporomandibulares (RDC/TMD). Rev Dent Press Ortodon Ortop. Facial [Internet]. 2008; 13(2):61-9.
3. Medeiros SP, et al. Prevalência de sintomas de DTM em universitários. RGO - Rev Gaúcha Odontol. 2011; 59(2):201-8.
4. Hermens HJ, Freiks B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensors placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000; 10(5):361-74.
5. Simons DG, Mense S. Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. Pain. 1998; 75:1-17.

## AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO EM NULIGESTAS: ESTUDO DESCRITIVO

Isaac MIR<sup>1</sup>, Macêdo LC<sup>1</sup>, Medeiros MS<sup>1</sup>, Silva MN<sup>1</sup>, Vasconcelos DA<sup>1</sup>, Lemos A<sup>2</sup>, Katz L<sup>3</sup>, Amorim MMR<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba – UEPB

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

<sup>3</sup>Instituto de Medicina Integral Prof. Fernando Figueira – IMIP

<sup>4</sup>Universidade Federal de Campina Grande – UFCG - IMIP

E-mail do apresentador: mayarafisioterapia@gmail.com Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

A eletromiografia (EMG) de superfície é um método confiável para avaliação dos músculos do assoalho pélvico (MAP) em mulheres saudáveis e permite o registro de informações valiosas no diagnóstico e tratamento das disfunções dos MAP<sup>1</sup>. Os eletrodos de superfície ou *probes* vaginais têm alta sensibilidade para a região perineal, mas é importante que os eletrodos sejam posicionados de forma padronizada para que não haja influência de outros músculos<sup>2</sup>.

São poucas as pesquisas realizadas analisando o comportamento eletrofisiológico dos músculos do assoalho pélvico (*PubMed/MEDLINE*1966-2013; *Lilacs/SciELO* 1982-2013; *CINHAL* 1976-2013; *Cochrane* 1993-2013) e não foram encontrados parâmetros habituais da atividade elétrica dos MAP em nuligestas. Desta forma, o objetivo do estudo foi avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos do assoalho pélvico em nuligestas.

### MÉTODOS

O estudo observacional de corte transversal foi realizado na sede do Instituto Paraibano de Pesquisa Professor Joaquim Amorim Neto na cidade de Campina Grande, Paraíba, Brasil. Participaram do estudo 38 mulheres nuligestas, com idade entre 18 e 33 anos, com vida sexual iniciada. Como critérios de exclusão, foi considerada a presença de prolapso genitais, histórico de cirurgia pélvica ou urogenital e presença de doença neurológica com comprometimento muscular. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IMIP (CAAE 02808612.0.0000.5201).

As participantes responderam um questionário contendo características biológicas, sociais, hábitos de vida e características da vida sexual. Em seguida foram submetidas a avaliação clínica do assoalho pélvico e logo depois a avaliação eletromiográfica.

A aquisição do sinal eletromiográfico seguiu as normas propostas pela *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*<sup>3</sup>. Foi utilizado o eletromiógrafo modelo *Miotool 400 USB* da marca *Miotec* (Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil) e para o processamento do sinal eletromiográfico foi utilizado o programa *Miograph 2.0®*. A normalização foi realizada considerando o valor máximo obtido durante o protocolo.

Os eletrodos adesivos (Ag/AgCl – prata/cloreto de prata) *Meditrace Kendall 200*, foram fixados no músculo reto abdominal direito (dois centímetros de distância da cicatriz umbilical lateralmente), músculo adutor da coxa direita (face medial da coxa em direção oblíqua, a 4 centímetros do púbis), e no músculo levantador do ânus direito (na margem lateral do canal da vagina, no sentido longitudinal da vulva), de acordo com a localização proposta na literatura<sup>4</sup>. Depois de fixados os eletrodos adesivos, foi realizada a introdução da sonda eletromiográfica no canal vaginal. O eletrodo de referência (terra) foi colocado no maléolo direito da participante.

O registro da atividade eletromiográfica foi realizado cinco minutos depois do fim do treinamento com *biofeedback* eletromiográfico, sendo solicitado a cada mulher que realizasse três

contrações máximas, voluntárias e sucessivas dos MAP, através de comando verbal do pesquisador. Cada contração tinha duração de cinco segundos e dez segundos de repouso entre elas.

A análise estatística foi realizada através do pacote estatístico *SPSS 20*. Sendo utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* e de *Levene* para a análise da parametricidade e da homecedasticidade dos canais eletromiográficos. As variâncias diferiram entre os canais e não houve distribuição normal.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra da pesquisa foi composta por 38 mulheres nuligestas com média de  $23,9 \pm 3,2$  anos de idade, massa corporal de  $62,1 \pm 8,3$  kg; estatura de  $1,63 \pm 0,1$  m e índice de massa corpórea (IMC) de  $23,2 \pm 2,2$  kg/m<sup>2</sup>. Todas as participantes tinham vida sexual iniciada, 21,1% da amostra relataram dispareunia e 7,9% relataram perda de urina durante a relação sexual. Na avaliação física, foi observada contração dos MAP em todas as participantes da amostra e na palpação digital.

**Tabela 1** - Avaliação eletromiográfica dos MAP

	RMS_EMG do MAP <sub>INT</sub> (%)	RMS_EMG do MAP <sub>EXT</sub> (%)	RMS_EMG do RA (%)	RMS_EMG do AD (%)
Mediana	57,9	65,3	38,8	38,4
Valor mínimo	42,1	45,5	34,1	31,3
Valor máximo	80,0	87,5	47,6	78,1
Intervalo interquartil	20,6	12,5	2,7	4,6

Legenda: RMS = root mean square; LA = músculo levantador do ânus; RA = músculo reto abdominal; AD = músculo adutor. Kruskal-Wallis de RMS  $p < 0,001$

Ressalta-se a importância de uma metodologia padronizada para avaliação eletromiográfica dos MAP<sup>5</sup>, assegurando a reprodutibilidade e confiabilidade dos estudos<sup>6</sup>. Não foram encontrados parâmetros de padronização na localização dos eletrodos para a avaliação eletromiográfica dos MAP na Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK)<sup>3</sup> nem no Projeto de Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não Invasiva dos Músculos (SENIAM)<sup>7</sup>. No entanto, foi adotada a localização dos eletrodos no assoalho pélvico e nos músculos acessórios, de acordo com a proposta da literatura<sup>4</sup>, servindo de parâmetro metodológico para pesquisas futuras.

Mesmo sendo um recurso de alto custo, comparado a outras formas de avaliação, a avaliação eletromiográfica deve ser aplicada nas pesquisas científicas, já que registra de forma sensível e minuciosa o comportamento eletrofisiológico dos músculos, e permite o registro simultâneo da atividade elétrica em vários músculos, auxiliando no controle da qualidade de contração dos MAP.

A realização desse estudo vem proporcionar relevante contribuição científica no âmbito da Saúde da Mulher, já que foram determinadas as características eletromiográficas dos MAP de mulheres nuligestas, podendo servir como parâmetros para comparação em estudos futuros.

## CONCLUSÃO

Mulheres nuligestas tiveram mediana da atividade eletromiográfica de 57,9% e 65,3% na contração dos músculos internos e externos do assoalho pélvico, respectivamente.

## REFERÊNCIAS

1. Grape HH, Dederling A, Jonasson AF. Retest reliability of surface electromyography on the pelvic floor muscles. *NeuroUrol Urodynamics*. 2009; 28(5):395–9.
2. Bø K, Sherburn M. Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. *Physical Therapy*. 2005; 85(3):269–82.
3. Merletti AR, Torino P. Standards for reporting EMG data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*. 1999; 9.
4. Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2nd ed. Jones and Barlett Publishers; 2011.

5. Resende APM, Nakamura MU, Ferreira EAG, Petricelli CD, Alexandre SM, Zanetti MRD. Eletromiografia de superfície para avaliação dos músculos do assoalho pélvico feminino : revisão de literatura. *Fisioter Pesq.* 2011; 18(3):292–7.
6. Botelho S, Pereira LC, Marques J, Lanza AH, Amorim CF, Palma P, Ricetto C. Is there correlation between electromyography and digital palpation as means of measuring pelvic floor muscle contractility in nulliparous, pregnant, and postpartum women ? *Neurourol Urodynamics.* 2013; 32(5):420-3.
7. SENIAM. The SENIAM Group recommendations. 2013. Available at: <http://www.seniam.org>.

## ELECTROMYOGRAPHIC ASSESSMENT OF THE PELVIC FLOOR MUSCLES IN NULLIGRAVIDAS: A DESCRIPTIVE STUDY

Isaac MIR<sup>1</sup>, Macêdo LC<sup>1</sup>, Medeiros MS<sup>1</sup>, Silva MN<sup>1</sup>, Vasconcelos DA<sup>1</sup>, Lemos A<sup>2</sup>, Katz L<sup>3</sup>, Amorim MMR<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Physiotherapy Department of the State University of Paraíba – UEPB

<sup>2</sup>Physiotherapy Department of the Federal University of Pernambuco - UFPE

<sup>3</sup>Institute of Integrative Medicine Prof. Fernando Figueira - IMIP

<sup>4</sup>Federal University of Campina Grande – UFCG

Presenter's e-mail: mayarafisioterapia@gmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The surface electromyography (EMG) is a reliable method of assessing the pelvic floor muscle activity in healthy women and it allows the record of valuable information in the diagnosis and treatment of PFM dysfunctions<sup>1</sup>. The surface electrodes or vaginal *probes* have high sensibility to the perineal region, but it is important that the electrodes should be positioned in a standardized way so that there is no influence from other muscles<sup>2</sup>.

There have been few researches conducted analyzing the electrophysiological behavior of the pelvic floor muscles (*PubMed/MEDLINE*1966-2013; *Lilacs/SciELO* 1982-2013; *CINHAL* 1976-2013; *Cochrane* 1993-2013) and habitual parameters of the electrical activity of PFM in nulligravidas have not been found. Therefore, the objective of this study was to evaluate the electromyographic activity of the pelvic floor muscles in nulligravidas.

### METHODS

The observational cross-sectional study was held in the *Instituto Paraibano de Pesquisa Professor Joaquim Amorim Neto*, Campina Grande, Paraíba, Brazil. 38 nulligravida women took part in the study, aged from 18 – 33, having all of them started their sexual lives. For criteria of exclusion, the presence of genital prolapses, pelvic or urogenital surgery record and neurological disease regarding muscle damage have been considered. The study was approved by the Ethics Committee for Research of the IMIP (CAAE 02808612.0.0000.5201).

The participants answered a questionnaire about biological and social aspects, as well as habits and characteristics of their sexual lives. Then, they were submitted to clinical evaluation of their pelvic floor and after that the surface EMG was conducted.

The acquisition of the electromyographic signal followed the norms proposed by the International Society of Electrophysiology and Kinesiology<sup>3</sup>. For this study, the model used was the *Miotool 400 US*, by *Miotec* (Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil) and for processing the electromyographic signal, the *Miograph 2.0®* was used. Normalization was performed considering the maximum value obtained during the protocol.

The adhesive electrodes (Ag/AgCl – silver/ silver chloride) *Meditrace Kendall 200*, were attached to the right rectus abdominis muscle (2 centimeters away from the umbilical scar laterally), to the adductor longus right thigh muscle (medial face of the thigh oblique directed, 4 centimeters away from the pubis), and to the right levator ani muscle (bordering the lateral of the vaginal tube, longitudinally across the vulva), according to the location proposed in the literature<sup>4</sup>. After the adhesive electrodes were attached, the electromyographic probe was placed in the vaginal tube. The electrode of reference (ground) was placed in the right malleolus of the patient.

The record of the electromyographic activity was performed five minutes after the end of the training with the electromyographic biofeedback, having each woman been asked to perform three

peak contractions, deliberately and successively of the PFM, through verbal command from the researcher. Each contraction had five seconds of duration and ten seconds for relaxation among them. The statistical analysis was performed through the statistical pack *SPSS 20*. The Shapiro-Wilk and Levene tests were used for the analysis of the parameters and homoscedasticity of the electromyographic tubes. The variances differed from the channels and there was not normal distribution.

## RESULTS AND DISCUSSION

The sample of the research was composed by 38 nulligravida women averaged  $23.9 \pm 3.2$  years old; body mass of  $62.1 \pm 8.3$  kg; stature  $1.63 \pm 0.1$  m; and body mass index (BMI) of  $23.2 \pm 22$  kg/m<sup>2</sup>. All of the participants had initiated their sexual lives, 21.1% of the sample reported loss of urine during the sexual relation. In the physical assessment, contraction of the PFM was observed in all participants of the sample and in digital palpation.

**Tabela 1** - Electromyographic assessment of the PFM

	RMS_EMG PFM <sub>INT</sub> (%)	RMS_EMG PFM <sub>EXT</sub> (%)	RMS_EMG RAM (%)	RMS_EMG AD (%)
Median	57,9	65,3	38,8	38,4
Minimum value	42,1	45,5	34,1	31,3
Maximum value	80,0	87,5	47,6	78,1
IQI	20,6	12,5	2,7	4,6

Legend: RMS=root mean square; PFM<sub>INT</sub>=internal pelvic floor muscle; PFM<sub>EXT</sub>=external pelvic floor muscle; RAM=rectus abdominis muscle; AD =adductor muscle of the thigh; IQI =interquartile intervals. Kruskal-Wallis of RMS  $p < 0.001$ .

The importance of a standardized methodology for electromyographic assessment of the PFM<sup>5</sup> is outstood, assuring the reproducibility and reliability of the studies<sup>6</sup>. Standardized parameters for locating electrodes for the electromyographic assessment of the PFM have not been found in the International Society Electrophysiology and Kinesiology (ISKE) nor in the Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)<sup>7</sup>. Nevertheless, the location of the electrodes in the pelvic floor and accessory muscles was adopted, according to the proposal of the literature<sup>4</sup>, as a methodological parameter for future researches.

Although it is a high valued resource, if compared to other ways of evaluation, the electromyographic assessment should be applied in scientific researches, since it records accurately and sensibly the electrophysiological behavior of the muscles and it allows the simultaneous record of electrical activity in several muscles, aiding the control of quality of contraction of the PFM.

The realization of this study provides relevant scientific contribution in the Women's Health field, for the electromyographic characteristics of the PFM for nulligravida women have been determined, and it might serve as a parameter for comparison in later studies.

## CONCLUSION

Nulligravida women had a median electromyographic activity of 57.9% and 63.3% of contraction of the internal and external muscles of the pelvic floor muscles, respectively.

## REFERENCES

1. Grape HH, Dederling A, Jonasson AF. Retest reliability of surface electromyography on the pelvic floor muscles. *Neurourol Urodynamics*. 2009; 28(5):395–9.
2. Bø K, Sherburn M. Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. *Physical Therapy*. 2005; 85(3):269–82.
3. Merletti AR, Torino P. Standards for reporting EMG data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*. 1999; 9.

4. Criswell E. Cram's Introduction to Surface Electromyography. 2nd ed. Jones and Barlett Publishers; 2011.
5. Resende APM, Nakamura MU, Ferreira EAG, Petricelli CD, Alexandre SM, Zanetti MRD. Eletromiografia de superfície para avaliação dos músculos do assoalho pélvico feminino: revisão de literatura. *Fisioter Pesq.* 2011; 18(3):292-7.
6. Botelho S, Pereira LC, Marques J, Lanza AH, Amorim CF, Palma P, Ricetto C. Is there correlation between electromyography and digital palpation as means of measuring pelvic floor muscle contractility in nulliparous, pregnant, and postpartum women? *Neurourol Urodynamics.* 2013; 32(5):420-3.
7. SENIAM. The SENIAM Group recommendations. 2013. Available at: <http://www.seniam.org>.

# COATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS RETO FEMORAL E SEMITENDÍNEO DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS NAS POSIÇÕES SENTADA E SUPINA

Couto MC, Sales RM, Rodrigues MAB, Moura Filho AG

Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

E-mail do apresentador: moisescouto@gmail.com

## INTRODUÇÃO

A espasticidade representa a principal causa de incapacidade em indivíduos que sofreram acidente vascular encefálico (AVE), sua resposta depende principalmente da velocidade do movimento. Outros estudos têm mostrado que o comprimento muscular também parece influenciar a espasticidade, principalmente de músculos biarticulares<sup>1</sup>. A grande maioria dos autores utiliza a intensidade do sinal eletromiográfico para comparação o que gera resultados contraditórios. O uso de um índice de coativação é uma alternativa que torna os valores comparáveis. O objetivo deste estudo foi avaliar o nível de coativação dos músculos reto femoral e semitendíneo de indivíduos pós AVE crônico nas posições sentada e supina através do *Spasticity Co-activation Index* (SCI).

## MÉTODOS

Estudo observacional, transversal realizado no Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional da Universidade Federal de Pernambuco e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição (protocolo N° 05479912.9.0000.5208).

Foram incluídos vinte homens, hemiparéticos espásticos crônicos (>6 meses) decorrente de AVE, com pontuação na escala de *Fugl-Meyer* para membro inferior entre 10-30. Adotou-se como critério de exclusão: demais patologias de ordem neurológicas ou ortopédicas nos membros inferiores, relato de dor no membro avaliado e pontuação  $\leq 24$  no Mini Exame do Estado Mental. Os indivíduos aptos foram convidados a participar da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Para a avaliação foi utilizado um eletromiógrafo Miotec<sup>®</sup> (Taxa amostral de 2000Hz; Filtro Passa Faixa de 20-500Hz e Notch de 60Hz) e um dinamômetro isocinético da marca Humac<sup>®</sup> (CSMi). Inicialmente, a amplitude de movimento (ADM) foi avaliada para cada posição de teste através de eletrogoniômetro do dinamômetro. A extensão máxima foi limitada a 0° enquanto que a flexão foi estipulada de acordo com a capacidade máxima dos voluntários. Foi registrado o sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral e semitendíneo, com eletrodos de superfície pediátricos (Meditrace<sup>®</sup>), colocados segundo orientação do SENIAM, enquanto os indivíduos realizavam dez contrações concêntricas a 60°/s de extensão e flexão do joelho, sendo cinco iniciais para aquecimento e, após intervalo de trinta segundos, cinco para análise. O teste foi executado na posição sentada (85° de inclinação posterior do encosto em relação ao plano horizontal) e após intervalo de três minutos foi realizado na posição supina (10°). Foi testado primeiro o membro do hemicorpo não afetado.

O *Spasticity Co-activation Index* (SCI) é expresso como o quociente do RMS médio entre o antagonista e quando esse mesmo músculo age como agonista. Para isso foi escolhida a contração em que o voluntário desempenhou o maior pico de torque. Foi feito o janelamento móvel a cada 50ms e a média do RMS foi calculada em um período de 500ms em torno do pico do sinal eletromiográfico<sup>2</sup>. Utilizou-se o *software* Matlab (Mathworks<sup>®</sup> 7.6.0) para a análise dos dados.

Aplicou-se o teste *Kolmogov-Sminorv*, constatada a normalidade, usou-se o teste t Student (independente) na comparação entre posições e o teste t (pareado) na análise entre os membros.

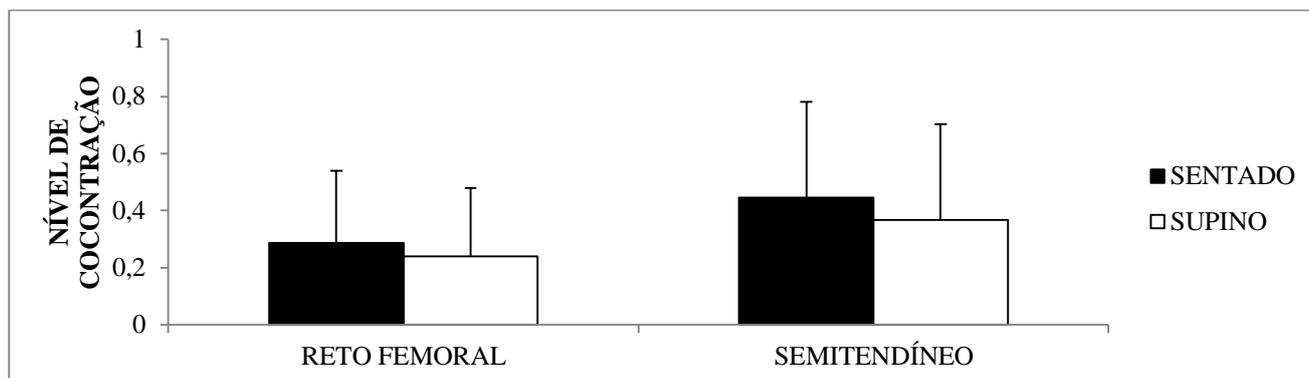
## RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** - Dados de caracterização da amostra

	Idade(anos)	Estatura(m)	Massa(kg)	IMC(kg/m <sup>2</sup> )	Tempo de AVE (meses)	Fugl-Meyer (MI)
<b>Média±DP</b>	54±12,14	1,67±0,5	75,6±11,87	26,93±3,34	55,85±49,9	25,25±4,37
<b>Faixa</b>	28-74	1,60-1,78	58,8-99,7	21,59-32,55	10-197	15-30

**Nota:** Valores expressos em média ± desvio padrão. **Legenda:** m = metros, kg = quilogramas, IMC = Índice de Massa Corpórea; Fugl Meyer (MI) = subitem membro inferior da escala.

O SCI não alterou significativamente entre as posições. Enquanto na comparação entre os membros paréticos e não paréticos, o índice foi estatisticamente maior no membro acometido em ambos os músculos e posições ( $p>0,05$ ). Sentado: Reto femoral 0,10±0,05 e 0,28±0,25 e Semitendíneo 0,12±0,08 e 0,44±0,33; Supino: Reto femoral 0,11±0,10 e 0,23±0,21 e Semitendíneo 0,10±0,09 e 0,36±0,33.



**Figura 2** - *Spasticity Co-activation Index* dos músculos reto femoral e semitendíneo nas posições sentada (barra preta) e supina (barra branca).

Os resultados desse estudo foram diferentes de Fleuren *et al.*<sup>1</sup> que mostraram que o estiramento muscular aumenta sua resposta espástica, no entanto os autores usaram velocidade diferente e a frequência de um pêndulo para ditar o movimento. A velocidade de 60°/s usada no presente estudo é considerada lenta, fator que pode ter atenuado a espasticidade em ambas as posições. Horstman *et al.*<sup>3</sup> avaliaram a cocontração de indivíduos hemiparéticos espásticos em diferentes comprimentos musculares a partir da mudança de angulação do joelho e também não encontraram diferenças. He<sup>4</sup> afirmou que o aumento da espasticidade em músculos alongados é visto em pacientes com severo grau de espasticidade, enquanto que a maioria dos voluntários do presente estudo apresenta bons índices de funcionalidade segundo a escala de *Fugl-Meyer*.

A posição supina é uma alternativa durante o tratamento desses grupos musculares por não representar diferenças na intensidade de co-contração.

## CONCLUSÃO

A mudança da postura sentada para supina não representa em diferenças de coativação muscular em pacientes hemiparéticos crônicos, pós AVE, na velocidade estudada.

**REFERÊNCIAS**

1. Fleuren J, Nederhand M, Hemens H. Influence of posture and muscle length on stretch reflex activity in poststroke patients with spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(7):981-8.
2. Newham D, Hsiao S. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disabil Rehabil.* 2001; 23(9):379-86.
3. Horstman A, Gerrits K, Beltman M, Janssen T, Konijnenbelt M, de Haan A. Muscle function of knee extensors and flexors after stroke is selectively impaired at shorter muscle lengths. *J Rehabil Med.* 2009; 41(5):317-21.
4. He J. Stretch reflex sensitivity: effects of postural and muscle length changes. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1998; 6:182-9.

# COACTIVATION OF RECTUS FEMORIS AND SEMITENDINOSUS MUSCLES OF CHRONIC HEMIPARETIC SUBJECTS IN SITTING AND SUPINE POSITIONS

Couto MC, Sales RM, Rodrigues MAB, Moura Filho AG

Laboratory of Kinesiology and Functional Assessment, Physiotherapy Department, Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

Presenter's E-mail: [moisescouto@gmail.com](mailto:moisescouto@gmail.com)

## INTRODUCTION

Spasticity is the main cause of disability in stroke survivors, its response depends mainly on the speed of movement. Other studies have shown that muscle length also appears to influence spasticity, especially biarticular muscles<sup>1</sup>. The most of authors using the intensity of electromyographic signals for comparison which generates contradictory results. The use of a coactivation index is an alternative that becomes comparable values. The aim of this study was to evaluate the level of co-activation of the rectus femoris and semitendinosus muscles of chronic stroke in the sitting and supine positions through Spasticity Co-activation Index (SCI).

## METHODS

Observational and cross-sectional study performed at the Laboratory of Kinesiology and Functional Assessment of the Universidade Federal de Pernambuco and approved by the Ethics Committee (Protocol No. 05479912.9.0000.5208).

Twenty chronic spastic hemiparetic men were included following to stroke (>6 months), with score between 10-30 on the lower limb Fugl Meyer Scale. Exclusion criteria: other neurological pathologies, orthopedic pathologies of the lower limbs and score  $\leq 24$  on the Mini Mental State Examination. The eligible subjects were invited to participate and signed the consent term.

Evaluation using an electromyography Miotec<sup>®</sup> (sampling rate of 2000 Hz; Band Pass Filter 20-500Hz and Notch 60Hz) and an isokinetic dynamometer Humac<sup>®</sup> (CSMI). The full extension was limited to 0° and flexion was set according to the maximum capacity of volunteers. The electromyographic signal of the rectus femoris and semitendinosus was recorded with pediatric surface electrodes (Meditrace<sup>®</sup>), positioned according orientation of SENIAM, while the subjects performed ten concentric muscle contractions at 60°/s of extension and flexion knee. Initially, five contractions for warm-up and after an interval of thirty seconds, more five for analysis. The test was performed in the sitting position (85° of posterior inclination of the backrest to the horizontal plane) and after interval of three minutes, was performed in the supine position (10°). All volunteers first tested unaffected member.

The Co-activation Spasticity Index (SCI) expressed as ratio of the average RMS of muscle when acting as antagonist and when the same muscle was acting like the agonist. For this purpose was chosen the contraction that volunteer performed the highest peak torque, then calculated window moving for each 50 ms and mean RMS was calculated over a period of 500 ms around the peak of the electromyography signal<sup>2</sup>. Matlab (Mathworks<sup>®</sup> 7.6.0) was used for data analysis. It was applied the Kolmogorov-Smirnov test for verified the normality, t test for independent samples when comparing positions and t test for paired samples analysis among limbs.

RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 – Data sample characterization

	Age(years)	Height(m)	Mass(kg)	BMI(kg/m <sup>2</sup> )	Onset Stroke (months)	Fugl-Meyer (LL)
Mean±SD	54±12.14	1.67±0.5	75.6±11.87	26.93±3.34	55.85±49.9	25.25±4.37
Range	28-74	1.60-1.78	58.8-99.7	21.59-32.55	10-197	15-30

Note: Values expressed as mean ± standard deviation. Legend: m = meters, kg = kilograms, BMI = body mass index; Fugl Meyer (LL) = subsection lower limb of the scale.

SCI did not change significantly between positions, although the comparison between the paretic and non-paretic limbs, the index was statistically higher in the affected limb in both muscles and positions ( $p>0.05$ ). Sitting: Rectus Femoris 0.10±0.05 and 0.28±0.25; Semitendinosus 0.12±0.08 e 0.44±0.33; Supine: Rectus Remoris 0.11±0.10 and 0.23±0.21; Semitendinosus 0.10±0.09 e 0.36±0.33.

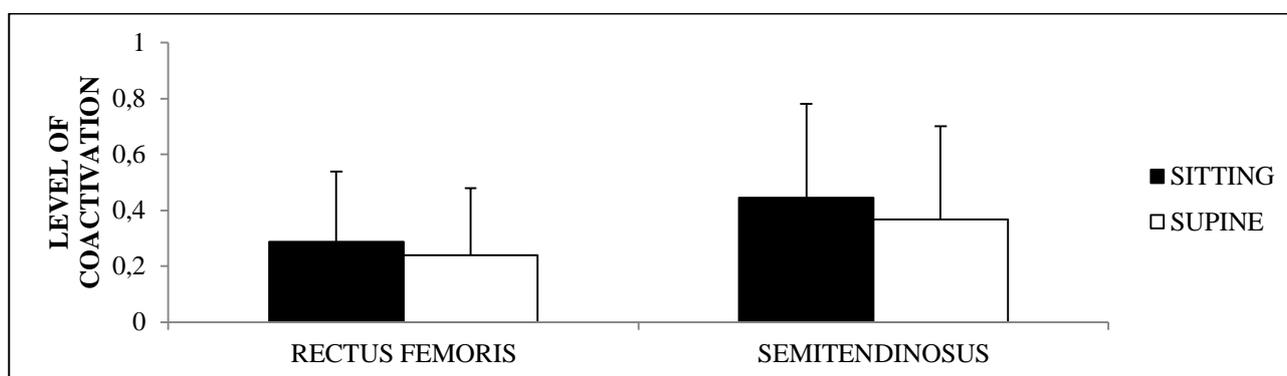


Figure 1 - Spasticity Co-activation Index of the rectus femoris and semitendinosus in the sitting (black bar) and supine (white bar)

The results of this study were different from Fleuren *et al.*<sup>1</sup>, who found that muscle stretching increases its spastic response, however the authors used different speed and pendulum to determine the frequency of movement. The speed of 60°/s used in the present study is considered low, a factor that may have attenuated spasticity effects in both positions. Horstman *et al.*<sup>3</sup> evaluated the co-contraction of spastic hemiparetic muscle at different lengths from the change in knee angle and also found no differences. He<sup>4</sup> affirmed that increased spasticity in muscles stretched is seen in patients with severe spasticity, although most of the volunteers in this study had good levels of functionality according to Fugl-Meyer Scale.

The supine position is an alternative for the treatment of these muscle groups due not represent differences in the intensity of co-contraction.

CONCLUSION

The change from sitting to supine posture not results in muscle coactivation differences in chronic hemiparetic patients after stroke at 60°/s.

**REFERENCES**

1. Fleuren J, Nederhand M, Hemens H. Influence of posture and muscle length on stretch reflex activity in poststroke patients with spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(7):981-8.
2. Newham D, Hsiao S. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disabil Rehabil.* 2001; 23(9):379-86.
3. Horstman A, Gerrits K, Beltman M, Janssen T, Konijnenbelt M, de Haan A. Muscle function of knee extensors and flexors after stroke is selectively impaired at shorter muscle lengths. *J Rehabil Med.* 2009; 41(5):317-21.
4. He J. Stretch reflex sensitivity: effects of postural and muscle length changes. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1998; 6:182-9.

## RECRUTAMENTO DO MÚSCULO PARAESTERNAL EM INDIVÍDUOS NORMAIS DURANTE A INSPIRAÇÃO FORÇADA

Garbelotti Jr. SA<sup>1</sup>, Luque A<sup>1</sup>, Cosialls AH<sup>1</sup>, Pereira VR<sup>1</sup>, Camargo-Junior F<sup>2</sup>, Lucareli PRG<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Centro Universitário São Camilo – CUSC/SP; <sup>2</sup>Universidade Anhanguera – UNIAN/SP

<sup>3</sup>Universidade Nove de Julho – UNINOVE/SP

E-mail do apresentador: silviogarbelotti@hotmail.com

### INTRODUÇÃO

Durante uma respiração calma, os principais músculos envolvidos na inspiração são, respectivamente, o diafragma, o intercostal externo e o paraesternal. Os músculos intercostais formam, na porção lateral das costelas, duas finas camadas em cada um dos espaços intercostais. Nos espaços intercostais temos apenas uma única camada de fibra muscular. Entre o osso esterno e a junção costocostal os intercostais externos são substituídos por uma aponeurose fibrosa, restando apenas fibras dos intercostais internos. Esta porção é distinta da porção interóssea, tanto pela sua localização quanto pela sua função, e é denominado de "intercostal paraesternal" (DeTroyer *et al.*<sup>1</sup>).

Na mecânica respiratória a contração do músculo paraesternal é corresponsável pelo movimento de braço de bomba, ampliando o diâmetro ântero-posterior da caixa torácica (Moore *et al.*<sup>2</sup>). Assim, este estudo analisou a atividade eletromiográfica do músculo paraesternal durante a inspiração forçada em sujeitos saudáveis.

### MÉTODO

Participaram do estudo 12 voluntários saudáveis do sexo masculino. Foi utilizado o Eletromiógrafo EMG 800C (EMG System do Brasil<sup>®</sup>) de oito canais com pares de eletrodos bipolares Ag/AgCl, para o registro eletromiográfico (RMS) do músculo paraesternal bilateral. Para estimular a inspiração forçada foi utilizado um manovacuômetro (Gerar<sup>®</sup>), que apresenta um intervalo operacional de 0 a -300 cmH<sub>2</sub>O para pressões inspiratórias. As medidas foram realizadas com os pacientes sentados em uma cadeira a 60°, tendo as narinas ocluídas por uma pinça nasal. Simultaneamente à execução dos esforços de inspiração, foi coletado o registro eletromiográfico do músculo paraesternal e processado pela *root Mean Square* (RMS).

Para a realização da inspiração sustentada foi selecionado o maior valor da Pimax realizado entre cinco mensurações e a partir dele, calculado os dois níveis de carga inspirados submáximos, sendo estes 25% a 35% e 65% a 75% para cada indivíduo.

O registro da tensão RMS, durante a realização da Pimax, foi feito durante 7 segundos em todas as coletas, sendo excluídos os 2 primeiros segundos da análise. Cada inspiração sustentada para cada intervalo foi realizada três vezes e uma média da RMS foi feita para análise.

A comparação entre as médias dos valores da RMS entre os lados direito e esquerdo nos percentuais 100%; 65% a 75% e 25% a 35% da Pimax foi realizada utilizando o teste ANOVA, com pós-teste *Newman-Keuls*, considerando  $p < 0,05$ .

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O recrutamento muscular nos diferentes níveis inspirados tem sido demonstrado (De Troyer *et al.*<sup>1</sup>; Weiner *et al.*<sup>3</sup>). Observando a atividade isolada para cada eletrodo (direito e esquerdo), nota-se que os valores máximos de RMS para o paraesternal esquerdo foram menores que os valores máximos para o paraesternal direito (Tabela 1). Nota-se ainda uma diferença significativa entre os lados nos 100% da Pímáx, este comportamento pode ser explicado pela dominância cerebral no recrutamento motor uma vez que nos indivíduos destros (apenas um voluntário era canhoto) o

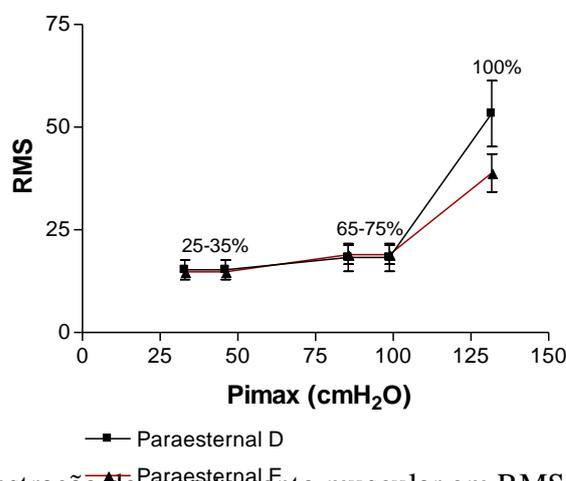
hemisfério cerebral dominante é o esquerdo, sendo, então, apresentada uma atividade muscular maior do paraesternal contralateral.

**Tabela 1** – Valores médios e desvio padrão do RMS referente à Pimax e aos níveis submáximos de carga inspirados.

	<i>RMS</i> 100% <i>d</i>	<i>RMS</i> 25-35% <i>d</i>	<i>RMS</i> 65-75% <i>d</i>	<i>RMS</i> 100% <i>e</i>	<i>RMS</i> 25-35% <i>e</i>	<i>RMS</i> 65-75% <i>e</i>
Média	51.87 <sup>a</sup>	15.30	18.15	37.43	14.47	18.98
DP	8.643	2.372	3.719	4.831	1.004	2.556

Dados em  $\mu\text{V}$ ; ANOVA test; pós-teste Newman-Keuls; a =  $p < 0.01$  d= paraesternal direito; e= paraesternal esquerdo.

Observa-se também que o pico da atividade muscular após 75% do valor da Pimax pode ser justificado pelo aumento progressivo da carga inspiratória, sendo que a partir desse nível os valores encontram-se perto do índice máximo da pressão inspiratória, onde a atividade muscular é máxima (Gráfico 1).



**Gráfico 1** – Demonstração do recrutamento muscular em RMS nos diferentes níveis de carga inspirados (Pimax)

O músculo paraesternal é o menos estudado entre os músculos da inspiração, porém, em estudo realizado por Ng e Stokes<sup>4</sup>, caracterizando quantitativamente a relação entre níveis de carga inspirados submáximos e a atividade EMG dos músculos respiratórios também observou um pico na atividade muscular do paraesternal após 75% da Pimax. Os autores atribuem o achado ao fato da eficiência dos músculos intercostais estarem diminuída durante a hiperinsuflação pulmonar. Desta forma, a ativação muscular aumenta para que este músculo consiga produzir a mesma pressão inspiratória em altos níveis inspiratórios, podendo explicar essa íngreme subida da atividade dos músculos paraesternais (Weiner *et al.*<sup>3</sup>).

## CONCLUSÃO

Após análise dos dados, concluí-se que o recrutamento do músculo paraesternal fica mais evidente e apresenta pico após 75% da Pimax em todos os indivíduos estudados.

**REFERÊNCIAS**

1. De Troyer A, Kirkwood PA, Wilson TA. Respiratory action of the intercostal muscles. *Physio Rev.* 2005; 85:717-56.
2. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Anatomia humana orientada para a clínica.* São Paulo: Manole; 2007. 1136 p.
3. Weiner MW, Moussavi RS, Baker AJ, Boska MD, Miller RG. Constant relationships between force, phosphate concentration, and pH in muscles with differential fatigability. *Neurology.* 1990; 40:1888-93.
4. Ng GY, Stokes MJ. EMG recording of the respiratory muscles during unilateral and bilateral chest expansion. *Aust J Physioter.* 1992; 38:203-8.

## PARASTERNAL MUSCLE RECRUITMENT IN NORMAL INDIVIDUALS DURING FORCED INSPIRATION

Garbelotti Jr. SA<sup>1</sup>, Luque A<sup>1</sup>, Cosialls AH<sup>1</sup>, Pereira VR<sup>1</sup>, Camargo-Junior F<sup>2</sup>, Lucareli PRG<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Centro Universitário São Camilo – CUSC/SP; <sup>2</sup>Universidade Anhanguera – UNIAN/SP  
<sup>3</sup>Universidade Nove de Julho – UNINOVE/SP

Presenter's E-mail – silviogarbelotti@hotmail.com

### INTRODUCTION

During calmness breathing, the major muscles involved in the inspiration are, respectively, diaphragm, parasternal and external intercostals. Intercostal muscles formed in the lateral ribs, two thin layers in each of the intercostal spaces. In the intercostal spaces have only a single layer of muscle fiber. Between the sternum and the costochondral junction the external intercostals are replaced by a fibrous aponeurosis, leaving only the internal intercostal fibers. This portion is separate from the interosseous portion, both for its location and by function, and is called the "parasternal intercostal" (DeTroyer et al.<sup>1</sup>).

During respiratory muscle contraction parasternal is co-responsible for the movement of arm pump, expanding the rib cage in anteroposterior diameter (Moore et al.<sup>2</sup>). Thus, this study analyzed the EMG activity of the parasternal muscle during forced inspiration in healthy subjects.

### METHOD

The study included 12 healthy male volunteers. We used the 800C Electromyograph EMG (EMG System of Brazil<sup>®</sup>) with eight channels and bipolar electrodes Ag / AgCl, for the record electromyographic (RMS) bilateral parasternal muscle. To stimulate the inspiratory effort a manuvacuômetro (Generate<sup>®</sup>) which features an operating range of 0 to -300 cmH<sub>2</sub>O inspiratory pressures was used. The measurements were performed with patients sitting in a chair at 60 °, with the nostrils occluded by a nose clip during the measurement of P<sub>imax</sub>. EMG record of parasternal muscle was collected and processed by the root mean square (RMS).

To perform the sustained inspiration has been selected the highest value of five measurements performed between P<sub>imax</sub> and from it, the two calculated inspired submaximal load levels, the latter being 25% to 35% and 65% to 75% for each individual.

The record of RMS voltage, during the P<sub>imax</sub> was made for seven seconds in all samples, excluding the initial two seconds of analysis. Each inhalation sustained for each interval was performed three times and average RMS was made for analysis. The comparison between the averages of values of RMS between the right and left sides in the percentage 100%; 65% to 75% and 25% to 35% of P<sub>imax</sub> was performed using ANOVA with post-Newman-Keuls test, for p <0.05.

### RESULTS AND DISCUSSION

The muscle recruitment in different inspired levels has been demonstrated (De Troyer et al.<sup>1</sup>; Weiner et al.<sup>3</sup>). Observing the isolated activity for each electrode (right and left), we note that the maximum values of RMS for the left parasternal were lower than the maximum values for the right parasternal (Table 1). It is also noted a significant difference between the sides in 100% of P<sub>imax</sub>, this behavior could be explained by cerebral dominance in muscle recruitment as it the right-handed individuals (only one volunteer was left-handed) the dominant brain hemisphere is the left being then presented a greater contralateral parasternal muscle activity. The peak muscle activity after 75% of the P<sub>imax</sub> can be explained by progressive increase of inspiratory load, and from this level

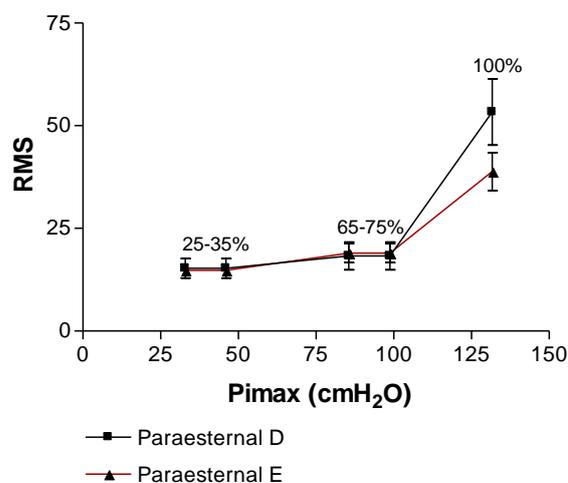
the values are close to the maximum index of inspiratory pressure, where muscle activity is maximal (Graph 1).

**Table 1** – Mean values and standard error of the Pimax and RMS regarding the submaximal load inspired.

	<i>RMS</i> <i>100% r</i>	<i>RMS</i> <i>25-35% r</i>	<i>RMS</i> <i>65-75% r</i>	<i>RMS</i> <i>100% l</i>	<i>RMS</i> <i>25-35% l</i>	<i>RMS</i> <i>65-75% l</i>
Mean	51.87*	15.30	18.15	37.43	14.47	18.98
Standard error	8.643	2.372	3.719	4.831	1.004	2.556

Datas in  $\mu\text{V}$ ; ANOVA test; pós-teste Newman-Keuls; \* $p < 0.01$ . r = right paraesternal; l = left paraesternal.

The parasternal muscle is the least studied among the muscles of inspiration, however, in a study conducted by Ng and Stokes (1992), characterizing quantitatively the relationship between load levels and inspired submaximal EMG activity of respiratory muscles and to evaluate the symmetry of the absolute values of EMG and the relationship between pressure/EMG between the two sides of the chest, also noted a spike in muscle activity after 75% of Pimax. They attribute this finding to the fact that the efficiency of the intercostal muscles are decreased during hyperinflation, thus this muscle to produce the same inspiratory pressure at high levels increases inspiratory muscle activation may explain the steep rise in EMG activity of respiratory muscles (Weiner et al., 1990).



**Graph 1** - Demonstration of the muscle recruitment in RMS in different load levels inspired (Pimax)

## CONCLUSION

After analyzing the data, we conclude that the parasternal muscle activity presents a significant peak after 75% of MIP in all subjects studied.

**REFERENCES**

1. De Troyer A, Kirkwood PA, Wilson TA. Respiratory action of the intercostal muscles. *Physio Rev.* 2005 Apr; 85:717-56.
2. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Anatomia humana orientada para a clínica.* São Paulo: Manole; 2007. 1136 p.
3. Weiner MW, Moussavi RS, Baker AJ, Boska MD, Miller RG. Constant relationships between force, phosphate concentration, and pH in muscles with differential fatigability. *Neurology.* 1990; 40:1888-93.
4. Ng GY, Stokes MJ. EMG recording of the respiratory muscles during unilateral and bilateral chest expansion. *Aust J Physioter.* 1992; 38:203-8.

# ALTERAÇÕES DO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO EM INDIVÍDUOS HIPERTENSOS – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Borges TdeF<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Celino CA<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup> School of Dentistry, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brazil

<sup>2</sup> UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: [tfborges@usp.br](mailto:tfborges@usp.br)

Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

Hipertensão arterial sistêmica é uma condição clínica multifatorial caracterizada por níveis elevados e sustentados de pressão arterial (PA), associada com alterações funcionais e/ou estruturais dos órgãos e a alterações metabólicas. A prevalência da hipertensão no Brasil aponta um índice acima de 30%, sendo considerado um problema de saúde pública (IBGE<sup>1</sup>; Mackay<sup>2</sup>). A constituição muscular relacionada ao aparelho estomatognático tem sido motivo de estudo em diversos grupos de indivíduos que apresentam alteração no próprio sistema, sendo de grande interesse a investigação em hipertensos.

Este estudo teve como objetivo analisar, em indivíduos com hipertensão, a atividade eletromiográfica (EMG) em condições posturais da mandíbula e eficiência dos ciclos mastigatórios, dos músculos masseteres e temporais.

## MÉTODOS

Cinquenta e seis indivíduos de ambos os sexos foram selecionados para participar deste estudo, divididos em dois grupos, Grupo Teste, composto por 28 indivíduos com diagnóstico de hipertensão arterial, e Grupo Controle composto por 28 indivíduos sem alterações sistêmicas, sendo 17 mulheres e 11 homens em ambos os grupos. Os indivíduos foram informados sobre os objetivos e etapas da Pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e esclarecido, previamente aprovado pelo Comitê de Ética da FORP / USP de acordo com a resolução 196/96, e Complementares do Conselho Nacional de Saúde.

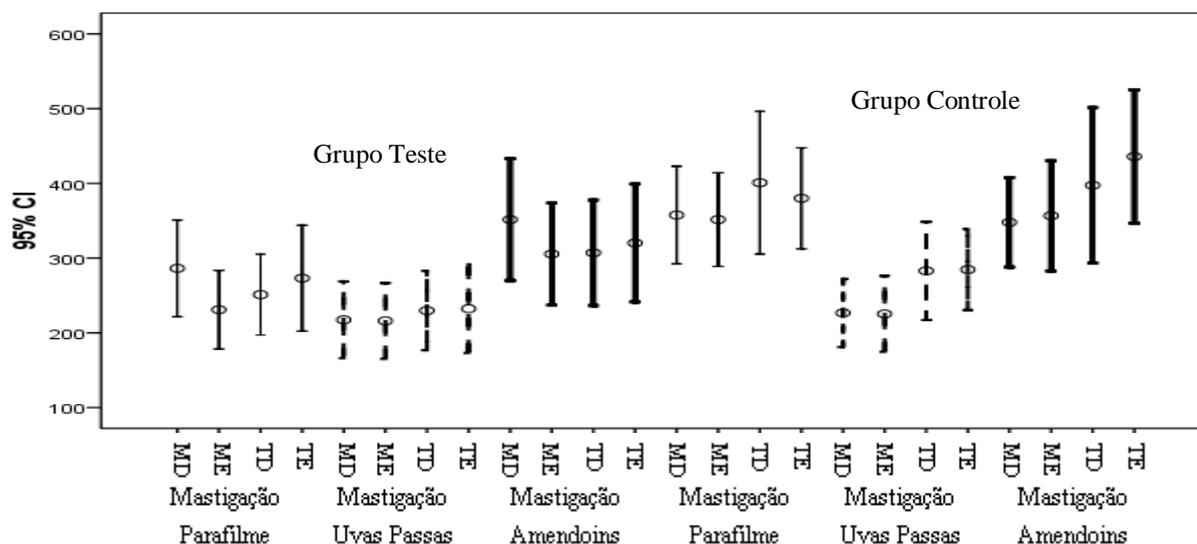
A mensuração da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos masseteres e temporais foi realizada em condições de repouso, lateralidade direita e esquerda, protrusão e apertamento com parafilme e apertamento sem parafilme. Avaliou-se a eficiência do ciclo mastigatório por meio da integral da envoltória durante a mastigação de Parafilm M®, uvas passas e amendoins. A EMG foi analisada por meio de sinal eletromiográfico (Myosystem - BR3.5 - DataHominis Ltda - Brasil), com eletrodos ativos diferenciais. Eletrodos ativos diferenciais de superfície foram colocados sobre a pele, limpa com álcool, em ambos os masseteres e temporais. Um eletrodo terra foi fixado na região frontal. Os sinais foram filtrados digitalmente utilizando um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz.

Os dados foram submetidos à análise estatística utilizando o *software* SPSS (19.0) para Windows (SPSS Inc.; Chicago, IL, USA). O teste *t Student* para amostras independentes foi realizado para comparação da atividade eletromiográfica entre o Grupo Controle e Grupo Teste. Foi estabelecido um intervalo de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na atividade eletromiográfica das condições clínicas de repouso, protrusão, lateralidade direita e esquerda, apertamento sem e com Parafilm M® o Grupo Teste e Grupo controle apresentaram ativação muscular similar. Na mastigação de alimentos macios (uvas passas) ou duros

(amendoins) também mostrou que os valores de EMG da eficiência do ciclo mastigatório foram menores para o Grupo Teste. Na mastigação não habitual com Parafilme, houve uma diminuição da atividade EMG em todos os músculos analisados para o Grupo Teste, com diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ).



**Figura 1** - Intervalo de confiança para a eficiência dos músculos mastigatórios (MD – masseter direito; ME – masseter esquerdo; TD – temporal direito; TE – temporal), durante a mastigação de parafilme, uvas passas e amendoins, do grupo controle e do grupo teste.

Nas fases iniciais da hipertensão predominam fatores funcionais na elevação da resistência periférica, como hiperatividade do sistema nervoso simpático e do sistema renina angiotensina. Na hipertensão crônica, também contribuem fatores estruturais, como remodelamento e hipertrofia vascular (Lewington *et al.*<sup>3</sup>). Os problemas originados na presença da hipertensão envolvem o sistema muscular estriado esquelético, com comprometimento de função muscular, dessa forma, podem ocorrer alterações na atuação do sistema estomatognático.

## CONCLUSÃO

Concluiu-se que a doença hipertensão interfere com o padrão de ativação dos músculos mastigatórios.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) – Estatística da Saúde – Assistência Médica Sanitária Pesquisa Nacional de Saúde. 2006.
- 2 - Mackay J, Mensah G. The atlas of heart disease and stroke. World Health Organization, 2004; 24-43.
- 3 - Lewington S, Clarke R, Qizilbash N, Peto R, Collins R. The prospective studies collaboration. Age-specific relevance of usual blood pressure to vascular mortality: a meta-analysis of individual data for one million adults in 61 prospective studies. *Lancet* 2002; 360:1903–13.

**Suporte financeiro:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 e 2012/00897-8 Protocolo No. CEP: 2011.1.1162.58.9

## CHANGES ON THE STOMATOGNATHIC SYSTEM IN HYPERTENSIVE SUBJECTS – ELETROMYOGRAPHIC ANALYSIS

Borges TdeF<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Celino CA<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup> School of Dentistry, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brazil

<sup>2</sup> UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: [tfborges@usp.br](mailto:tfborges@usp.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Hypertension is a multifactorial clinical condition characterized by high and sustained levels of blood pressure, associated with functional and / or structural organs and metabolic changes. The prevalence of hypertension in Brazil points an index above 30 % is considered a public health problem (IBGE<sup>1</sup>; Mackay<sup>2</sup>). Muscle constitution related to stomatognathic system has been the subject of study in several groups of individuals with changes in the system itself, being of great interest to research in hypertension.

This study aimed to analyze in individuals with hypertension, the electromyographic activity (EMG) in postural conditions of the jaw and masticatory cycles efficiency, of the masseter and temporal muscles.

### METHODS

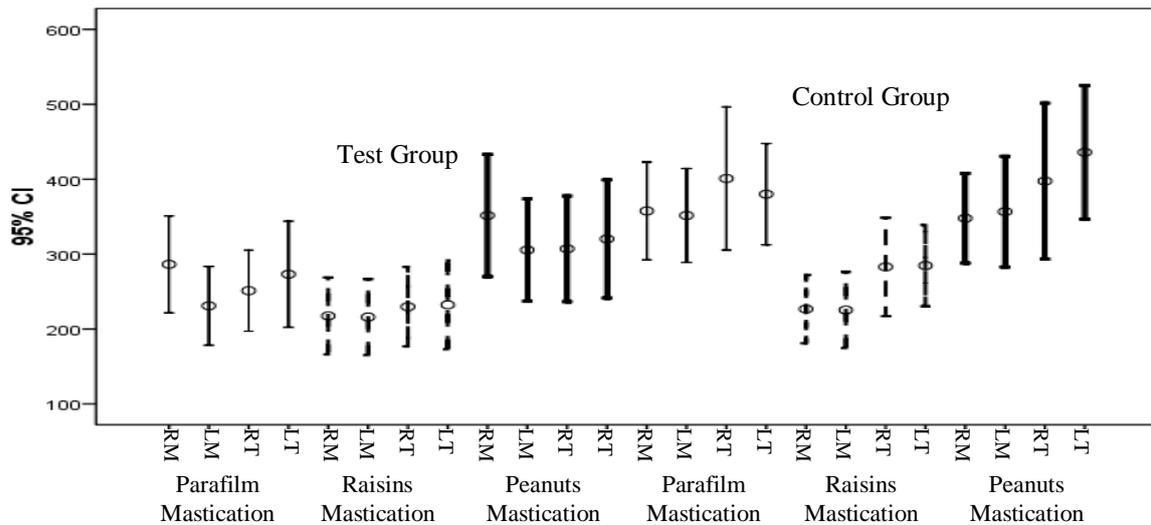
Fifty six subjects of both genders were selected to participate in this study, divided into two groups, Test Group, consisting of 28 subjects with a diagnosis of hypertension, and Control Group consists of 28 subjects without systemic abnormalities; being 17 women and 11 men in both groups. The subjects were informed about the objectives and stages of the research and signed an informed consent, approved by Ethics Committee of the Ribeirão Preto School of Dentistry of the University of São Paulo according to resolution 196/96 of the National Health Council – Brazil.

Measured to electromyographic activity of the masseter and temporal muscles in mandibular conditions of rest, right lateral and left, protrusion and clenching. We evaluated the masticatory cycle efficiency was measured by the ensemble average during mastication of peanuts, the raisins and the Parafilm M<sup>®</sup>. The EMG function was analyzed through electromyographic signal (Myosystem – BR3.5 – DataHominis Ltda - Brazil) with differential active electrodes. Surface differential active electrodes were placed on the skin, cleaned with alcohol, on both masseter and temporalis muscles. A ground electrode was fixed on the frontal region. The signals were digitally filtered using a bandpass filter of 10 to 500 Hz.

Data were statistically analyzed using SPSS (19.0) software for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The Student t test for independent samples was performed to compare the electromyographic activity between control group and test group. The confidence level of 95% ( $p < 0.05$ ) was established.

### RESULTS E DISCUSSION

In the electromyographic activity of the clinical conditions of rest, protrusion, right and left lateral movement, clenching without and with Parafilm M<sup>®</sup> Test Group and Control Group showed similar muscle activation. In mastication of soft food (raisins) or hard (peanuts) also showed that the EMG values of the masticatory cycle efficiency were lower for Test Group. In unusual mastication with Parafilm, there was a decrease of EMG activity in all muscles analyzed for the Test Group, with statistically significant difference ( $p < 0.05$ ).



**Figure 1** - Confidence interval for the masticatory cycles' efficiency (RM – right masseter, LM – left masseter, RT – right temporal, LT – left temporal) during mastication of parafilm, raisins and peanuts, the Control Group and Test Group.

In the early stages of hypertension functional factors predominate in elevating the peripheral resistance, as hyperactivity of the sympathetic nervous system and the renin angiotensin system. In chronic hypertension, structural factors also contribute, such as remodeling and vascular hypertrophy (Lewington et al.<sup>3</sup>). The problems originated in the presence of hypertension involving muscle skeletal system, with impairment of muscle function, thus, changes in the activity of the stomatognathic system can occur.

## CONCLUSION

It was concluded that the chronic degenerative diseases, diabetes associated with hypertension, affect the function of masticatory muscles.

## REFERENCES

- 1 - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) – Estatística da Saúde – Assistência Médica Sanitária Pesquisa Nacional de Saúde. 2006.
- 2 - Mackay J, Mensah G. The atlas of heart disease and stroke. World Health Organization, 2004; 24-43.
- 3 - Lewington S, Clarke R, Qizilbash N, Peto R, Collins R. The prospective studies collaboration. Age-specific relevance of usual blood pressure to vascular mortality: a meta-analysis of individual data for one million adults in 61 prospective studies. *Lancet* 2002; 360:1903–13.

**Financial Support:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 e 2012/00897-8 Protocolo No. CEP: 2011.1.1162.58.9

# ALONGAMENTO DO RPG NÃO INTERFERE NO RECRUTAMENTO MUSCULAR EM CONTRAÇÕES EXCÊNTRICAS: ENSAIO CLÍNICO NÃO CONTROLADO

Araújo MGNT<sup>1</sup>, TeodoroVAA<sup>2</sup> Souza CG<sup>2</sup>, Lopes JM<sup>3</sup>, Baroni MP<sup>4</sup>, Andrade AS<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi - FACISA/UFRN

<sup>3</sup>Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva - UFRN

<sup>4</sup>Universidade Federal do Paraná – UFPR

<sup>5</sup>Programa de Pós-Graduação em Modelo de Decisão em Saúde - UFPB

E-mail do apresentador: [valeria.azevedo20@hotmail.com](mailto:valeria.azevedo20@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

O alongamento muscular é amplamente utilizado na prática esportiva e reabilitação, pois atua prevenindo lesões e melhorando a flexibilidade. Estudos comprovam que o exercício de alongamento busca potencializar a função muscular se baseia no pressuposto de que o distanciamento entre actina e miosina melhora o ponto ideal na relação comprimento-tensão, gerando maior potência muscular<sup>1,2</sup>.

Postula-se que antes do exercício de força, alongamentos crônicos como o alongamento agudo influenciará negativamente essa valência física. Utilizado na correção postural, a Reeducação Postural Global (RPG) é um método de alongamento em cadeia que se caracteriza por ser um alongamento crônico, onde vários músculos são alongados simultaneamente em posturas específicas com duração mínima de 15 minutos para cada postura<sup>3,4</sup>.

Objetivo deste estudo foi verificar o recrutamento muscular durante a contração excêntrica logo após aplicação de alongamento crônico através do método RPG em indivíduos jovens saudáveis.

## MÉTODOS

Trata-se de um ensaio clínico do tipo *Before and After*, a amostra foi escolhida por conveniência no qual foram investigados 25 indivíduos, de ambos os gêneros, estudantes universitários do curso de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN). Foi estimada a carga máxima de 10 repetições máximas para contrações excêntricas dos ísquiotibiais do membro inferior dominante. A avaliação da atividade muscular foi realizada através de eletromiografia de superfície com o aparelho da marca EMG System Brasil® Ltda, modelo BTD, que contém uma placa analógica digital de 8 bits, 6 canais, amplificação e software específicos. A captação do sinal eletromiográfico era realizada no ventre muscular dos músculos bíceps femoral (BF) e semitendíneo (ST), entre seu ponto motor e o tendão da parte distal. Foi utilizado o processamento do sinal com a modalidade *Root Mean Square* (RMS) e a normalização através do pico do sinal. Usou-se uma frequência de amostragem de 2000 Hz, uma razão de rejeição de modo comum de 90 dB, impedância de entrada de 1000  $\Omega$  e largura de banda entre 20e 500 Hz.

O RPG foi realizado com enfoque no alongamento na postura *Rã no Ar*, onde o participante era posicionado em decúbito dorsal, com flexão de quadril, rotação externa de quadril e leve flexão de joelhos por um tempo mínimo de 15 minutos enquanto o terapeuta dava estímulos exteroceptivos. Foi utilizado a *Generalized Equation Estimated* (GEE) para obtenção do  $\chi^2$  de Wald e *post hoc* de *Bonferroni*. Adotou-se um nível de significância de 5% para se minimizar um erro tipo I.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Participaram do ensaio clínico 25 jovens, sendo que 5 foram excluídos por não conseguirem completar o tempo total do alongamento. A idade variou de 19 a 28 anos e média de 22,45(1,90) anos, sendo 9 (45%) homens e 11 (55%) mulheres com IMC médio de 23,05 kg/m<sup>2</sup>.

**Tabela 1** - Valores de *RMS* normalizados pelo pico do sinal durante uma contração excêntrica submáxima de acordo com a intervenção, sexo e IPAQ

Variável	BF			ST		
	Média (dp)	Wald x <sup>2</sup>	p-valor	Média (dp)	Wald x <sup>2</sup>	p-valor
<i>RPG</i>		3,00	0,08		0,44	0,50
Antes	0,40±0,75			0,38±0,85		
Depois	0,43±0,78			0,39±0,85		
<i>Sexo</i>		0,16	0,68		0,14	0,70
Homem	0,41±0,75			0,39±0,84		
Mulher	0,42±0,75			0,37±0,85		
<i>IPAQ</i>		4,19	0,08		29,48	<0,001
Irregularmente ativo	0,46±0,74	0,41	0,99*	0,43±0,85	5,62*	0,03
Ativo	0,42±0,75	2,26	0,26**	0,40±0,85	0,29**	0,99
Muito ativo	0,37±0,76	1,80	0,35***	0,32±0,85	0,66***	0,82

\* irregularmente ativo vs muito ativo \*\* irregularmente ativo vs ativo \*\*\* muito ativo vs ativo.

Nesse estudo, o *RPG* não alterou de forma significativa o recrutamento muscular do BF e ST, apenas o nível de atividade física mostrou-se influente. Em alguns estudos, o efeito imediato do alongamento pode ser explicado pelas características viscoelásticas dos componentes musculares e pelas mudanças em curto prazo na extensibilidade muscular<sup>5,6</sup>. Contudo, outras pesquisas revelam que a efetividade das técnicas de alongamento se deve mais às mudanças na tolerância do indivíduo ao alongamento do que às alterações na elasticidade dos músculos<sup>7</sup>.

## CONCLUSÃO

O *RPG* não alterou de forma significativa o recrutamento muscular do BF e ST, apenas o nível de atividade física mostrou-se influente.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Alter MJ. Ciência da flexibilidade. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 1999. p. 381.
- 2- Endlich PW, Farina GR, Dambroz C, Gonçalves WLS, Moysés MR, Mill JG, et al. Efeitos agudos do alongamento estático no desempenho da força dinâmica em homens jovens. Rev Bras Med Esporte. 2009; 15(3):200-3.
- 3- Ferrari GD, Teixeira AC. Efeito de treinamentos de flexibilidade sobre a força e o torque muscular: Uma revisão crítica. Rev Bra. Ci e Mov 2013; 21(2):151-62.
- 4- Gama ZAS, Medeiros CAS, Dantas AVR, Souza TO. Influência da frequência de alongamento utilizando facilitação neuromuscular proprioceptiva na flexibilidade dos músculos isquiotibiais. Rev Bras Med Esporte. 2007; 13(1):33-8.
- 5- Heloyse UK, Caracterização de Parâmetros Biomecânicos durante a subida de degraus. São Carlos. Tese [doutorado em bioengenharia] – Faculdade de engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo; 2013.
- 6- Grego Neto A, Manffra EF. Influência do volume de alongamento estático dos músculos isquiotibiais nas variáveis isocinéticas. Rev BrasMed Esporte. 2009; 15(2):104-9.
- 7- Silva AH, Badaró AFV. Influência do alongamento por facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) na flexibilidade em bailarinas. Fisioter Mov. 2007; 20(4):109-16.

## **ELONGATION THE RPG NOT INTERFERE IN RECRUITMENT MUSCLE IN CONTRACTIONS ECCENTRIC: ASSAY CLINICAL NOT CONTROLLED**

Araújo MGNT<sup>1</sup>, TeodoroVAA<sup>2</sup> Souza CG<sup>2</sup>, Lopes JM<sup>3</sup>, Baroni MP<sup>4</sup>, Andrade AS<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>2</sup>College of Health Sciences, Trairi - FACISA / UFRN

<sup>3</sup>Post Graduate Program in Public Health - UFRN

<sup>4</sup>Federal University of Paraná - UFPR

<sup>5</sup>Post Graduate Program in Health Decision Model - UFPB

Presenter's E-mail: [valeria.azevedo20@hotmail.com](mailto:valeria.azevedo20@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUCTION**

Muscle stretching is widely used in sports and rehabilitation practice, it acts by preventing injuries and improving flexibility. Studies show that exercise stretching search potentiate muscle function is based on the assumption that the distance between actin and myosin enhances the sweet spot in the length - tension relationship , generating more power muscular1 .It is postulated that prior to strength exercise, chronic acute stretching stretching as this will negatively influence physical valence.

Used in postural correction, the Global Posture Reeducation (GPR) is a method of stretching chain that is characterized by a chronic stretching, where multiple muscles are stretched simultaneously in specific postures with a minimum duration of 15 minutes for each posture.

Objective of this study is to assess muscle recruitment during eccentric contraction logo apósaplicação chronic stretching through the RPG method in healthy young subjects.

### **METHODS**

This is a clinical trial of type Before and After , in which 25 individuals , of both genders, undergraduate students of Physical Therapy, Federal University of Rio Grande do Norte ( UFRN ) were investigated .

Maximum load of 10 repetition maximum for eccentric contractions of hamstrings of the dominant leg was estimated. Assessment of muscle activity was performed using surface electromyography device with EMG System of Brazil Ltda®, Model BTM, which contain a digital analogue board 8 -bit, 6-channel, amplification and specific software. The capture of the electromyographic signal was performed on the muscle belly of the biceps femoris (BF) and semitendinosus (ST) between its motor point and the tendon of the distal part. Signal processing with mode Root Mean Square (RMS) and normalization by the peak signal was used. It used a sampling frequency of 2,000 Hz, a ratio of common mode rejection of 90 dB, input impedance of 1000  $\Omega$  and bandwidth between 60 and 500 Hz

The RPG was conducted focusing on the stretch in frog posture in the Air, where the participant was positioned supine, with hip flexion, external rotation of the hip and knee flexion light for a minimum of 15 minutes while the therapist gave exteroceptive stimuli. Was used to Generalized Equation Estimated (GEE) for obtaining x2 Wald and Bonferroni post hoc. Was adopted a significance level of 5 % to minimize a type I error

**RESULTS AND DISCUSSION**

Participated in 25 youth the clinical trial, and 5 were excluded for failing to complete the total time stretching. The age ranged from 19 to 28 years and average of 22.45 ( $\pm$  1.90) years, and 9 (45%) men and 11 (55%) women with a mean BMI of 23.05 kg/m<sup>2</sup>.

**Table 1** - RMS values normalized by the peak signal during submaximal eccentric contraction according to the intervention, sex and IPAC

Variable	BF			ST		
	Média (dp)	Wald x <sup>2</sup>	p-valor	Média (dp)	Wald x <sup>2</sup>	p-valor
RPG		3.00	0.08		0.44	0.50
Before	0.40 $\pm$ 0.75			0.38 $\pm$ 0.85		
After	0.43 $\pm$ 0.78			0.39 $\pm$ 0.85		
Gender		0.16	0.68		0.14	0.70
Man	0.41 $\pm$ 0.75			0.39 $\pm$ 0.84		
Woman	0.42 $\pm$ 0.75			0.37 $\pm$ 0.85		
IPAQ		4.19	0.08		29.48	<0.001
Irregularly	0.46 $\pm$ 0.74	0.41	0.99*	0.43 $\pm$ 0.85	5.62*	0.03
Active						
Active						
Very active						
	0.42 $\pm$ 0.75	2.26	0.26**	0.40 $\pm$ 0.85	0.29**	0.99
	0.37 $\pm$ 0.76	1.80	0.35***	0.32 $\pm$ 0.85	0.66***	0.82

\* irregulamente very active active vs. active vs. active irregulamente \*\* \*\*\* very active vs active

In this study, the RPG does not significantly alter the muscle recruitment of BF and ST, only the level of physical activity was shown to be influential. In some studies, the immediate effect of stretching can be explained by the viscoelastic properties of the muscle components and changes in short-term extensibility muscular<sup>2</sup>. However, other research shows that the effectiveness of stretching techniques is due more to changes in the individual's tolerance to stretching than to changes in the elasticity of the muscles.

**CONCLUSION**

The RPG does not significantly alter the muscle recruitment of BF and ST, only the level of physical activity was shown to be influential.

**REFERENCES**

1 - Alter MJ. Ciência da flexibilidade. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 1999. p. 381.  
 2- Endlich PW, Farina GR, Dambroz C, Gonçalves WLS, Moysés MR, Mill JG, et al. Efeitos agudos do alongamento estático no desempenho da força dinâmica em homens jovens. Rev Bras Med Esporte. 2009; 15(3):200-3.  
 3- Ferrari GD, Teixeira AC. Efeito de treinamentos de flexibilidade sobre a força e o torque muscular: Uma revisão crítica. Rev Bra. Ci e Mov 2013; 21(2):151-62.  
 4- Gama ZAS, Medeiros CAS, Dantas AVR, Souza TO. Influência da frequência de alongamento utilizando facilitação neuromuscular proprioceptiva na flexibilidade dos músculos isquiotibiais. Rev Bras Med Esporte. 2007; 13(1):33-8.

- 5- Heloyse UK, Caracterização de Parâmetros Biomecânicos durante a subida de degraus. São Carlos. Tese [doutorado em bioengenharia] – Faculdade de engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo; 2013.
- 6- Grego Neto A, Manffra EF. Influência do volume de alongamento estático dos músculos isquiotibiais nas variáveis isocinéticas. Rev BrasMed Esporte. 2009; 15(2):104-9.
- 7- Silva AH, Badaró AFV. Influência do alongamento por facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) na flexibilidade em bailarinas. Fisioter Mov. 2007; 20(4):109-16.

## ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DA MARCHA SECUNDÁRIA À LESÃO DO LOBO FRONTAL – ESTUDO DE CASO

Almeida VL<sup>1</sup>, Camargo A<sup>2</sup>, Bérzin F<sup>3</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Juiz de Fora/UFJF – Campus Governador Valadares

<sup>2</sup>Faculdade de Medicina de Botucatu – FMB – UNESP – São Paulo

<sup>3</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/Unicamp – São Paulo

Email do apresentador: valerioalmeida@msn.com

### INTRODUÇÃO

A degeneração dos lobos frontais ou fronto-temporais é comum em idosos e leva à perda progressiva da capacidade de caminhar<sup>1</sup>.

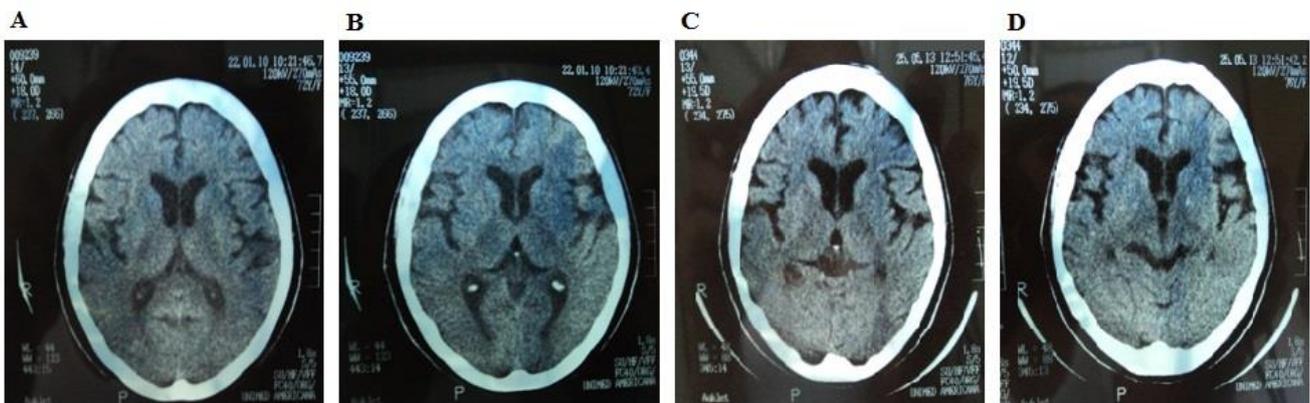
O objetivo deste estudo foi correlacionar os achados clínicos da marcha secundária à lesão frontal com seus achados eletromiográficos.

### MÉTODOS

O estudo foi realizado em uma senhora de 76 anos com obesidade grau I (IMC = 34,9 kg/m<sup>2</sup>). Há 4 anos, a paciente apresenta piora progressiva da marcha, com aumento da base de sustentação e perda do equilíbrio. Após avaliação por neurologista, ao serem comparados os exames de Tomografia Computadorizada realizados em 2010 (Figura 1: A e B) com os realizados em 2013 (Figura 1: C e D) observou-se atrofia cerebral nos lobos fronto-temporais.

Os traçados foram obtidos por um eletromiógrafo *Miotec* de 8 canais, com eletrodos de superfície descartáveis, posicionados bilateralmente nos membros inferiores sobre a pele que recobre os músculos reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e cabeça lateral do gastrocnêmio. Foram realizadas 3 coletas de trinta segundos cada, com um intervalo de repouso de 3 minutos entre elas. O trabalho seguiu os parâmetros internacionais recomendados pelo ISEK e SENIAM. Foram utilizados os filtros de baixa frequência de 20Hz e de alta frequência de 500Hz.

Antes de se iniciar a coleta houve familiarização da paciente com o equipamento e explicações sobre como se daria o exame. Após esse período a fim de sincronizar a marcha com a coleta eletromiográfica foi dado o comando verbal para “andar de maneira natural”.

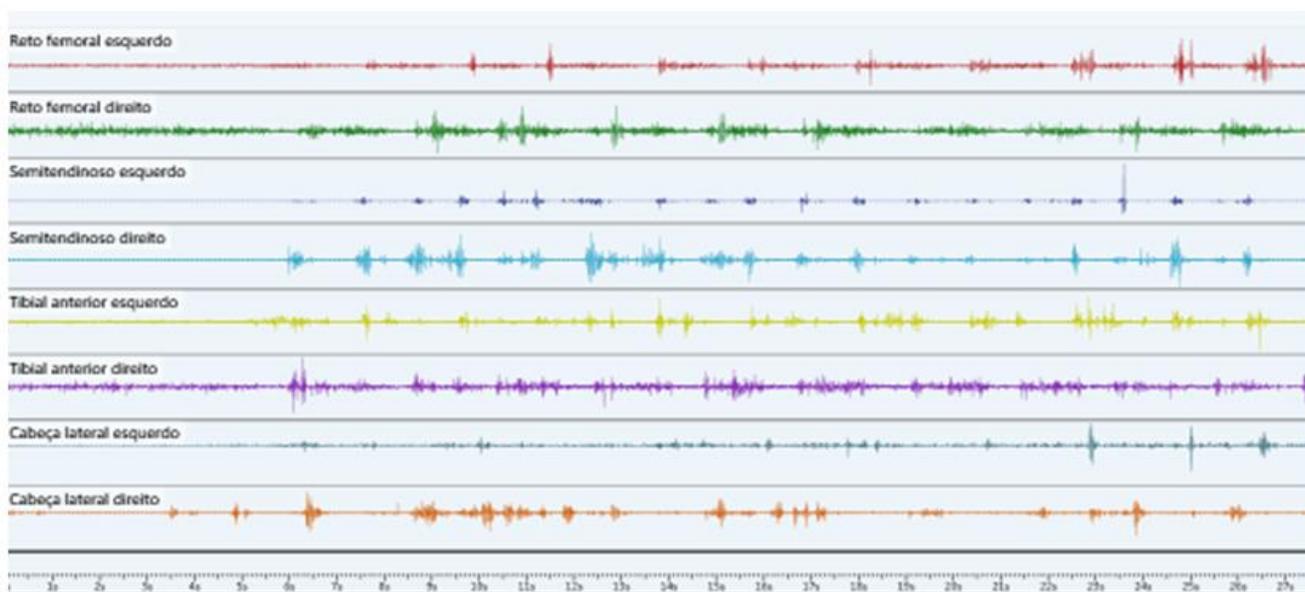


**Figura 1** – Sequência de imagens de Tomografia Computadorizada mostrando a piora da atrofia cerebral fronto-temporal ocorrida em 3 anos (A e B são de 2010. C e D são de 2013).

Nota: Observe a diminuição do volume cerebral nos córtex frontal e temporal caracterizada por aumento das áreas escuras.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Houve dificuldade para iniciar o movimento (observe o “silêncio elétrico” antes da primeira contração na Figura 2). A marcha se desenvolveu de forma lenta (velocidade de 0,35 m/s) e com pequenos passos<sup>1,2</sup>. Pela observação clínica de instabilidade, os ciclos da marcha apresentaram passadas dessincronizadas, arrasto dos pés e aumento da base de sustentação<sup>1,2,3</sup>. A Eletromiografia teve caráter funcional, sendo observado somente o sinal eletromiográfico bruto, que contribuiu para o estudo dos ciclos deste padrão de marcha e esclarecimento dos distúrbios que envolvem a contração muscular nessa patologia. A eletromiografia evidenciou perda do padrão fisiológico das fases de apoio e de balanço e co-contração de músculos flexores e extensores (observe na Figura 2, co-contração de tibial anterior e gastrocnêmio). Esses achados justificam a suspeita clínica de prejuízo parcial dos movimentos de flexão e extensão da articulação talocrural, justificando o desenvolvimento de uma marcha com arrasto dos pés<sup>4,5</sup>.



**Figura 2** – Traçado de eletromiografia de superfície bilateral dos mm. reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e cabeça lateral do gastrocnêmio durante a marcha ( $100\mu\text{V}/\text{divisão}$ ). Nota: É possível observar co-contração de músculos flexores e extensores.

## CONCLUSÃO

Ao se correlacionar a avaliação clínica de impossibilidade do desenvolvimento natural da marcha com a eletromiografia de superfície houve comprovação de alterações na musculatura do membro inferior e esclarecimento do processo de contração muscular na paciente avaliada.

## REFERÊNCIAS

1. Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology*. 1993; 43:268-79.
2. Elble RJ, Cousins R, Leffler K, Hughes L. Gait initiation by patients with lower-half parkinsonism. *Brain*. 1996; 119:1705-16.
3. Thompson PD, Marsden CD. Gait disorder of subcortical arteriosclerotic encephalopathy: Binswanger's disease. *Mov Disord*. 1987; 2:1-8.
4. Yanagisawa N, Hayashi R, Mitoma H. Pathophysiology of frozen gait in parkinsonism. *Adv Neurol*. 2001; 87:199-207.
5. Ebersbach G, Sojer M, Valldeoriola F, Wissel J, Tolosa E, Poewe W. Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. *Brain*. 1999; 122:1349-55.

## ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF GAIT SECONDARY TO LESION OF THE FRONTAL LOBE – CASE STUDY

Almeida VL<sup>1</sup>, Camargo A<sup>2</sup>, Bérzin F<sup>3</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Juiz de Fora/UFJF – Campus Governador Valadares

<sup>2</sup>Botucatu Medical School – FMB/UNESP – São Paulo

<sup>3</sup>Piracicaba Dental School – FOP/Unicamp – São Paulo

Presenter Email: valerioalmeida@msn.com

### INTRODUCTION

The degeneration of the frontal or fronto-temporal lobes is common in the elderly and leads to progressive loss of the ability to walk<sup>1</sup>.

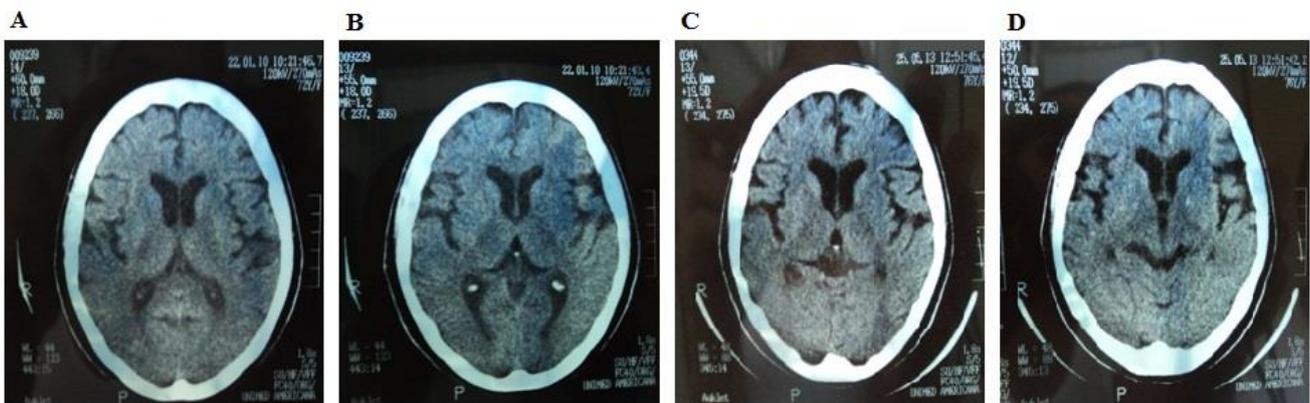
The aim of this study was to correlate clinical findings of the gait secondary to frontal lesion with their electromyographic findings.

### METHODS

The study was conducted in a woman of 76 years old, class I obesity (BMI = 34.9). The patient has worsening of gait for 4 years with increased base of support and loss of balance. After a neurologic evaluation, the CT scans dated from 2010 (Figure 1 A and B) was compared with those performed in 2013 (Figure 1 C and D). It was observed brain atrophy in frontotemporal lobes.

The electromyographic signals were recorded using a Miotec equipment, with 8 channels. The electrodes used were active electrodes in double circular format, positioned in the skin over the muscles rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior and lateral head of the gastrocnemius. Three assessments with 30 seconds of duration each were performed with a rest interval of three minutes between them. The study followed international guidelines recommended by ISEK and SENIAM. Filters of low frequency and high frequency 20Hz and 500Hz were used.

Before the electromyography, the patient was familiarized with the equipment and she received explanations on how to proceed. To synchronize the gait with the electromyographic assessment it was given the verbal command to “walk in a natural way”.

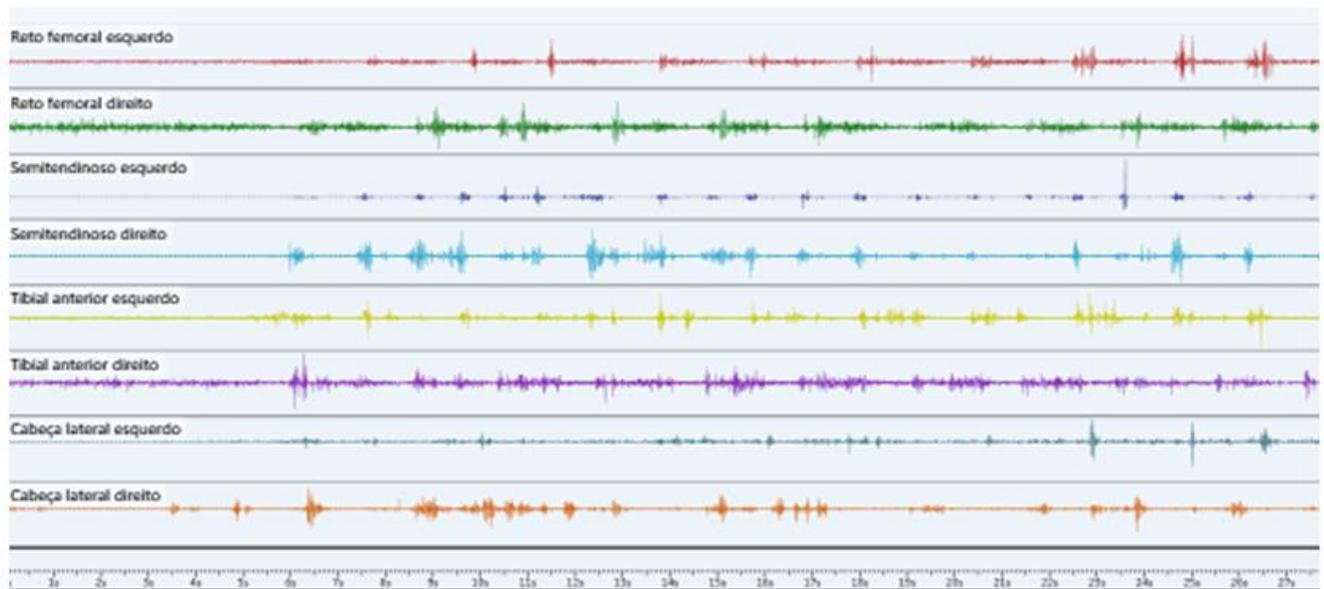


**Figure 1** – Sequence of images from Computed Tomography scans showing worsening of frontotemporal brain atrophy that has occurred in three years (A and B from 2010; C and D from 2013).

Note the reduction of brain volume in the frontal and temporal lobes, characterized by an increase in dark areas

## RESULTS AND DISCUSSION

There was difficulty to begin the movement (note the “electrical silence” before the first contraction in Figure 2). The gait developed slowly (0.35 m/s) with short steps<sup>1,2</sup>. By clinical observation, there was instability, gait cycles out of sync, dragging their feet and increase support base<sup>1,2,3</sup>. The Electromyography had functional character, being observed only the raw EMG signal. The EMG had functional character, being observed only the raw EMG signal, which contributed to the study of the cycles of this gait pattern and clarification of disorders involving muscle contraction in this pathology. Electromyography showed loss of the physiological pattern of stance and swing phases and co-contraction of the flexor and extensor muscles (note in Figure 2, co-contraction of the tibialis anterior and gastrocnemius). These findings justify the clinical suspicion of a partial loss of flexion and extension of the ankle joint, which justifies the development of a gait with dragging feet<sup>4,5</sup>.



**Figure 2** – Plotting of bilateral surface electromyography of the mm. rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior and lateral head of the gastrocnemius during gait (100 $\mu$ V/division). Note: It is possible to observe co-contraction of the flexor and extensor muscles.

## CONCLUSION

The correlation between the clinical assessments of incapability of natural gait development with surface electromyography evidences the changes in the musculature of the lower limb and explains the process of muscle contraction in this patient.

## REFERENCES

1. Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology*. 1993; 43:268-79.
2. Elble RJ, Cousins R, Leffler K, Hughes L. Gait initiation by patients with lower-half parkinsonism. *Brain*. 1996; 119:1705-16.
3. Thompson PD, Marsden CD. Gait disorder of subcortical arteriosclerotic encephalopathy: Binswanger's disease. *Mov Disord*. 1987; 2:1-8.
4. Yanagisawa N, Hayashi R, Mitoma H. Pathophysiology of frozen gait in parkinsonism. *Adv Neurol*. 2001; 87:199-207.
5. Ebersbach G, Sojer M, Valldeoriola F, Wissel J, Tolosa E, Poewe W. Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. *Brain*. 1999; 122:1349-55.

# ATIVIDADE MUSCULAR DO RETO FEMORAL E DO SEMITENDÍNEO EM MULHERES COM ANTEVERSÃO PÉLVICA ASSINTOMÁTICA DURANTE A MARCHA

Silva V, Moreira JPR, Martins FLM, Barbosa AC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri  
Pesquisa fomentada pela Fundação de Minas Gerais - FAPEMIG

E-mail do apresentador: [vanessa91.ufvjm@gmail.com](mailto:vanessa91.ufvjm@gmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

A pelve é a chave para um alinhamento corporal correto<sup>1</sup>. Os músculos responsáveis pelo bom alinhamento da pelve, tanto ântero-posteriormente quanto lateralmente, são fundamentais na manutenção de um bom alinhamento geral. Caso ocorra um desequilíbrio entre os músculos que se opõem, a posição ortostática modifica o alinhamento da pelve afetando a postura dos segmentos do corpo acima e abaixo. Uma das alterações biomecânicas da pelve mais comum é a anteversão pélvica, que ocorre quando as espinhas ilíacas se movimentam anterior e inferiormente, aproximando-se da face anterior do fêmur ao passo que a pelve gira anteriormente em torno do eixo transversal das articulações do quadril<sup>2</sup>. Os relatos da literatura apontam que a anteversão pélvica é uma síndrome muito comum ocorrendo prevalentemente em mulheres jovens e sedentárias com má postura, podendo também ser observada em obesos de ambos os sexos.

O objetivo deste estudo foi comparar a ativação dos músculos reto femoral (RF) e semitendíneo (ST) em mulheres com anteversão e com alinhamento normal da pelve.

## MÉTODOS

O estudo foi conduzido com 14 mulheres jovens 18-35 (21,7 +/- 2,34) anos, sendo 6 do grupo controle e 8 com anteversão pélvica. Para o diagnóstico da anteversão, as voluntárias foram fotografadas em uma sala privada para evitar constrangimentos, com fundo não reflexivo, a câmera fixada a 3 metros da voluntária e a 70 cm do chão<sup>3</sup>. As espinhas ilíacas ântero-superiores e pósterosuperiores foram marcadas para possibilitar a análise das fotos através do *software* ALCIMAGE®. Foram classificadas com anteversão as voluntárias que apresentaram mais de 10 graus entre a espinha ilíaca ântero superior (EIAS) e espinha ilíaca pósterosuperior (EIPS) ipsilaterais ao lado dominante. Foram coletados os sinais eletromiográficos através de um módulo de aquisição de sinais biológicos (Miotec® modelo Miotool® 800) com resolução de 14bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz dos músculos RF e ST durante 2 minutos de caminhada em esteira, a 2,7 km/h. O sinal foi filtrado *online* com passa banda de 10-500 Hz<sup>4</sup> e normalizado pelos três picos de contração e em seguida foram analisados 10 ciclos de marcha de cada voluntária, que foram decompostos em quatro fases: F1, correspondente às fases de contato inicial e resposta à carga; F2, correspondente à fase de apoio unipodal; F3, correspondente à fase de impulsão; e F4, correspondente à fase de balanço.

As voluntárias foram instruídas a não se apoiarem na esteira, nem conversarem e fixarem o olhar no horizonte. As que nunca tinham andado ou que tinham insegurança em andar na esteira sem se apoiar passaram por um tempo de adaptação, que variou de voluntária para voluntária. A caminhada foi filmada durante a coleta e a análise dos dados foi feita através do *software* Miotec Suite®, levando-se em consideração a média da contração dos músculos citados de acordo com as fases da marcha.

A análise estatística foi feita através do software BioEstat® e foram utilizados os testes *Shapiro-Wilk* para testar normalidade dos dados e teste t *Student* (independente). Considerando-se um nível de significância de 5%, para todas as comparações.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A média de ativação apresentada pelos músculos RF e ST durante a marcha em mulheres com e sem anteversão pélvica nos momentos F1, F2, F3 e F4 é apresentada na Tabela 1. O teste t *Student* (independente) não mostrou diferença significativa na ativação dos músculos citados. Foram encontrados os seguintes resultados: F1: RF p=0,2115 e ST p=0,0716; F2: RF p= 0,2103 e ST p=0,1188; F3 RF p=0,4051 e ST p= 0,3100; F4: RF p= 0,0992 e ST p= 0,2720.

A anteversão pélvica é uma alteração biomecânica ocasionada por um desequilíbrio dos músculos abdominais, extensores vertebrais e do quadril, entre eles o reto femoral e o semitendíneo<sup>2</sup>. Mesmo se encontrando encurtados e/ou enfraquecidos, não existe alteração na atividade desses músculos quando comparamos à atividade dos mesmos de mulheres sem alterações pélvicas sendo encontrada por este estudo, uma atividade muscular semelhante.

**Tabela 1** - Valores de média de contração de reto femoral e semitendíneo em mulheres com e sem anteversão pélvica

Variáveis	Anteversão				Normais			
	F1	F2	F3	F4	F1	F2	F3	F4
<b>Reto Femoral</b>	17,193	29,094	26,812	20,988	10,039	29,094	26,812	20,988
<b>Semitendíneo</b>	12,751	25,878	27,617	14,158	25,106	33,113	23,2045	14,666

Legenda: F1, correspondente às fases de contato inicial e resposta à carga; F2, correspondente à fase de apoio unipodal; F3, correspondente à fase de impulsão; e F4, correspondente à fase de balanço.

## CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que não houve diferença na amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos RF e ST durante a marcha em esteira ergométrica à velocidade constante de 2,7 km/h em mulheres com anteversão pélvica assintomática comparadas a mulheres sem alterações pélvicas.

## REFERÊNCIAS

1. Kendall FP, McCreary, EK, Provance PG. Músculos, provas e funções. 4ª ed. São Paulo: Manole, 1995.
2. Kapandji IA. Fisioterapia articular: tronco e coluna vertebral. 5 ed., v. 3, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. v. 3.
3. Barbosa A, Bonifácio D, Lopes Íris, Martins F, Barbosa Michelle, et al. Intra- and inter-rater reliability in photogrammetric pelvic tilt angles analysis. *Inter J Ther Rehabil*. 2013, 20(2):86-90.
4. SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 14 mar. 2013.

# **RECTUS FEMORIS AND SEMITENDINOSUS MUSCULAR ACTIVITY IN WOMEN WITH ASYMPTOMATIC ANTEVERSION PELVIC DURING GAIT**

Silva V, Moreira JPR, Martins FLM, Barbosa AC

Federal University of the Valley Jequitinhonha and Mucuri - MG

Research Support Foundation of Minas Gerais - FAPEMIG

E-mail do apresentador: [vanessa91.ufvjm@gmail.com](mailto:vanessa91.ufvjm@gmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## **INTRODUCTION**

The pelvis is crucial point to a correct body alignment<sup>1</sup>. The muscles responsible for proper alignment of the pelvis, both anteroposteriorly and laterally, are essential in maintaining a good general alignment. If occurs an imbalance between the muscles that oppose themselves, the orthostatic position alters the alignment of the pelvis affecting the posture of the body segments above and below. One of the most common biomechanical changes of the pelvis is the pelvic anteversion, which occurs when the iliac spines move anteriorly and inferiorly, approaching the anterior surface of the femur while the pelvis rotates previously around the transverse axis of the hip<sup>2</sup>. The literature suggests that anteversion pelvic is a very common syndrome occurring predominantly in young, sedentary women with poor posture and can also be observed in obese persons of the both sexes.

This study compares the activation of the rectus femoris and semitendinosus in women with anteversion and women with normal pelvis alignment.

## **METHODS**

The study was conducted with 14 young women 18-35 (21.7 +/- 2.34) years, 6 from the control group and 8 with pelvic anteversion. For the diagnosis of anteversion, the volunteers were photographed in a private room with no reflective background to avoid embarrassment. The camera was set to 3 meters from the voluntary and 70 cm from the floor<sup>3</sup>. The anterior superior iliac spines and the superior and posterior were labeled to enable the analysis of photos via ALCimage ® software. There were classified as anteversion volunteers who presented more than 10 degrees between the anterior superior iliac spine (ASIS) and posterior superior iliac spine (PSIS) ipsilateral to the dominant side. Electromyographic signals were collected by a data acquisition of biological signals Miotec Miotool ® 800 ® model with a resolution of 14 bits and acquisition rate of 2kHz samples of rectus femoris (RF) and semitendinosus (ST) for 2 minute walk treadmill at 2.7 km / h . The signal was filtered online with pass band of 10-500<sup>4</sup> Hz EMG signal was normalized by the three largest peaks of contraction and then running ten cycles of each volunteer, which were broken down into four phases were analyzed: F1, corresponding to the initial contact and loading response phases, F2, corresponding to the leg support phase; F3, corresponding to the phase of thrust , and F4, corresponding to the swing phase. The volunteers were instructed not to lean on the treadmill, do not talk and fix his gaze on the horizon. Those who never had walked or had insecurity walk on the treadmill without relying went through a period of adjustment, ranging from volunteer to volunteer. The walk was filmed during the collection and analysis of data was performed using the Miotec Suite ® software, taking into account the average contraction of muscles cited according to the gait phases.

The statistical analysis was performed through the BioEstat ® software and were used the tests Shapiro-Wilk for test normality of mean contraction of muscles collected during each

phase of walk, independent test T were used because the value of P in the Shapiro-Wilk test was greater than 0.05 in all stages for both muscles analyzed.

## RESULTS AND DISCUSSION

The average activation presented by RF and ST muscles during the walk in women with and without pelvic anteversion in moments F1, F2, F3 and F4 is shown in Table 1. The results of independent test T revealed no significant difference in activation of the mentioned muscles.: The following results were found: F1: RF  $p=0.2115$  e ST  $p= 0.0716$ ; F2: RF  $p= 0.2103$  and ST  $p=0.1188$ ; F3 RF  $p=0.4051$  and ST  $p= 0.3100$ ; F4: RF  $p= 0.0992$  and ST  $p= 0.2720$ .

The pelvic anteversion is a biomechanical change caused by an imbalance of the abdominal muscles, vertebral extensors and hip, including the rectus femoris and semitendinosus<sup>2</sup>. Even if it was shortened and / or weakened, there is no change in the activity of these muscles when compared to the activity of the same women without pelvic changes being found by this study, a similar muscle activity.

**Table 1** - Average values of contraction of rectus femoris and semitendinosus in women with and without pelvic anteversion

Variables	Anteversion				Normal			
	F1	F2	F3	F4	F1	F2	F3	F4
<b>Rectus Femoris</b>	17.193	29.094	26.812	20.988	10.039	29.094	26.812	20.988
<b>Semitendinosus</b>	12.751	25.878	27.617	14.158	25.106	33.113	23.2045	14.666

Legend: F1, corresponding to the initial contact and loading response phases, F2, corresponding to the leg support phase; F3, corresponding to the phase of thrust, and F4, corresponding to the swing phase.

## CONCLUSION

There is no difference in the electromyographic signal amplitude of the RF and ST muscles during the walking on a treadmill at a constant speed of 2.7 km/h in women with asymptomatic pelvic anteversion compared to women without pelvic changes.

## REFERENCES

1. Kendall FP, McCreary, EK, Provance PG. Músculos, provas e funções. 4<sup>a</sup> ed. São Paulo: Manole, 1995.
2. Kapandji IA. Fisioterapia articular: tronco e coluna vertebral. 5 ed., v. 3, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. v. 3.
3. Barbosa A, Bonifácio D, Lopes Íris, Martins F, Barbosa Michelle, et al. Intra- and inter-rater reliability in photogrammetric pelvic tilt angles analysis. Inter J Ther Rehabil. 2013, 20(2):86-90.
4. SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 14 mar. 2013.

# ALTERAÇÕES DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO EM INDIVÍDUOS DIABÉTICOS E HIPERTENSOS – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Borges TF<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Vasconcelos PB<sup>1</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brazil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: [tfborges@usp.br](mailto:tfborges@usp.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

A inversão da pirâmide populacional é uma realidade em todo mundo. De acordo com o *U.S. Census Bureau* a população mundial com mais de 40 anos cresceu 22,8% nos últimos 10 anos. Paralelo ao envelhecimento demográfico ocorre transição da saúde com mudança do perfil epidemiológico, dando ênfase ao aumento das doenças crônico-degenerativas (Bradshaw *et al.*<sup>1</sup>). Diabetes tipo 2 e hipertensão arterial são doenças crônico-degenerativas não transmissíveis com importância global devido às suas características essenciais da transição epidemiológica (Pereira *et al.*<sup>2</sup>; Ministério da Saúde<sup>3</sup>).

Este estudo objetivou analisar a atividade eletromiográfica dos músculos masseteres e temporais em indivíduos com diabetes e hipertensão considerando as condições posturais e a eficiência dos ciclos mastigatórios.

## MÉTODOS

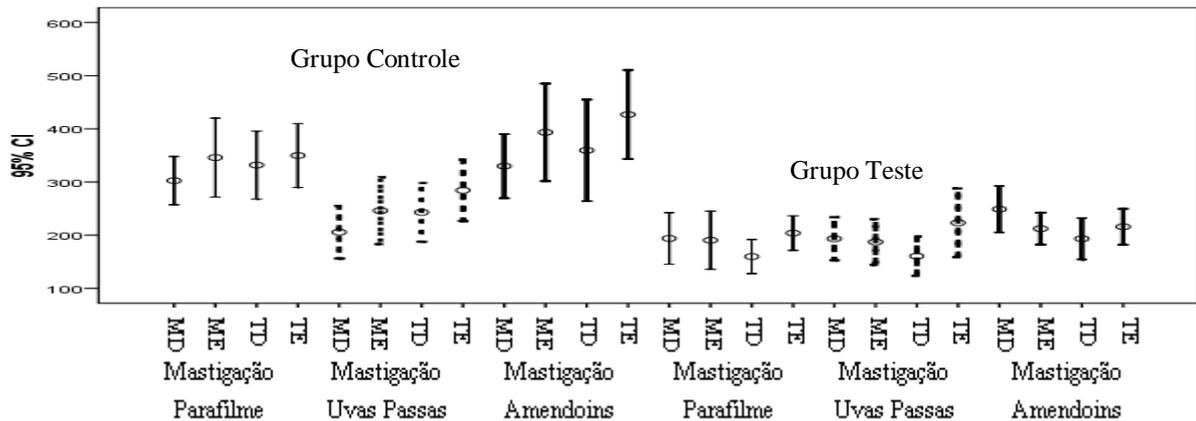
O estudo incluiu 50 indivíduos, divididos em dois grupos: 1) sem diabetes e / ou hipertensão - grupo controle (n = 25); 2) e com diabetes e hipertensão - grupo teste (n = 25), pareados sujeito a sujeito por gênero e idade, sendo ambos composto por 6 homens e 19 mulheres com idade entre 33-81 anos (idade média de 54 anos). Os indivíduos foram informados sobre os objetivos e etapas da Pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e esclarecido, previamente aprovado pelo Comitê de Ética da FORP/USP de acordo com a resolução 196/96, e Complementares do Conselho Nacional de Saúde.

A atividade eletromiográfica foi analisada por meio do sinal eletromiográfico (Myosystem - BR3.5 - DataHominis Ltda - Brasil ) com eletrodos ativos diferenciais. Os eletrodos ativos diferenciais de superfície foram colocados sobre a pele, limpa com álcool, em ambos os masseteres e temporais. Um eletrodo terra foi fixado na região frontal. Os sinais foram filtrados, digitalmente, utilizando um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz. O registro eletromiográfico avaliou os músculos masseteres e temporais em condições clínicas de repouso, lateral direita e esquerda, protrusão (5 segundos cada) e apertamento com e sem parafilme (4 segundos). A eficiência dos ciclos mastigatórios foi mensurada por meio da integral da envoltória dos músculos masseter e temporal durante a mastigação de parafilme M®, uva passa e amendoim (10 segundos cada).

Os dados foram submetidos à análise estatística utilizando o SPSS 19.0 para *Windows* (SPSS Inc.; Chicago, IL, USA). Aplicou-se o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar a normalidade dos dados. O teste *t* de *Student* para amostras independentes foi realizado para comparação da atividade eletromiográfica entre o grupo controle e grupo teste. O teste de variância (ANOVA) foi aplicado para comparação intra-grupos dos três tipos de mastigação (Parafilme M®, uvas passas e amendoins). Estabeleceu-se o nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A atividade eletromiográfica das condições clínicas de repouso, protrusão, lateralidade direita e esquerda, apertamento sem e com Parafilme M® não mostrou diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e o grupo de teste. Indivíduos com diabetes e hipertensão apresentaram médias mais baixas de eficiência do ciclo mastigatório para os músculos masseter e temporal quando comparados ao grupo controle (Figura 1), com diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) na mastigação parafilme M® e amendoins. Na comparação intragrupo dos três tipos de mastigação (Parafilme M®, uvas passas e amendoins) foi observado que para o grupo teste não houve diferenciação no requerimento das fibras musculares, já para o grupo controle houve maior requerimento das fibras musculares principalmente para o amendoim em relação à mastigação de uvas passas com  $p < 0,05$  (ANOVA).



**Figura 1** - Intervalo de confiança para a eficiência dos músculos mastigatórios (MD – masseter direito; ME – masseter esquerdo; TD – temporal direito; TE – temporal), durante a mastigação de parafilme, uvas passas e amendoins, do grupo controle e do grupo teste

Sugere-se que em função da contração do músculo esquelético estar sob controle do sistema nervoso central (Watras<sup>4</sup>) e existir uma forte associação entre hipertensão e neuropatia periférica sensorio-motora em indivíduos diabéticos tipo 2 (Mangoni *et al.*<sup>5</sup>), possa ocorrer nesse perfil de indivíduos um menor requerimento das fibras musculares durante o processo da mastigação.

## CONCLUSÃO

Concluiu-se que as doenças crônico-degenerativas, diabetes associados à hipertensão, afeta a função dos músculos mastigatórios.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Bradshaw D, Schneider M, Norman R, Bourne D. Mortality patterns of chronic diseases of lifestyle in South Africa. In: Chronic Diseases of Lifestyle in South Africa since 1995 – 2005. Canada: Medical Research Council 2006; 9-22.
- 2 - Pereira M, Lunet N, Azevedo A, Barros H. Differences in prevalence, awareness, treatment and control of hypertension between developing and developed countries. J Hypertension 2009; 27:963-75.
- 3 - Ministério da Saúde. Diabetes Mellitus: caderno de atenção básica – n° 16 série A - normas e manuais técnicos. Brasília – DF 2006.
- 4 - Watras JM. Músculo – fisiologia do músculo esquelético. In: Koeppen BM, Stanton BA. Fisiologia. 6ª ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2009; 233-55.
- 5 - Mangoni AA, Ghidoni A, Jarmuzewska EA. Hypertension and sensorimotor peripheral neuropathy in type 2 diabetes. Eur Neurol 2007; 57:91-95.

**Suporte financeiro:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 e 2012/00897-8 Protocolo No. CEP: 2011.1.1162.58.9

## CHANGES OF MASTIGATORY MUSCLES IN DIABETIC AND HYPERTENSIVE SUBJECTS – ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS

Borges TF<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Vasconcelos PB<sup>1</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup>School of Dentistry, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brazil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: [tfborges@usp.br](mailto:tfborges@usp.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The inverted population pyramid is a reality in worldwide. According to the U.S. Census Bureau the global population over 40 years grew 22.8% the last 10 years. Aging occurs parallel to the health transition with changing epidemiological profile, emphasizing the increase in chronic degenerative diseases (Bradshaw et al.<sup>1</sup>). Type 2 diabetes and hypertension are not transmitted diseases with global importance due to its essential characteristics of the epidemiological transition (Pereira et al.<sup>2</sup>, Ministério da Saúde<sup>3</sup>) chronic degenerative diseases.

This study aimed to analyze the electromyographic activity of masseter and temporal muscles in subjects with diabetes and hypertension considering the postural conditions and masticatory cycle's efficiency.

### METHODS

The study included 50 subjects divided into two groups: 1) without diabetes and/or hypertension - control group (n = 25), 2) and with diabetes and hypertension - test group (n = 25), selected by genre and pairing age, both being composed of 6 men and 19 women aged between 33-81 years (mean age 54 years). The subjects were informed about the objectives and stages of the research and signed an informed consent, approved by Ethics Committee of the Ribeirão Preto School of Dentistry of the University of São Paulo according to resolution 196/96 of the National Health Council – Brazil.

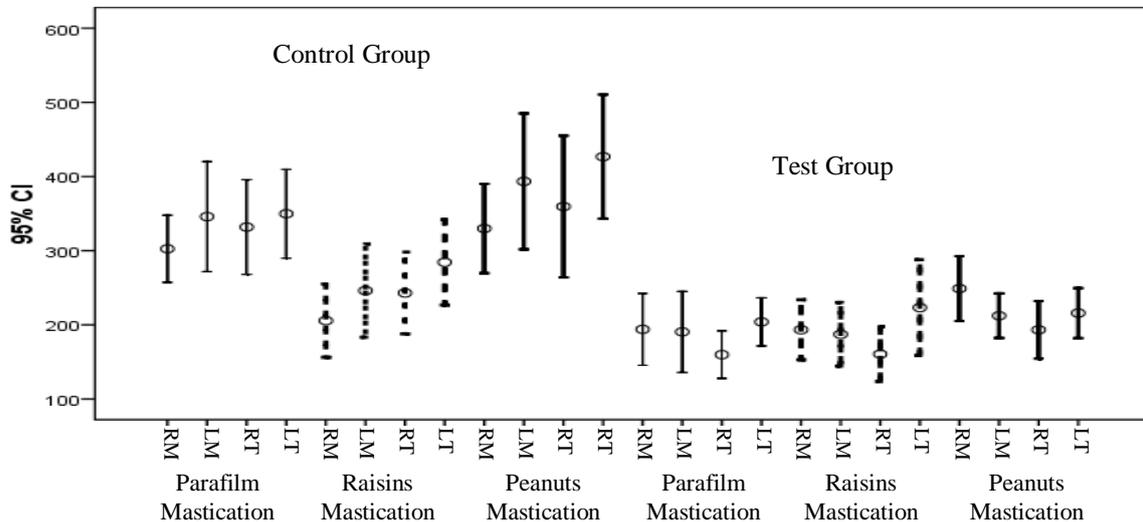
The electromyographic activity was analyzed by means the electromyographic signal (Myosystem – BR3.5 – DataHominis Ltda - Brazil) with differential active electrodes. Surface differential active electrodes were placed on the skin, cleaned with alcohol, on both masseter and temporalis muscles. A ground electrode was fixed on the frontal region. The signals were digitally filtered using a bandpass filter of 10 to 500 Hz. The electromyography recording evaluated the masseter and temporal muscles in mandibular conditions of rest, right lateral and left, protrusion (5 seconds each) and clenching (4 seconds). Masticatory cycle's efficiency was measured by the ensemble average of masseter and temporal muscles during chewing of parafilm M<sup>®</sup>, raisin and peanut (10 seconds each).

Data were statistically analyzed using SPSS 19.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). We used the Shapiro-Wilk test to verify the normality of the data. The Student t test for independent samples was performed to compare the electromyographic activity between control group and test group. The confidence level of 95% (p<0.05) was established.

### RESULTS E DISCUSSION

The electromyographic activity of the clinical conditions of rest, protrusion, right and left lateral movement, clenching without and with Parafilm M<sup>®</sup> Hipertensive don't showed difference statistically significant between control and test group. Subjects with diabetes and hypertension

showed lower means of masticatory cycle's efficiency than control group for the masseter and temporal muscles (Figure 1), with statistically significant difference ( $p < 0.05$ ) in chewing parafilm M<sup>®</sup> and peanuts. Intragroup comparison of three types of chewing (Parafilm M<sup>®</sup>, raisins and peanuts) we observe that for the test group there was no difference in the muscle fibers request, as for the control group was greater muscle fiber request for peanuts compared mastication of raisins with  $p < 0.05$  (ANOVA).



**Figure 1** - Confidence interval for the masticatory cycles' efficiency (RM – right masseter, LM – left masseter, RT – right temporal, LT – left temporal) during mastication of parafilm, raisins and peanuts, the control group and test group

It is suggested that due to the contraction of skeletal muscle is under control of the central nervous system (Watras<sup>4</sup>) and there is a strong association between hypertension and peripheral sensorimotor neuropathy in type 2 diabetic subjects (Mangoni et al.<sup>5</sup>), may occur in this subjects lower muscle fibers request during the masticatory process.

## CONCLUSION

It was concluded that the chronic degenerative diseases, diabetes associated with hypertension, affect the function of masticatory muscles.

## REFERENCES

- 1 - Bradshaw D, Schneider M, Norman R, Bourne D. Mortality patterns of chronic diseases of lifestyle in South Africa. In: Chronic Diseases of Lifestyle in South Africa since 1995 – 2005. Canada: Medical Research Council 2006; 9-22.
- 2 - Pereira M, Lunet N, Azevedo A, Barros H. Differences in prevalence, awareness, treatment and control of hypertension between developing and developed countries. J Hypertension 2009; 27:963-75.
- 3 - Ministério da Saúde. Diabetes Mellitus: caderno de atenção básica – n° 16 série A - normas e manuais técnicos. Brasília – DF 2006.
- 4 - Watras JM. Músculo – fisiologia do músculo esquelético. In: Koeppen BM, Stanton BA. Fisiologia. 6ª ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2009; 233-55.
- 5 - Mangoni AA, Ghidoni A, Jarmuzewska EA. Hypertension and sensorimotor peripheral neuropathy in type 2 diabetes. Eur Neurol 2007; 57:91-95.

**Financial support:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 and 2012/00897-8 Protocol No. CEP: 2011.1.1162.58.9

# AVALIAÇÃO DO GRAU DE ATIVIDADE MUSCULAR UTILIZANDO O EMG E A FORÇA, EM DIFERENTES FASES NO TREINAMENTO COM O MÉTODO PILATES

Leitão WCV<sup>1</sup>, Carvalho LC<sup>1,2</sup>, Martins FL<sup>1</sup>, Nascimento LES<sup>1</sup>, Santos SCL<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro Universitário de João Pessoa – UNIPÊ

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: [wleitao@uol.com.br](mailto:wleitao@uol.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

O método Pilates é uma atividade de condicionamento físico e mental desenvolvido por Joseph H. Pilates. Tem como objetivo fortalecer os músculos e articulações, melhorar a flexibilidade do corpo e a coordenação motora. Utiliza seis princípios: concentração, respiração, alinhamento postural, fortalecimento da “casa de força” (*power house*), eficiência e fluidez do movimento. Exercita os músculos visando o seu fortalecimento, resultando em músculos definidos, flexíveis e menos sujeitos a lesões. Para atingir estes objetivos faz uso de equipamentos especialmente desenvolvidos para a aplicação do método. Apesar da sua popularidade, seus princípios são baseados em observações empíricas, sem respaldo científico. Bernardo<sup>1</sup> mostra que até o ano de 2006 encontrou 277 artigos e *abstracts* publicados sobre o assunto, porém apenas 3,9 % foram publicados em revistas com referees e apenas 1,08 % foram conduzidos com adultos saudáveis. Este panorama não mudou muito até hoje, tornando-se necessário utilizar métodos científicos, para avaliar os resultados obtidos com a aplicação deste método. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar o grau de atividade e força muscular de dois músculos em diferentes estágios de treinamento com o uso do método Pilates, visando verificar se há ganho de desempenho muscular.

## MÉTODOS

Foram selecionados 43 voluntários saudáveis de ambos os gêneros, idade de 20 a 40 anos, para fortalecimento dos músculos bíceps braquial (BB) e reto abdominal (RA), usando o método Pilates. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do UNIPÊ. O treinamento consistiu de alongamento inicial, seguido de exercícios para fortalecimento dos músculos abdominais e bíceps braquial, com 3 séries de 10 repetições, duas vezes por semana, usando equipamentos e técnicas próprias do método Pilates. Foram coletados força e eletromiograma superficial (EMG) do músculo BB e força do RA, antes do treinamento, e após cada mês de treinamento, num total de 4 etapas. Os parâmetros utilizados para avaliar o desempenho dos músculos foram 1) o valor RMS do EMG e a força exercida pelo BB, na sua contração isométrica máxima, feita com a articulação do cotovelo em 90°, no membro dominante; 2) a força exercida pelo RA em movimento forçado da flexão do tronco. A medida das forças foi feita usando uma célula de carga tipo Z, modelo BTS200 (Primax Balanças) com capacidade até 200 kg e instrumentação apropriada para amplificar seu sinal de saída<sup>2</sup>. O EMG foi captado usando um amplificador para EMG superficial, utilizando eletrodos ativos<sup>3</sup> com eletrodos descartáveis (Skintact, Ag/AgCL). O amplificador tem alta razão de rejeição de modo comum (>110 dB), alta impedância de entrada (>10 MΩ), baixo ruído (<5 μV RMS), faixa de passagem de 10 a 480 Hz<sup>3</sup>. Os sinais foram captados com uma frequência de amostragem de 1000 Hz, armazenados e processados usando o *software* BioMed<sup>4</sup>. Os parâmetros foram medidos em 3 contrações isométricas máximas, com um minuto e meio de intervalo entre as contrações, tomando-se os valores máximos do valor RMS e das forças para comparações entre as etapas de treinamento.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dos 43 voluntários apenas 12 concluíram 3 etapas e destes, 7 concluíram 4 etapas. A Tabela 1 reporta os dados (média e desvio padrão) para os 12 indivíduos que concluíram 3 etapas do treinamento e a Tabela 2 para os 7 que concluíram as 4 etapas. A 1ª etapa é a determinação basal, antes do treinamento. A comparação das médias entre esta etapa e a última, nos dois casos (n=12 e n= 7), foi feita usando o teste de t de *Student* para amostra em pares e pelo teste de *Wilcoxon* na comparação da força máxima do BB, já que esta variável não apresentou distribuição normal. Usou-se um nível de significância de 5 % e o programa SPSS 20.0 para os cálculos estatísticos.

**Tabela 1** - Resultados para 3 etapas (n= 12). O valor RMS em  $\mu\text{V}$  e as forças em kgf. \*p= 0,031, \*\*p= 0,047

	1ª Etapa	2ª Etapa	3ª Etapa
RMS máximo BB	757 $\pm$ 492	801 $\pm$ 482	940 $\pm$ 524
Força máxima BB	11,2 $\pm$ 4,8	11,8 $\pm$ 5,4	12,3 $\pm$ 5,5*
Força máxima RA	19,9 $\pm$ 6	21,6 $\pm$ 8,1	24,6 $\pm$ 11,9**

Asteriscos indicam diferença significativa.

**Tabela 2** - Resultados para 4 etapas (n= 7). \*\*\*p= 0,028

	1ª Etapa	2ª Etapa	3ª Etapa	4ª Etapa
RMS máximo BB	763 $\pm$ 546	882 $\pm$ 548	879 $\pm$ 619	830 $\pm$ 637
Força máxima BB	12,4 $\pm$ 5,9	12,6 $\pm$ 6,6	13,5 $\pm$ 6,7	14,0 $\pm$ 6,2***
Força máxima RA	18,1 $\pm$ 8,6	19,9 $\pm$ 10,2	24,6 $\pm$ 11,9	20,6 $\pm$ 9,3

Decidiu-se comparar os dados tanto para os 12 casos com 3 etapas concluídas como os 7 com 4 etapas concluídas, visto que no primeiro caso já se detectaram aumentos significativos no desempenho muscular, contando-se com um n maior e, portanto, estatística mais robusta. Houve diferença significativa para a força máxima dos músculos BB e RA, comparando a aquisição basal com a 3ª aquisição (n=12) e para a força máxima do BB comparando com a 4ª aquisição (n=7). O EMG não revelou diferenças significativas para nenhuma etapa, o que pode ter ocorrido por causa da grande variabilidade deste sinal e porque é muito difícil garantir posicionamento idêntico dos eletrodos entre etapas, apesar de medirem-se distâncias específicas para sua colocação em cada voluntário (como indicado pelo SENIAM), utilizando-as como guia nas reaplicações de eletrodos. Sabe-se também que a linearidade entre amplitude do EMG e a força vai diminuindo para níveis mais elevados de força. Apesar disso, houve aumentos percentuais das médias de todas as variáveis, comparando-se a aquisição basal com a última etapa, tanto para n=12 como para n=7 (Tabela 3).

**Tabela 3** – Aumentos (em %) das variáveis EMG e força do BB e do RA

	RMS BB	Força BB	Força RA
n= 12	24,2	9,7	23,9
n=7	8,7	12,5	13,7

## CONCLUSÃO

Apesar de termos recrutado um número significativo de voluntários, devido à complexidade do protocolo que envolvia, além dos treinos, a captação dos sinais, em dois locais distintos da cidade, durante um longo período, finalizamos a pesquisa com apenas 7 voluntários com 4 etapas e 12 com 3 etapas. Embora a amostra não tenha um número elevado de casos, há evidências para considerar que o treinamento com o método Pilates possibilita o aumento do desempenho muscular, possivelmente por adaptação neuromuscular que ocorre com o treinamento.

## REFERÊNCIAS

- Bernardo LM, The effectiveness of Pilates training in healthy adults: an appraisal of the research literature. *J Body Mov Ther.* 2007; 11:106–10.

2. Rodrigues DA, Carvalho LC, Ferreira JJ, Vanderley MS. Medida computadorizada de força, torque e ângulo para aplicação em biomecânica In: II Congresso Científico de Fisioterapia, 2010; Fisioter Brasil 2010; 11(Supl):20–2.
3. Carvalho LC, Vanderley MS. Implementação de eletrodos ativos de alto desempenho: aplicação na captação de potenciais bioelétricos. XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas.
4. Carvalho LC, Lima RB, Duarte NB, Fernandes MR, Nóbrega AC, Batista LV. Software em windows para processamento, armazenamento e análise de sinais obtidos em experimentos de fisiologia. In Anais do 1<sup>st</sup> Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CD-ROM); Mazatlan, 1998: 207-10.

# MUSCULAR ACTIVITY RATE AND FORCE EVALUATION USING EMG AND FORCE IN DIFFERENT PHASES OF PILATES METHOD TRAINING

Leitão WCV<sup>1</sup>, Carvalho LC<sup>1,2</sup>, Martins FL<sup>1</sup>, Nascimento LES<sup>1</sup>, Santos SCL<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro Universitário de João Pessoa – UNIPÊ

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: [wleitao@uol.com.br](mailto:wleitao@uol.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUCTION

Pilates method is an activity of conditioning body and mind developed by Joseph H. Pilates. Its objective is to strengthen muscle and joints, improve body flexibility and motor coordination. It uses six principles: concentration, respiration, postural alignment, powerhouse empowering (centering), efficiency and movement fluidity. It works muscles, aiming to increase its strength, which leads to defined, flexible and less prone to injury muscles. To do so, it uses several equipments specifically developed for the method application. Although popular, its principles are based on empirical observations, lacking scientific basis. Bernardo<sup>1</sup> reports that she found 277 articles and abstracts about the method, published until 2006, but only 3,9 % were published in journals with referees and only 1,08 % were conducted with normal healthy adults. This hasn't changed much till today and then it is necessary to use scientific methods to evaluate results obtained with the application of this method. Thus, the objective this study was to evaluate force and muscle activity of two different muscles, in different stages of Pilates method training, aiming to assess if there is muscle performance increase.

## METHODS

Forty three healthy both genders volunteers, between 20 and 40 years of age, were selected specifically for the brachial biceps (BB) and rectus abdominis (RA) muscles strengthening using Pilates method. The project was approved by UNIPÊ Ethics and Research Committee. Training consisted of an initial stretching, followed by abdominal and brachial biceps strengthening exercises, with 3 series of 10 repetitions, twice a week using equipment and Pilates method techniques. Force and surface EMG of BB and force of RA muscles were acquired, before training and after each month of training, totaling 4 stages. To evaluate muscle performance we used the following parameters: 1) RMS value of EMG and exerted BB muscle force during maximum isometric contraction, performed at 90° elbow joint angle; 2) maximum RA muscle exerted force during forced trunk flexion. Forces were measured using a Z type load cell, BTS200 (Primax Balanças) with a 200 kg capacity and adequate instrumentation for its signal amplification<sup>2</sup>. The EMG was acquired using an amplifier suitable for surface EMG, using active electrodes<sup>3</sup> and disposable electrodes (Skintact, Ag/AgCl). The amplifier has high common mode rejection ratio (>110 dB), high input impedance (>10 MΩ), low noise (<5 μV RMS) and 10 to 480 Hz bandwidth<sup>3</sup>. Signals were acquired using a 1000 Hz sampling frequency, stored and processed using the BioMed software<sup>4</sup>. Parameters were measured during 3 maximum isometric contractions and maximum RMS and forces values were used for comparison between different training stages.

## RESULTS AND DISCUSSION

From 43 volunteers, only 12 concluded 3 stages and 7, four stages. Table 1 reports data (mean and standard deviation) for 12 subjects that concluded 3 training stages and Table 2 reports data for those that completed 4 stages. First stage is the basal measurement, before training. Mean

comparisons between this stage and the last, in both cases (n= 12 and n=7), was accomplished using the t Student paired test and the Wilcoxon test for the comparison of the maximum BB force, since this variable did not present normal distribution. We used a 5 % significance level and SPSS 20.0 software to perform statistical tests.

**Table 1** - Results for 3 stages (n= 12). RMS value is in  $\mu$ V and forces are in kgf. \*p= 0,031, \*\* p= 0,047

	1 <sup>st</sup> Stage	2 <sup>nd</sup> Stage	3 <sup>rd</sup> Stage
Maximum BB RMS	757 $\pm$ 492	801 $\pm$ 482	940 $\pm$ 524
Maximum BB Force	11.2 $\pm$ 4.8	11.8 $\pm$ 5.4	12.3 $\pm$ 5.5*
Maximum RA Force	19.9 $\pm$ 6	21.6 $\pm$ 8.1	24.6 $\pm$ 11.9**

Asterisks indicate statistically significant difference.

**Table 2** - Results for 4 stages (n= 7). \*\*\*p= 0,028

	1 <sup>st</sup> Stage	2 <sup>nd</sup> Stage	3 <sup>rd</sup> Stage	4 <sup>th</sup> Stage
Maximum BB RMS	763 $\pm$ 546	882 $\pm$ 548	879 $\pm$ 619	830 $\pm$ 637
Maximum BB Force	12.4 $\pm$ 5.9	12.6 $\pm$ 6.6	13.5 $\pm$ 6.7	14.0 $\pm$ 6.2***
Maximum RA Force	18.1 $\pm$ 8.6	19.9 $\pm$ 10.2	24.6 $\pm$ 11.9	20.6 $\pm$ 9.3

We decided to compare data for the 12 cases that completed 3 stages as well as for the 7 that concluded 7 stages, since for the first case, significant muscle performance difference was already detected from the first to the third acquisition and we could count on a greater n and, thus, more robust statistics. There was significant difference in the maximum exerted force for the BB and RA, comparing basal acquisition with the third acquisition (n=12) and maximum BB force comparing with the fourth acquisition (n=7). EMG did not present significant changes for any stages and this may be due to the great variability of this signal and because it is quite difficult to guarantee identical electrode positioning among stages, even though we've measured specific distances to locate electrodes for each volunteer (as indicated by SENIAM), using them as a guide for electrode reapplication. It is also a known fact that linearity between EMG amplitude and force decreases as force increases towards high values. Nevertheless, there was percent increase for all variables comparing basal acquisition with the last stage, both for n=12 and n= 7 (Table 3).

**Table 3** – Increase (in %) of EMG and BB and RA forces.

	BB RMS	Força BB	Força RA
n= 12	24.2	9.7	23.9
n=7	8.7	12.5	13.7

## CONCLUSION

Although we've recruited a significant number of volunteers, due to experimental protocol complexity, involving training and acquisition sessions conducted in different town places, during a long period of time, only 7 volunteers completed 7 stages and 12, 3 stages. Even with a low n count of this research, there are evidences to support that the Pilates training method allows for the increase of muscle performance, possibly due to training neuromuscular adaptation.

**REFERENCES**

1. Bernardo LM, The effectiveness of Pilates training in healthy adults: an appraisal of the research literature. *J Body Mov Ther.* 2007; 11:106–10.
2. Rodrigues DA, Carvalho LC, Ferreira JJ, Vanderley MS. Medida computadorizada de força, torque e ângulo para aplicação em biomecânica In: II Congresso Científico de Fisioterapia, 2010; *Fisioter Brasil* 2010; 11(Supl):20–2.
3. Carvalho LC, Vanderley MS. Implementação de eletrodos ativos de alto desempenho: aplicação na captação de potenciais bioelétricos. XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas.
4. Carvalho LC, Lima RB, Duarte NB, Fernandes MR, Nóbrega AC, Batista LV. Software em windows para processamento, armazenamento e análise de sinais obtidos em experimentos de fisiologia. In *Anais do 1<sup>st</sup> Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CD-ROM)*; Mazatlan, 1998: 207-10.

# **EFEITO IMEDIATO DA EENM SELETIVA DO MÚSCULO VASTO MEDIAL OBLÍQUO EM MULHERES COM SDFP DURANTE O AGACHAMENTO**

Augusto DD, Brasileiro JS

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN  
E-mail do apresentador: [denisedalava@yahoo.com.br](mailto:denisedalava@yahoo.com.br)

## **INTRODUÇÃO**

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é uma das desordens mais frequentes que acometem a articulação do joelho e sua incidência é maior em adolescentes e adultos jovens fisicamente ativos. O desalinhamento da patela é a causa mais apontada na literatura, porém a etiologia ainda encontra-se incerta<sup>1</sup>.

Um dos fatores que poderiam levar ao desalinhamento patelar seria a tração anormal da patela pelos músculos laterais, desta forma o fortalecimento do quadríceps, principalmente do compartimento medial poderia ser uma forma de reduzir o desconforto nos pacientes com SDFP<sup>2</sup>. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos imediatos da EENM seletiva do músculo VMO na intensidade de ativação deste músculo comparado ao músculo VL durante um exercício de agachamento, em mulheres com SDFP.

## **MÉTODOS**

Foram avaliadas 38 mulheres, sendo 20 sem queixa de dor anterior no joelho (grupo controle, média de idade  $24,15 \pm 2,60$  anos) e 18 indivíduos com SDFP (grupo SDFP, média de idade de  $25,56 \pm 3,55$  anos). Para registro da atividade eletromiográfica (EMG), a pele onde foram fixados os eletrodos foi tricotomizada e higienizada com álcool a 70%. Os eletrodos foram posicionados no VMO e VL de acordo com o SENIAM<sup>3</sup>, de modo que as superfícies de detecção estivessem orientadas perpendicularmente ao comprimento das fibras musculares. Os sinais eletromiográficos foram captados numa frequência de aquisição de 1000 Hz e filtrados numa frequência entre 20 e 500 Hz. Foram utilizados para captação da atividade elétrica dos músculos, eletrodos de superfície diferenciais simples (EMG System do Brasil Ltda.), compostos por duas barras paralelas de Ag/AgCl e um eletrodo de referência oval, tipo garra. Os eletrodos possuem um índice de rejeição superior a 80 dB e um ganho interno de 20 vezes. Como o ganho programado no conversor A/D é de 50 vezes, o sinal foi amplificado 1000 vezes. As voluntárias foram orientadas a realizar uma série de 5 agachamentos até um ângulo de flexão do joelho de 45°. Foi posicionado no membro avaliado um eletrogoniômetro conectado ao eletromiógrafo para controlar o ângulo de flexão do joelho durante o agachamento e para separar os dados eletromiográficos durante a fase excêntrica e concêntrica do movimento. Após esta avaliação, foi realizada a eletroestimulação seletiva do vasto medial oblíquo. O protocolo de eletroestimulação foi realizado por meio da “corrente russa”, com 2.500 Hz de frequência modulada em 50 *burst* por segundo com intensidade máxima suportada pelas voluntárias, em uma única sessão, caracterizada por 30 contrações. Após este momento, a avaliação foi repetida. Para análise dos dados foi utilizado o programa SPSS, onde foi realizada uma comparação da intensidade de ativação muscular (RMS) dos grupos controle e SDFP antes e depois da eletroestimulação por meio do teste *t Student* pareado.

## **RESULTADOS**

Após a EENM, observamos um aumento da intensidade de ativação do músculo VMO em ambos os grupos, controle e SDFP, apenas durante a fase excêntrica, permanecendo a fase concêntrica sem alteração. Já na análise do músculo VL, não foi encontrada diferença na

intensidade de ativação após a intervenção, em nenhum dos grupos e em nenhuma das fases do agachamento.

**Tabela 1** - Média  $\pm$  desvio padrão dos valores da intensidade de ativação (RMS) dos músculos VMO e VL, nos grupos controle e SDFP, antes e depois da intervenção com EENM, durante a contração excêntrica.

FASE		RMS	RMS	P
EXCÊNTRICA		ANTES (%)	DEPOIS (%)	
CONTROLE	VMO	78,55 $\pm$ 31,97	87,64 $\pm$ 28,47	0,027*
	VL	71,78 $\pm$ 35,87	69,90 $\pm$ 23,21	0,720
SDFP	VMO	77,17 $\pm$ 32,49	97,69 $\pm$ 48,78	0,010*
	VL	74,35 $\pm$ 31,66	80,49 $\pm$ 40,42	0,295

Nota: valores são expressos em média  $\pm$  desvio padrão.

Legenda: RMS = Room Meat Square; VMO = vasto medial oblíquo; VL = vasto lateral; SDFP = síndrome da dor femoropatelar.

## DISCUSSÃO

Os resultados corroboram o estudo de Garcia *et al.*<sup>4</sup>, que encontraram um aumento estatisticamente significativo na intensidade de ativação do VMO que após um período de 6 semanas de eletroestimulação em 10 mulheres com SDFP. O estudo de Augusto *et al.*<sup>5</sup> avaliou o efeito imediato da EENM seletiva do VMO em 20 mulheres saudáveis, sem dor no joelho, observando também um aumento significativo na intensidade de ativação do VMO.

O estudo de Santos *et al.*<sup>2</sup> realizou uma revisão de literatura sobre os efeitos da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) em pacientes com SDFP, porém a maioria dos artigos citados por ele avaliaram a força total do quadríceps, além de avaliarem também o efeito da EENM nos músculos do quadril.

## CONCLUSÃO

Nossos resultados mostraram que a EENM seletiva do músculo VMO pode aumentar de forma isolada a intensidade de ativação deste músculo em mulheres com SDFP. Estes resultados apresentam uma grande aplicabilidade clínica em diversos distúrbios osteomioarticulares que resultem na redução de ativação do VMO.

## REFERÊNCIAS

1. Piazza L, Lisboa ACA, Costa V, Brinhosa GCS, Vidmar MF, Oliveira LFB, Libardoni TC, Santos GM. Sintomas e limitações funcionais de pacientes com síndrome da dor patelofemoral. Rev Dor 2012; 13(1):50-4.
2. Santos RL, Souza MLSP, Santos FA. Estimulação Elétrica Neuromuscular na Disfunção Patelofemoral. Revisão de Literatura. Acta Ortop Bras. 2013; 21(1):52-8.
3. SENIAM - *project* – Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles. European Union. 1999.
4. Garcia FR, Lorente DAG, Negrão RF. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral após eletroestimulação em indivíduos com síndrome de dor fêmoro-patelar. Rev Bras Fisioter. 2010; 14(6):477-82.
5. Augusto DD, Ventura PP, Nogueira JFS, Brasileiro JS. Efeito imediato da estimulação elétrica neuromuscular seletiva na atividade eletromiográfica do músculo vasto medial oblíquo. Rev Bras Cineatropom Desemp Hum 2008; 10(2):155-60.

# IMMEDIATE EFFECT OF SELECTIVE NMES OF VASTUS MEDIALIS OBLIQUE MUSCLE IN WOMEN WITH PFPS DURING SQUATS

Augusto DD<sup>1</sup>, Brasileiro JS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

Presenter e-mail: [denisedalava@yahoo.com.br](mailto:denisedalava@yahoo.com.br)

## INTRODUCTION

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the most common disorders that affect the knee joint and its incidence is greater in adolescents and young adults physically active. The misalignment of patella is the most common cause pointed in the literature, but the etiology is still uncertain<sup>1</sup>.

One of the factors that could lead to patellar misalignment would be abnormal patellar traction by lateral muscles, thus strengthening the quadriceps, principally the medial compartment could be a way to reduce the discomfort in patients with PFPS<sup>2</sup>. The objective of this study was to evaluate the immediate effects of selective NMES of the VMO muscle in the intensity of activation of this muscle compared to the VL muscle during a squat exercise in women with PFPS.

## METHODS

Thirty eight women were evaluated; twenty women without complaints of anterior knee pain (control group, average age of  $24.15 \pm$  PFPS (PFPS group, average age of  $25.56 \pm 3.55$ ). To perform electromyography (EMG), the skin where the electrodes were placed was shaved and cleaned with alcohol at 70%. The electrodes were placed in the VMO and VL, according to SENIAM<sup>3</sup>. The electrodes were positioned so that the surfaces of detection were oriented perpendicular to the length of the muscle fibers. The electromyographic signals were captured at a frequency of acquisition of 1000 Hz and filtered at a frequency between 20 and 500 Hz. To capture the electrical activity of muscles, were used differential active surface electrodes (EMG System from Brazil Ltda.), composed of two parallel bars of Ag/AgCl and a reference oval claw type electrode. The electrodes have a rejection rate greater than 80 dB and an internal gain of 20 times. As the gain programmed into the A/D converter is 50 times the signal was amplified 1000 times. The volunteers were directed to conduct a series of 5 squats up to an angle of 45-degree knee flexion. An electrogoniometer connected to the electromyography was positioned in the evaluated member to control the angle of knee flexion during squats and to separate the electromyographic data during concentric and eccentric phase of the motion. After this assessment, a selective electrical stimulation of the vastus medialis oblique was performed. The stimulation Protocol was carried out through the "Russian chain, with 2,500 Hz of frequency modulation in 50 bursts per second with maximum intensity supported by volunteers, in a single session, characterized by 30 contractions. After this moment, a new assessment was replicated. For data analysis the SPSS program was used, and it has been performed a comparison between the intensity of muscle activation (RMS) of the control groups and PFPS, before and after stimulation by means of the paired Student's t test.

## RESULTS

After the NMES, we observed an increase in the intensity of VMO activation in both groups, control and PFPS, during the eccentric phase only, remaining the concentric phase without

amendment. In the analysis of VL muscle, no difference was found in the intensity of activation after the intervention, in any of the groups and in any of the stages of the squat.

**Table 1** - Average  $\pm$  Standard Deviation of the values of the intensity of activation (RMS) of the VMO and VL, control groups and PFPS, before and after intervention with NMES during the eccentric contraction

ECCENTRIC PHASE		RMS BEFORE (%)	RMS AFTER (%)	P
CONTROL	VMO	78.55 $\pm$ 31.97	87.64 $\pm$ 28.47	0.027*
	VL	71.78 $\pm$ 35.87	69.90 $\pm$ 23.21	0.720
PFPS	VMO	77.17 $\pm$ 32.49	97.69 $\pm$ 48.78	0.010*
	VL	74.35 $\pm$ 31.66	80.49 $\pm$ 40.42	0.295

Note: values are expressed as mean  $\pm$  standard deviation.

Legend: RMS = Root Mean Square; VMO = Vastus Medialis Oblique; VL = Vastus Lateralis; PFPS = Patellofemoral Pain Syndrome.

## DISCUSSION

The results corroborate with the study of Garcia *et al.*<sup>4</sup>, that after a period of 6 weeks of electrical stimulation in 10 women with PFPS found a statistically significant increase in the intensity of activation of the VMO and with the study of Augusto *et al.*<sup>5</sup> which assessed the immediate effect of selective NMES of the VMO in 20 healthy women, without knee pain, noting a significant increase in the intensity of activation of the VMO.

The study of Santos *et al.*<sup>2</sup> conducted a literature review on the effects of neuromuscular electrical stimulation (NMES) in patients with PFPS, however, most of articles cited in this study evaluated overall strength of the quadriceps, and also the effect of NMES in the hip muscles.

## CONCLUSION

Our results showed that selective NMES of VMO muscle may increase isolation the intensity of activation of this muscle in women with PFPS. These results present a large clinical applicability in several osteomioarticular disorders that result in reduction of VMO activation.

## REFERENCES

1. Piazza L, Lisboa ACA, Costa V, Brinhosa GCS, Vidmar MF, Oliveira LFB, Libardoni TC, Santos GM. Sintomas e limitações funcionais de pacientes com síndrome da dor patelofemoral. Rev Dor 2012; 13(1):50-4.
2. Santos RL, Souza MLSP, Santos FA. Estimulação Elétrica Neuromuscular na Disfunção Patelofemoral. Revisão de Literatura. Acta Ortop Bras. 2013; 21(1):52-8.
3. SENIAM - *project* – Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles. European Union. 1999.
4. Garcia FR, Lorente DAG, Negrão RF. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral após eletroestimulação em indivíduos com síndrome de dor fêmoro-patelar. Rev Bras Fisioter. 2010; 14(6):477-82.
5. Augusto DD, Ventura PP, Nogueira JFS, Brasileiro JS. Efeito imediato da estimulação elétrica neuromuscular seletiva na atividade eletromiográfica do músculo vasto medial oblíquo. Rev Bras Cineatrpor Desemp Hum 2008; 10(2):155-60.

# **ALTERAÇÕES ELETROMIOGRÁFICAS DO MEMBRO SUPERIOR IMEDIATAMENTE APÓS MANIPULAÇÃO CERVICAL EM UMA PACIENTE COM TREMOR ESSENCIAL: UM ESTUDO DE CASO**

Martins CC, Silva AM, Bonifácio DN, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM

E-mail da Apresentadora: carolcarvalhomartins@hotmail.com

## **INTRODUÇÃO**

Com uma abrangência de 3% a 6% da população maior de 40 anos e se apresentando prevalentemente nos membros superiores, o tremor essencial é um distúrbio neuromotor, caracterizado por contrações rítmicas e involuntárias dos músculos agonistas e antagonistas de uma região do corpo.

O presente estudo sustenta a tese de que uma alteração biomecânica entre os segmentos vertebrais (especificamente os cervicais, relacionados ao controle do tremor nos membros superiores) pode alterar as propriedades sensitivas e/ou de condução dos nervos acometidos pela patologia.

O objetivo deste estudo é avaliar a atividade da musculatura dos membros superiores de uma paciente com tremor essencial, antes e após a aplicação da técnica de manipulação cervical.

## **METODOLOGIA**

Este estudo foi desenvolvido em uma paciente de 25 anos, diagnosticada em 2009 com tremor essencial por um neurologista, que prescreveu Paroxetina, do qual a paciente fez uso por quatro meses sem relatar melhora na intensidade ou frequência dos tremores, que são constantes, bilaterais dos membros superiores e, testes revelaram uma degeneração na amplitude de movimentos relacionados ao segmento cervical C1 a C3, bilateralmente.

Para a realização dos testes, foi empregado um eletromiógrafo MIOTEC de quatro canais analógicos e a conversão A/D foi feita numa placa com resolução de 14 bits de faixa de entrada, frequência de amostragem de 2 kHz e impedância de 109 ohms; com eletrodos de 20 mm de diâmetro posicionados a uma distância de 20 mm centro-a-centro. Um eletrodo de referência foi posicionado no epicôndilo lateral esquerdo do úmero e os músculos analisados foram, nos dois membros superiores, Flexor Radial do Carpo, Extensor Ulnar do Carpo, a cabeça longa do Bíceps Braquial e a cabeça longa do Tríceps Braquial. Os eletrodos autoadesivos foram posicionados nos ventres dos músculos paralelamente às fibras.

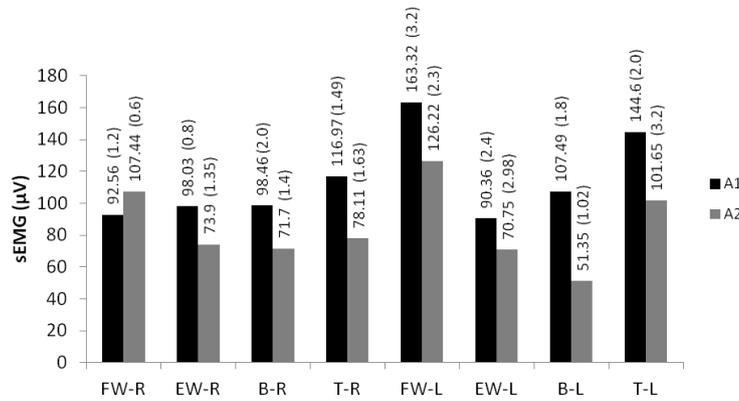
A paciente, então, foi orientada a desenvolver duas contrações isométricas voluntárias máximas nos movimentos de extensão e flexão do punho, por 12 segundos e tempo de descanso de 3 minutos e os resultados anotados foram a média entre estes valores. Foi aplicada uma manipulação de baixa amplitude e alta velocidade na coluna cervical (ao nível de C3 e C4, uma manipulação de cada lado) e os testes foram repetidos.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

O presente estudo revela que após a manobra de manipulação cervical ser aplicada na paciente, os músculos analisados dos membros superiores apresentaram um decréscimo na atividade elétrica muscular ( $\mu\text{V}$  – Figuras 1 e 2), representando um aumento na eficiência destes músculos, pois a paciente desempenha a mesma tarefa recrutando menos unidades motoras. Uma hipótese para o funcionamento da manipulação neste caso é que os reflexos neurofisiológicos acionados pelos

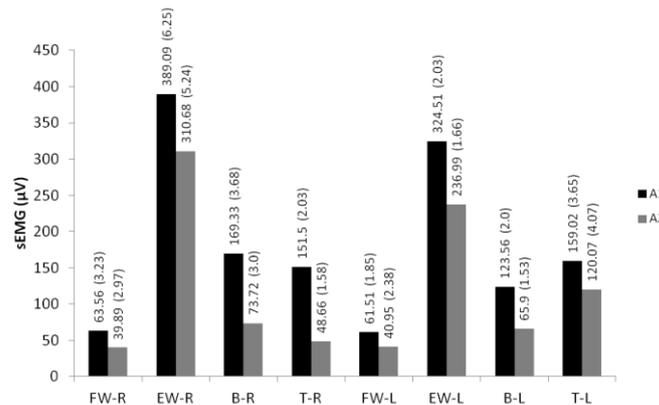
receptores sensoriais são mecanicamente simulados neste tipo de técnica, possibilitando o *feedback* regulador para o sistema nervoso central e, conseqüentemente, proporcionando os benefícios acima citados.

A resposta obtida neste estudo sugere a possibilidade da inclusão desta abordagem no caso do tremor essencial, levando a um controle de movimentos mais apurado e, baseado na hipótese do controle motor por *feedback*, promover mudanças no engrama motor pela modulação dos mecanorreceptores.



**Figura 1** - Valores da Atividade Elétrica Muscular na Flexão do Punho

Legenda: A1 - Avaliação pré-mobilização cervical; A2 - Avaliação pós-mobilização cervical; FW – M. Flexor Radial do Carpo; EW – M. Extensor Ulnar do Carpo; B – cabeça longa do M. Bíceps Braquial; T – cabeça longa do M. Tríceps Braquial; R – membro superior direito; L – membro superior esquerdo



**Figura 2** - Valores da Atividade Elétrica Muscular na Extensão do Punho

Legenda: A1 - Avaliação pré-mobilização cervical; A2 - Avaliação pós-mobilização cervical; FW – M. Flexor Radial do Carpo; EW – M. Extensor Ulnar do Carpo; B – cabeça longa do M. Bíceps Braquial; T – cabeça longa do M. Tríceps Braquial; R – membro superior direito; L – membro superior esquerdo.

## CONCLUSÃO

Os resultados apresentados permitem-nos concluir que, no caso desta paciente, uma mobilização espinal de alta velocidade modifica o comportamento muscular, diminuindo sua atividade elétrica. São necessários novos estudos na área com um grupo amostral maior, bem como estudos abordando outros músculos e outros movimentos.

**REFERÊNCIAS**

1. Lundervold DA, Belwood MF, Craney JL, Poppen R. Reduction of tremor severity and disability following behavioral relaxation training. *J Behavior Ther Exp Psych.* 1999; 30:119-35.
2. Hubbard TA, Kane JD. Chiropractic management of essential tremor and migraine: a case report. *J Chir Med.* 2012; 11:121–6.
3. Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J.* 2002; 2:357–71.
4. Todorov E, Jordan MI. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci* 2002; 5:1226–35.

# **IMMEDIATE ELECTROMYOGRAPHIC CHANGES OF THE UPPER LIMB MUSCLES FOLLOWING CERVICAL MANIPULATION IN A PATIENT WITH ESSENTIAL TREMOR: A CASE REPORT**

Martins CC, Silva AM, Bonifácio DN, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Department of Physiotherapy - Federal University of Jequitinhonha  
and Mucuri Valleys – UFVJM

## **INTRODUCTION**

A range of 3% to 6% of the population over 40 years old present the essential tremor, most commonly at the upper limbs. It is a neurological-movement disorder, characterized by rhythmic and involuntary contractions of the agonists and antagonists muscles of a body region. The present study supports the thesis that a biomechanical alteration between the vertebral segments (specifically the cervical, related to tremor control at the upper limbs) might change the sensitivity and conduction properties of the nerves affected by the pathology.

The main objective of this study is to evaluate the upper limb's muscle's activity of a patient presenting essential tremor, before and after applying a cervical manipulation technique.

## **METHODOLOGY**

This study was developed with a 25-years-old female patient, diagnosed with essential tremor in 2009 by a neurologist, who prescribed Paroxetine, used by the patient for four months without presenting any relive in the intensity or frequency of the tremors, whose are constant, bilaterally presented at the upper limbs. Tests have shown a degeneration at the movements range related to the cervical segment from C1 to C3, bilaterally.

To perform the tests, an electromyography device by MIOTEC with four analogical channels and the conversion of analogue to digital signals was performed by an A/D board with a 14-bit resolution input range, sampling frequency of 2 kHz and impedance of 109 ohms was used; also 20-mm diameter electrodes were used with centre-to-centre distance of 20 mm. A reference electrode was placed on the left lateral humerus' epicondyle and the muscles analyzed were, at both upper limbs, the radial flexor of the wrist, the ulnar extensor of the wrist, the long head of biceps and the long head of triceps. Auto-adhesive surface electrodes were attached on the muscle bellies and positioned parallel to the muscle fibers.

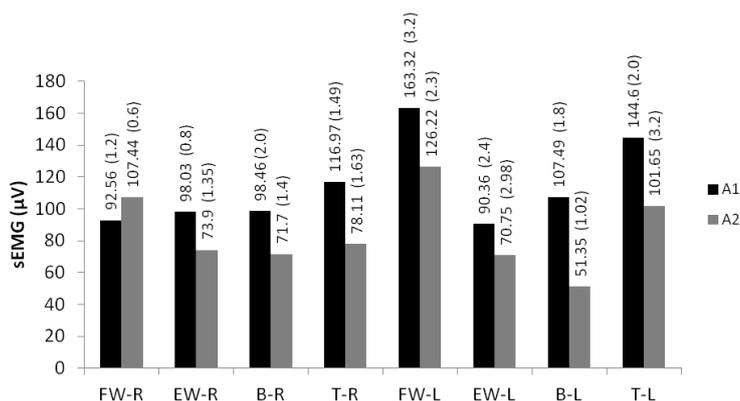
The patient was oriented to perform two maximum isometric voluntary contractions at the flexion and extension movements of the wrists, lasting 12 seconds, with a 3-minute resting interval between the contractions; the data was the mean of the two contractions. Then, a high-velocity low-amplitude manipulative thrust to the cervical spine (C3-C4 level, one manipulation to each side) was applied and the tests were repeated.

## **RESULTS AND DISCUSSION**

The present study revealed that after the cervical manipulation technique, the muscles of the upper limb have shown a decrease on it's average mean of activity (Figures 1 and

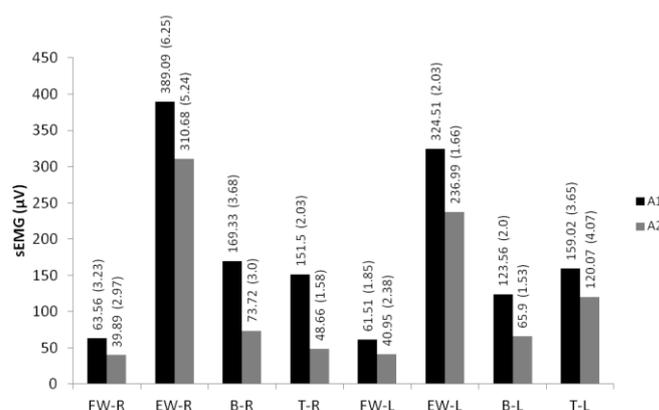
2), which represents an increase on the efficiency of this muscles, because the patient performed the same task recruiting less motor units. A hypothesis for this success is that the neurophysiological reflexes, triggered by sensory receptors are mechanically stimulated by this technique, enabled the regulative feedback mechanism to the central nervous system and, consequently, provided the benefits quoted above.

The responses found on this study suggest the possibility of including on the treatment of essential tremor the technique, leading to a most precise movement control, and based on the hypothesis of motor control by feedback regulation, to promote changes at the motor engram by the modulation of mechanoreceptors.



**Figure 1** - Average Mean of Activity – Wrist Flexion

Subtitle: A1: pre-assessment; A2: post-assessment; FW: radial flexor of the wrist; EW: ulnar extensor of the wrist; B: long head of biceps; T: long head of triceps; R: right upper limb; L: left upper limb.



**Figure 2** - Average Mean of Activity – Wrist Extension

Subtitle: A1: pre-assessment; A2: post-assessment; FW: radial flexor of the wrist; EW: ulnar extensor of the wrist; B: long head of biceps; T: long head of triceps; R: right upper limb; L: left upper limb.

## **CONCLUSION**

The results allow us to conclude that, to this patient, a high velocity spinal manipulation technique modified the muscle's behavior, decreasing its electrical activity. New studies on this particular field are needed, with a higher sample group, as such as studies studying other muscles and other movements.

## **REFERENCES**

1. Lundervold DA, Belwood MF, Craney JL, Poppen R. Reduction of tremor severity and disability following behavioral relaxation training. *J Behavior Ther Exp Psych.* 1999; 30:119-35.
2. Hubbard TA, Kane JD. Chiropractic management of essential tremor and migraine: a case report. *J Chir Med.* 2012; 11:121-6.
3. Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J.* 2002; 2:357-71.
4. Todorov E, Jordan MI. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci* 2002; 5:1226-35.

## ATIVAÇÃO DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR EM INSTABILIDADE DE BASE DE SUPORTE

Stroppa-Marques AEZ<sup>2</sup>, Tozim BM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual Paulista – Unesp / Marília

<sup>2</sup>Instituto de Biociências de Rio Claro – Unesp / Rio Claro

E-mail do apresentador: [anastropa@hotmail.com](mailto:anastropa@hotmail.com)

Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

O músculo trapézio é bastante estudado por ser um local de frequente presença de desconforto<sup>1</sup> e por exercer papéis variados na mecânica corporal. Apresenta importante função para a sustentação e equilíbrio da cabeça, porém está susceptível as variações de postura<sup>2</sup>.

Para a manutenção da postura em equilíbrio, é necessário que haja apoio plantar correto<sup>3</sup> e a integridade dos sistemas sensorial e biomecânico<sup>4</sup> suprindo as variações impostas pela tarefa<sup>5</sup> e ambiente<sup>6</sup>. No entanto, com as adaptações e perdas do envelhecimento existe maior ativação muscular, em condições de instabilidade, mas o sinergismo acontece de forma inadequada, interferindo de forma negativa na estabilidade postural<sup>7</sup>.

Por essa razão acredita-se que as alterações da base de suporte promovem instabilidades, desencadeando aumento na ativação do músculo trapézio superior e comprometer sua função. Deste modo, o intuito deste estudo é mostrar se as alterações da base de suporte interferem na ativação do músculo trapézio superior e explicitar como é o comportamento no grupo de jovens e idosas.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal, quantitativo, aprovado pelo Comitê de ética – Unesp / Marília (835/2013) realizado com cinco idosas (GI) com idade média de 69,5 anos ( $\pm 4,94$ ) e oito jovens (GJ) com idade média 21,16 anos ( $\pm 3,53$ ), sedentárias e híidas. O estudo foi composto por avaliações eletromiográfica no músculo trapézio superior durante, três repetições de 10 segundos cada, de apoio bipodal confortável e tandem e três repetições do Teste de Apoio Unipodal (TAU) com tempo limite de 90 segundos, todos com os olhos fechados. Para eleger o lado de apoio do TAU realizou-se o Teste de lateralidade, escolhendo assim o membro não dominante, ou seja, de melhor apoio. Os dados EMG foram registrados por meio de eletromiógrafo MyosystemBr1\_P84 (Data Hominis<sup>®</sup>) com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 4000 vezes. Os eletrodos de Ag/AgCl foram posicionados do lado dominante do músculos trapézio superior<sup>8</sup>. Foi utilizado filtro passa banda de 20 a 500 Hz. O maior valor de RMS na postura de base olhos abertos foi utilizada como valor de referência para a normalização dos dados, nas posturas: base, tandem e unipodal, todas olhos fechados.

Após a verificação da normalidade dos valores por meio do teste *Shapiro-Wilk*, os dados foram analisados por meio do teste estatístico *Kruskal Wallis*, seguidos pelo *post hoc* de Dunn. Foi considerado estatisticamente significativo, quando o  $p \leq 0,05$ .

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A diminuição da base de suporte, no TAU, provocou aumento significativo na ativação do músculo trapézio superior, comparado a base bipodal confortável (BBC), nos dois grupos, possivelmente estimulada para suprir a instabilidade de base<sup>7</sup>. A porcentagem dos valores de RMS do músculo trapézio foi crescente nas posições (BBC), Tandem (TA) e TAU, nos dois grupos (Tabela1), contudo ao analisar o GI observou-se que as idosas apresentaram valores mais baixos em relação ao GJ. Também foram observados valores  $p < 0,05$ , em ambos os grupos, nas posturas tandem e unipodal, comparado a base bipodal.

**Tabela 1** – Valores em porcentagem de RMS (uV) do musculo trapézio superior em três diferentes bases de suporte

	Idosas	Jovens
<b>Base bipodal</b>	0,86 ± 0,46	1,56 ± 1,35
<b>Tandem</b>	1,20 ± 0,38	5,52 ± 3,69
<b>Base Unipodal</b>	3,19 ± 2,56	7,36 ± 5,13
<b>P</b>	0,012	0,002

Ao analisar o tempo médio de manutenção no TAU observou-se que o GI apresentou valor menor (3,66 segundos) comparado ao GJ (27,23 segundos), sugerindo que o maior tempo de exposição, com olhos fechados em apoio unipodal, proporcionou maiores desafios frente às instabilidades no GJ. No entanto, mesmo com o tempo bastante reduzido, o GI também mostrou aumento gradativo na ativação eletromiográfica do musculo trapézio, como observado por meio de alterações de base de suporte em pacientes com hipofunção vestibular<sup>9</sup>.

## CONCLUSÃO

O presente estudo sugere-se que quanto menor a base de apoio maior é a ativação do músculo trapézio na busca da estabilidade, fato que pode limitar a execução da sua função. Assim, esse estudo propõe que mais estudos sejam realizados com a análise funcional do músculo trapézio e diminuição da base de suporte.

## REFERÊNCIAS

1. Stroppa Marques AEZ, Melo Neto JS, Oliveira CA, Palomari ET. Atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior em mulheres mastectomizadas com sintomas depressivos. *Ter Man.* 2013; 11(54):540-5.
2. Soares JC, Weber P, Trevisan ME, Trevisan CM, Rossi AG. Correlação entre postura da cabeça, intensidade da dor e índice de incapacidade cervical em mulheres com queixa de dor cervical. *Fisioter Pesq.* 2012; 19(1):68-72).
3. Oliveira AP, Otowicz I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.* 2004; 2, (3):122-7
4. Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23:1222–8.
5. Santiago ACC, Abreu DCC, Santiago HAR, Gomes MM. A influencia dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio estático de adultos jovens em diferentes bases de apoio. *Braz J Biomech.* 2013; 14(27).
6. Bárbara RCS, Freitas SMSF, Bagesteiro B, Perracini R, Alouche SR. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev Bras Fisioter* 2012; 16(5):375-80.
7. Santos ECC, Claudino R, Santos JM. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *ConScientiae Saúde.* 2013; 12(1):70-81.
8. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. *Seniam 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy.* Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
9. Mazzetti KR, Cabra CMN, Serra AP, Ganança FF. Avaliação posturográfica e eletromiográfica em pacientes com hipofunção vestibular periférica unilateral *Anais do 40º Congresso Brasileiro de Otorrinolaringologia Set/Out 2010.* 76(5 Sup):115. Disponível em: <http://www.rborl.org.br/40CBO/P-115.html>. Acesso em 2013 mar. 22.

## ACTIVATION OF THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE IN INSTABILITY OF THE SUPPORT BASE

Stroppa-Marques AEZ<sup>2</sup>, Tozim BM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Phisiotherapy Department of Paulista State University – Unesp / Marília

<sup>2</sup>Rio Claro Biosciences Institute – Unesp / Rio Claro

Corresponding author: [anastropa@hotmail.com](mailto:anastropa@hotmail.com)

Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The trapezius muscle is extensively studied to be a place of frequent presence of discomfort<sup>1</sup> and perform varied roles in body mechanics. It plays a important role in support and balance the head, but is likely variations in posture<sup>2</sup>.

For the maintenance of posture on balance, there must be a correct plantar support<sup>3</sup> and integrity of sensory and biomechanics systems<sup>4</sup> supplying the variations imposed by the tasks<sup>5</sup> and environment<sup>6</sup>. However, with the adjustments and losses of aging there is greater muscle activation in conditions of instability, but the synergism occurs inappropriately interfering negatively in postural stability<sup>7</sup>.

For this reason it is believed that the changes in base support promote instability, triggering an increase of the activation of the upper trapezius muscle and impair its function. Thus, the aim of this study is to show that the changes of the support base interfere with activation of the upper trapezius muscle and clarify how the behavior in young and elderly.

### MÉTODOS

This is a cross-sectional quantitative study was approved by the Committee of Reserach Ethics) - UNESP / Marilia (835/2013) carried out five elderly women with a mean age of 69.5 years ( $\pm 4.94$ ) and eight young with mean age 21.16 years ( $\pm 3.53$ ), sedentary and otherwise healthy. The study consisted of electromyographic evaluations in the upper trapezius muscle during three repetitions of 10 seconds each, comfortable and bipedal support and three tandem repeats of the one foot stance test (OFS) with limit of 90 seconds, all with their eyes closed. To elect the next support OFS held testing the laterality, so choosing the non-dominant limb, ie, better support.

The EMG data were recorded by electromyography MyosystemBr1\_P84 (Date Hominis<sup>®</sup>) with sampling frequency of 2000 Hz, total gain of 4000 times. Electrodes Ag/AgCl were positioned on the dominant side of the upper trapezius<sup>8</sup>. It was used pass filter of 20-500 Hz. The highest value of RMS in the basic stance with open eyes was used as reference for normalization of the data, in the postures: double leg stance, tandem and single leg stance, all closed eyes.

After checking the normality of the values using the Shapiro-Wilk test, data were analyzed by Kruskal-Wallis followed by the pos hoc de Dunn test. Was considered statistically significant when  $p \leq 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

The decrease of the support base promote a significant increase in activation of the upper trapezius muscle compared to bipedal comfortable base (BCB), in both groups, possibly stimulated to supply the instability base<sup>7</sup>. The RMS average values of the trapezius muscle were increscent at positions bipedal support (BS), Tandem (T) and OFS in the two groups (Table 1), however when analyzing the elderly group (EG) was observed that the elderly had lower values compared to the young group YG. It was also observed values  $p < 0.05$ , in both groups, in tandem and single leg positions, compared to the double leg stance bipedal base.

**Table 1** – Percent values of the RMS (uV) of the upper trapezius muscle in different support base.

	Older	Young
Double leg stance	0,86 ± 0,46	1,56 ± 1,35
Tandem	1,20 ± 0,38	5,52 ± 3,69
One-foot stance	3,19 ± 2,56	7,36 ± 5,13
P	0,012	0,002

By analyzing the average maintenance time in TAU was observed that the EG showed the lowest (3.66 seconds) compared to YG (27.23 seconds), suggesting that longer exposure, with closed eyes on one foot, provided biggest challenges facing the instabilities in YG. However, even with the significantly reduced time, the EG showed gradual increase in EMG activation of the trapezius muscle, as observed by altering the basic support in patients with hypofunction vestibular<sup>9</sup>.

## CONCLUSION

The present study suggests that the lower the base of support is greater activation of the trapezius muscle in the pursuit of stability, which can limit the performance of its function. Thus, this study suggests that more studies be conducted with the functional analysis of the trapezius muscle and decreased base of support.

## REFERENCES

1. Stroppa Marques AEZ, Melo Neto JS, Oliveira CA, Palomari ET. Atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior em mulheres mastectomizadas com sintomas depressivos. *Ter Man.* 2013; 11(54):540-5.
2. Soares JC, Weber P, Trevisan ME, Trevisan CM, Rossi AG. Correlação entre postura da cabeça, intensidade da dor e índice de incapacidade cervical em mulheres com queixa de dor cervical. *Fisioter Pesq.* 2012; 19(1):68-72).
3. Oliveira AP, Otowicz I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.* 2004; 2, (3):122-7
4. Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23:1222–8.
5. Santiago ACC, Abreu DCC, Santiago HAR, Gomes MM. A influencia dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio estático de adultos jovens em diferentes bases de apoio. *Braz J Biomech.* 2013; 14(27).
6. Bárbara RCS, Freitas SMSF, Bagesteiro B, Perracini R, Alouche SR. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev Bras Fisioter* 2012; 16(5):375-80.
7. Santos ECC, Claudino R, Santos JM. Estratégias de ajustes posturais em indivíduos idosos diante do distúrbio de pegar uma bola. *ConScientiae Saúde.* 2013; 12(1):70-81.
8. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. *Seniam 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy.* Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.
9. Mazzetti KR, Cabra CMN, Serra AP, Ganança FF. Avaliação posturográfica e eletromiográfica em pacientes com hipofunção vestibular periférica unilateral Anais do 40º Congresso Brasileiro de Otorrinolaringologia Set/Out 2010. 76(5 Sup):115. Disponível em: <http://www.rborl.org.br/40CBO/P-115.html> . Acesso em 2013 mar. 22

## **EFEITO IMEDIATO DA TENS SOBRE A FADIGA MUSCULAR MASTIGATÓRIA DE INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Oliveira, AIS<sup>1</sup>, Ferreira APL<sup>1</sup>, Costa DR<sup>1</sup>, Conti PC<sup>2</sup>, Bonjardim LR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Sergipe – UFS

<sup>2</sup>Departamento de Odontologia da Universidade de São Paulo – USP

E-mail do apresentador: [anaizabela.oliveira@hotmail.com](mailto:anaizabela.oliveira@hotmail.com)

### **INTRODUÇÃO**

A *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* (TENS) é uma terapia bastante utilizada para redução da dor e os efeitos sobre o tônus muscular são pouco explorados<sup>1</sup>. Considerando-se que a força desenvolvida por um músculo em contração depende da excitação neural que lhe é aplicada, o EMG, ao medir o nível de excitação, pode ser utilizado como indicador de força<sup>2</sup>.

A análise da Transformada Rápida de Fournier ou *Fast Fourier Transform* (FFT) disponibilizada pelo *software* de EMG poderá contribuir para a interpretação do comportamento de fadiga de músculos mastigatórios<sup>3</sup>. Para o nosso conhecimento, esse é o primeiro estudo a investigar o efeito da TENS na fadiga dos músculos mastigatórios em indivíduos com DTM muscular.

O Objetivo desse trabalho foi avaliar através da Eletromiografia de superfície (EMG), as respostas imediatas da TENS em relação a amplitude do sinal da EMG ( $\mu\text{V}$ ) e tempo necessário (s) para ocorrência de fadiga muscular em sujeitos com DTM muscular sintomática.

### **MÉTODOS**

Foram selecionados 40 indivíduos na faixa etária de 18 a 35 anos com sinais e sintomas de DTM muscular. O diagnóstico de DTM foi realizado seguindo-se a versão brasileira do *Research Diagnostic Criteria (RDC)* e os voluntários foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos: 1) TENS placebo (n=20) e 2) TENS ativo (n=20). Essa pesquisa foi aprovada sob parecer Comitê de ética CAAE nº 0023.0.107.000-1. Foi realizada aplicação única da TENS bilateralmente nos músculos masseteres e temporais anteriores.

Os parâmetros da TENS utilizados foram: duração de pulso para ativação apenas sensorial (<100  $\mu\text{s}$ ), e amplitude alta, porém, confortável e sem a ocorrência de contração muscular durante o tempo de 50 minutos. Com objetivo de produzir estímulos analgésicos por diferentes mecanismos e melhorar a tolerância à corrente, foram utilizadas variações entre baixa e alta frequência (VF) com varredura de 4 HZ (primeiros 25 minutos) e 100 Hz (últimos 25 minutos). A fim de ocultar o paciente para que o mesmo não pudesse discernir entre procedimento teste ou placebo, o aparelho de TENS foi conectado a um equipamento placebo que, sem o conhecimento do voluntário, estava com a chave seletora desativada. Para o posicionamento dos eletrodos foram consideradas como referências: para o músculo masseter, posição equidistante entre o ângulo da mandíbula e *tragus*; para o Temporal, o feixe anterior do músculo, posição equidistante entre a comissura palpebral externa e arco zigomático na altura que coincide com o ponto médio ocular.

Para o grupo TENS placebo foram utilizados os mesmos parâmetros, porém com estímulo transiente. Para análise eletromiográfica foram consideradas as recomendações da *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK/SENIAM). A fadiga muscular foi observada pelo método indireto através do *Software MIOTOOL*, da *MIOTEC*, utilizando-se, como domínio, a frequência mediana, com a plotagem feita a partir do algoritmo matemático da transdução de sinais conhecida como Transformada Rápida de Fournier ou *Fast Fourier Transform* (FFT). Através do FFT, foi identificado o tempo (em microssegundos) em que ocorreu a menor magnitude do sinal de EMG interpretada como ponto de fadiga. Conhecendo-se o valor em microssegundos da ocorrência

de fadiga muscular, foi analisada, no registro *Root Mean Square* (RMS), a amplitude (em microvolts) correspondente. Esses valores foram identificados a partir da realização de uma contração voluntária máxima (CVM) mantida por dez segundos.

As variáveis analisadas foram testadas quanto à normalidade dos dados por meio do teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Para comparar o efeito da TENS sobre o tempo de fadiga muscular (segundos) e amplitude do sinal eletromiográfico ( $\mu\text{V}$ ), intra e intergrupos ao longo do tempo (antes, imediatamente e 48 horas após aplicação da TENS) foi utilizada ANOVA de duas vias para medidas repetidas, seguida do pós teste de *Tukey*, com nível de significância de 5%.

**Tabela 1** - Média do tempo de fadiga (segundos) e valores de amplitude do sinal eletromiográfico (RMS) para os músculos masseter e temporal anterior nos diferentes períodos de avaliação entre os grupos

	Basal	Imediato	48 horas
<b>TENS placebo (n=20)</b>			
<i>Tempo de Fadiga</i>			
Masseter	4,42 (0,53) <sup>aA</sup>	4,42 (0,58) <sup>aA</sup>	4,47 (0,49) <sup>aA</sup>
Temporal Anterior	6,56 (0,70) <sup>aA</sup>	6,78 (0,62) <sup>aA</sup>	6,57 (0,69) <sup>aA</sup>
<i>Amplitude do sinal eletromiográfico</i>			
Masseter	216,27 (44,46) <sup>aA</sup>	219,95 (37,59) <sup>aA</sup>	215,98 (38,26) <sup>aA</sup>
Temporal Anterior	152,19 (52,70) <sup>aA</sup>	176,80 (48,62) <sup>aA</sup>	166,50 (51,95) <sup>aA</sup>
<b>TENS ativo (n=20)</b>			
<i>Tempo de Fadiga</i>			
Masseter	4,41 (0,36) <sup>aA</sup>	8,27 (0,41) <sup>bB</sup>	5,50 (0,38) <sup>cB</sup>
Temporal Anterior	6,74 (0,58) <sup>aA</sup>	8,89 (0,28) <sup>bB</sup>	6,85 (0,53) <sup>aA</sup>
<i>Amplitude do sinal eletromiográfico</i>			
Masseter	185,50 (21,26) <sup>aA</sup>	224,66 (43,24) <sup>bA</sup>	174,18 (34,25) <sup>aB</sup>
Temporal Anterior	140,32 (19,44) <sup>aA</sup>	206,05 (57,49) <sup>bA</sup>	158,60 (31,25) <sup>aA</sup>

Nota: Letras minúsculas diferentes na mesma linha representam diferença significativa intra-grupo e letras maiúsculas diferentes na mesma coluna representam diferença intergrupo.

ANOVA de duas vias seguido por pós teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ ).

Não foram encontrados na literatura, estudos que utilizassem a FFT para avaliação da fadiga de músculos mastigatórios em indivíduos com DTM. Contudo, utilizando parâmetros de EMG semelhantes a esse estudo, *Castroflorio et al.*<sup>3</sup>, demonstraram que a EMG pode ser útil para a avaliação da fadiga dos músculos elevadores da mandíbula e contribuir para avaliação clínica da DTM.

## CONCLUSÃO

Foi possível verificar que pacientes com DTM submetidos na TENS alcançaram amplitudes de corrente significativamente maiores e perduraram por mais tempo em contração antes da ocorrência de fadiga muscular mastigatória.

## REFERÊNCIAS

1. Manfredine D, Lobbezoo F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 106: e26–50.
2. Loss J, Zaro M, BemHur G Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia. *Movimento.* 1998; 8:13-4.
3. Castroflorio T, Falla D, Wang K. Effect of experimental jaw-muscle pain on the spatial distribution of surface EMG activity of the human masseter muscle during tooth clenching. *J Oral Rehabil.* 2012; 39:81-92.

## SHORT EFFECT MUSCLE FATIGUE IN INDIVIDUALS WITH TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS

Oliveira IS<sup>1</sup>, Ferreira APL<sup>1</sup>, Costa, DR<sup>1</sup>, Conti PC<sup>2</sup>, Bonjardim LR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Federal University of Sergipe

<sup>2</sup>Department of Dentistry, University of São Paulo

E-mail Presenter: [anaizabela.oliveira@hotmail.com](mailto:anaizabela.oliveira@hotmail.com)

### INTRODUCTION

The Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) is a therapy often used to reduce pain and the effects on muscle tone are underexploited<sup>1</sup>. Considering that the force developed by a muscle contraction depends on neural excitation applied to it, the EMG, to measure the level of arousal, can be used as a power indicator<sup>2</sup>. Analysis of Fast Fournier Transform or Fast Fourier Transform (FFT) software provided by EMG may contribute to the interpretation of the fatigue behavior of masticatory muscles<sup>3</sup>.

To our knowledge, this is the first study to investigate the effect of TENS on fatigue of masticatory muscles in subjects with muscular TMD. The objective of this study was to evaluate by Electromyography (MG), the immediate responses of TENS compared to the EMG signal amplitude (microvolts) and time taken (s) for the occurrence of muscle fatigue in subjects with symptomatic muscle DTM.

### METHODS

We selected 40 individuals aged 18 to 35 with signs and symptoms of TMD muscle. The diagnosis of TMD was done according to the Brazilian version of the Research Diagnostic Criteria (RDC) and the volunteers were randomly divided into two groups: 1) placebo TENS (n = 20) and 2) active TENS (n = 20). This research was approved under Opinion Committee CAAE No 0023.0.107.000-1 ethics. Single application of TENS bilaterally in the masseter and temporal muscles anteriores.

The parameters of TENS used were: pulse duration for activation only sensory (<100 us), and high amplitude, but comfortable and without the occurrence of muscular contraction for the duration of 50 minutes. Aiming to produce analgesic stimuli by different mechanisms and improve tolerance to current variations between low and high frequency (VF) with scan 4 Hz (first 25 minutes) and 100 Hz (past 25 minutes) were used. In order to hide the patient so that the same could not discern between test procedure or placebo, TENS device was connected to a placebo device that, unbeknownst to the volunteer, with the selector switch was turned off. For the positioning of the electrodes were considered as references: For the masseter muscle, equidistant between the angle of the jaw and tragus; Temporal to the previous beam muscle, equidistant between the outer palpebral commissure and the zygomatic arch height position coincides with the average eye point.

The placebo TENS group was held the same parameters were used, but with transient stimulus. For electromyographic analysis were considered the recommendations of the International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK/SENIAM). Muscle fatigue was observed by indirect method through Software Miotool of MIOTEC, using as a domain, the median frequency, as taken from the plot of signal transduction known as Fast Fournier Transform or Fast Fourier Transform mathematical algorithm (FFT). Using the FFT, the time (in microseconds) that the smaller magnitude of the EMG signal interpreted as point of fatigue was identified. Knowing the value in microseconds of the occurrence of muscle fatigue, was analyzed, the registry Root Mean Square (RMS) amplitude (in microvolts) correspondent. These values were identified from performing a maximal voluntary contraction (MVC) maintained for ten seconds

The analyzed variables were tested for normality of the data using the Kolmogorov-Smirnov test. To compare the effect of TENS on muscle fatigue time (seconds) and the electromyographic signal amplitude (microvolts), within and between groups over time (before, immediately and 48 hours after application of TENS) was used for two-way ANOVA repeated measures followed by the Tukey posttest, with a significance level of 5%.

**Table 1** - Mean of fatigue time (seconds) and values of the electromyographic signal amplitude (RMS) to the anterior temporalis and masseter muscles in different periods of evaluation between the groups

	Baseline	Immediate	48 hours
<b>TENS placebo (n=20)</b>			
<i>Fatigue time</i>			
<b>Masseter</b>	4,42 (0,53) <sup>aA</sup>	4,42 (0,58) <sup>aA</sup>	4,47 (0,49) <sup>aA</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	6,56 (0,70) <sup>aA</sup>	6,78 (0,62) <sup>aA</sup>	6,57 (0,69) <sup>aA</sup>
<i>Electromyographic signal amplitude</i>			
<b>Masseter</b>	216,27 (44,46) <sup>aA</sup>	219,95 (37,59) <sup>aA</sup>	215,98 (38,26) <sup>aA</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	152,19 (52,70) <sup>aA</sup>	176,80 (48,62) <sup>aA</sup>	166,50 (51,95) <sup>aA</sup>
<b>TENS active (n=20)</b>			
<i>Fatigue time</i>			
<b>Masseter</b>	4,41 (0,36) <sup>aA</sup>	8,27 (0,41) <sup>bB</sup>	5,50 (0,38) <sup>cB</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	6,74 (0,58) <sup>aA</sup>	8,89 (0,28) <sup>bB</sup>	6,85 (0,53) <sup>aA</sup>
<i>Electromyographic signal amplitude</i>			
<b>Masseter</b>	185,50 (21,26) <sup>aA</sup>	224,66 (43,24) <sup>bA</sup>	174,18 (34,25) <sup>aB</sup>
<b>Anterior Temporalis</b>	140,32 (19,44) <sup>aA</sup>	206,05 (57,49) <sup>bA</sup>	158,60 (31,25) <sup>aA</sup>

Note: Different lowercase letters in the same row represent significant difference intragroup and different capital letters in the same column represent intergroup difference.

Two-way ANOVA followed by Tukey's post test ( $p < 0.05$ ).

Not found in the literature, studies that used the FFT for the fatigue assessment of masticatory muscles in TMD patients. However, EMG using parameters similar to this study, Castroflorio et al<sup>1</sup>. demonstrated that the EMG may be useful for evaluating the fatigue of the mandible elevator muscles and contribute to the clinical evaluation of TMD.

## CONCLUSION

We found that patients with TMD submitted in TENS amplitudes reached significantly higher current and lasted longer in contraction before the occurrence of masticatory muscle fatigue.

## REFERENCES

1. Manfredine D, Lobbezoo F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 106: e26–50.
2. Loss J, Zaro M, BemHur G Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia. *Movimento.* 1998; 8:13-4.
3. Castroflorio T, Falla D, Wang K. Effect of experimental jaw-muscle pain on the spatial distribution of surface EMG activity of the human masseter muscle during tooth clenching. *J Oral Rehabil.* 2012; 39:81-92.

# CINEMÁTICA E ELETROMIOGRAFIA DO JOELHO DURANTE MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: COMPARAÇÃO ENTRE TRÊS GRUPOS ETÁRIOS

Sousa CO<sup>1</sup>, Medeiros JM<sup>2</sup>, Pereira YS<sup>2</sup>, Moura DM<sup>2</sup>, Lima SM<sup>2</sup>, Ferreira JJA<sup>2</sup>, Andrade PR<sup>2</sup>,  
Oliveira AB<sup>3</sup>, Barela JA<sup>4</sup>, Barela AMF<sup>4</sup>, Santos HH<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>3</sup>Universidade Federal de São Carlos – UFSCar

<sup>4</sup>Universidade Cruzeiro do Sul – UNICSUL

E-mail do apresentador: cat.olivsousa@gmail.com

## INTRODUÇÃO

Como consequência das alterações próprias do envelhecimento, estudos têm apontado piora na mobilidade<sup>1</sup>. Apesar da reportada deterioração dos sistemas corporais, os efeitos do envelhecimento na locomoção ainda não estão claros na literatura. Assim, o objetivo desse estudo foi comparar a cinemática e a eletromiografia do joelho durante a marcha de indivíduos saudáveis de três faixas etárias.

## MÉTODOS

Cinquenta indivíduos, divididos em três grupos, participaram deste estudo: 19 jovens (GJ = idade de  $22,4 \pm 2,1$  anos e IMC de  $23,0 \pm 3,3$  kg/m<sup>2</sup>), 17 de meia-idade (GMI = idade de  $49,8 \pm 6,0$  anos e IMC de  $26,2 \pm 3,5$  kg/m<sup>2</sup>), e 14 idosos (GI = idade de  $67,4 \pm 4,8$  anos; IMC de  $27,9 \pm 4,3$  kg/m<sup>2</sup>). Nenhum dos indivíduos apresentavam comprometimento do sistema vestibular, cardiovascular, nervoso e/ou osteomio-articular que interferissem na marcha.

Os movimentos de flexão e extensão do joelho foram coletados usando um eletrogoniômetro biaxial flexível (M110 - DL1001 e Datalink 2.0; Biometrics - UK), que foi afixado na pele tricotomizada da face lateral do joelho, de maneira que o centro das molas do eletrogoniômetro coincidia com o centro articular<sup>2</sup>.

Os sinais eletromiográficos foram coletados num eletromiógrafo (W4X8, Biometrics - UK) de 8 canais (*wireless*) com placa A/D de 12 bits; amplificador com ganho de 1000 vezes; filtro passa banda de 20 a 500 Hz (*Butterworth* de 2ª ordem); RRMCC > 100 dB; taxa de ruído do sinal < 3 mV RMS; impedância de 10<sup>9</sup> Ohms; eletrodos superficiais, bipolares, ativos, simples diferencial, com pré-amplificação de 20 vezes e sincronizados com os dados da cinemática por meio de um *foot switch*. Os músculos, tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) foram avaliados de acordo com a Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesilogia (ISEK/SENIAM). Os sinais foram coletados a 1.000 Hz/canal e processados usando o *software Matlab* (normalizados pelo pico da contração e calculada a raiz quadrada da média - RMS).

Os indivíduos realizaram cinco tentativas da marcha com os pés descalços a uma velocidade autosselcionada confortável em um percurso de aproximadamente 10 metros. A ordem do membro avaliado foi randomizada e todos os ciclos da marcha foram normalizados no tempo de 0 a 100%, para calcular as seguintes variáveis: duração da passada; flexão e extensão máxima no apoio e no balanço; e a RMS máxima no apoio e no balanço para cada um dos músculos.

Foram realizados uma ANOVA (duração da passada), uma MANOVA (variáveis angulares da marcha) e 5 MANOVAs (músculos), com grupos e membros (dominante – MD e não-dominante – MND) como fatores (SPSS-20.0), considerando-se  $P \leq 0,05$ .

**RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Conforme Tabela 1, não houve diferença entre grupos ou membros para a variável duração da passada. Quanto às variáveis de flexão e extensão do joelho, o GJ apresentou maior extensão no balanço que o GI, e o MD apresentou maior flexão no balanço que o MND.

**Tabela 1** – Variáveis temporais e angulares da marcha

Variáveis	Jovens		Meia Idade		Idosos	
	MD	MND	MD	MND	MD	MND
Duração da passada	1,05±0,60	1,05±0,66	1,08±0,74	1,11±0,13	1,06±0,12	1,04±0,87
Flexão no apoio	14,06±4,7 4	15,41±4,9 3	13,05±6,1 5	13,34±7,4 9	16,31±6,0 3	15,50±7,8 7
Extensão no apoio	2,74±3,98	2,65±4,15	1,97±4,16	2,55±3,20	3,72±3,84	2,67±7,22
Flexão no balanço	57,27±6,0 3 <sup>a</sup>	53,78±4,8 8 <sup>a</sup>	52,80±7,0 3 <sup>b</sup>	51,25±9,2 6 <sup>b</sup>	55,64±7,3 7 <sup>c</sup>	51,09±9,2 8 <sup>c</sup>
Extensão no balanço	0,43±5,56 a	- b	0,25±6,70	0,33±6,02	4,89±6,58 a	2,56±8,12 b

Nota: Valores estão expressos em média ± desvio padrão; letras iguais representam diferenças (P<0,05)

Legenda: MD=membro dominante; MND=membro não dominante

Em relação à atividade eletromiográfica (Tabela 2), para o TA, o GJ apresentou maior RMS no apoio que o GMI e GI, e o GI apresentou maior RMS no balanço que o GJ. Para o GM, o GJ apresentou menor RMS no balanço que o GMI e GI. Para o VM, o GJ apresentou maior RMS no apoio que o GMI e GI, e os GMI e GI apresentaram maior RMS no balanço que o GJ. Para o VL, o GJ apresentou maior RMS no apoio que o GMI e GI, e os GMI e GI apresentaram maior RMS no balanço que o GJ. Com relação ao BF, o GMI apresentou menor RMS no balanço que o GI.

**Tabela 2** – Atividade eletromiográfica durante a marcha

Variáveis	Jovens		Meia Idade		Idosos	
	MD	MND	MD	MND	MD	MND
TA – RMS/apoio	0,67±0,14 <sup>a</sup> b	0,69±0,10 <sup>c</sup> .d	0,47±0,19 <sup>a</sup>	0,50±0,20 <sup>c</sup>	0,52±0,14 <sup>b</sup>	0,54±0,20 <sup>d</sup>
TA – RMS/balanço	0,63±0,13 <sup>a</sup>	0,67±0,10 <sup>b</sup>	0,71±0,10	0,65±0,14	0,74±0,11 <sup>a</sup>	0,73±0,11 <sup>b</sup>
GM – RMS/apoio	0,79±0,06	0,76±0,11	0,73±0,15	0,71±0,19	0,78±0,12	0,76±0,10
GM – RMS/balanço	0,13±0,15 <sup>a</sup> b	0,17±0,17 <sup>c</sup> .d	0,27±0,19 <sup>a</sup>	0,31±0,20 <sup>c</sup>	0,33±0,20 <sup>b</sup>	0,31±0,15 <sup>d</sup>
VM – RMS/apoio	0,68±0,16 <sup>a</sup> b	0,68±0,11 <sup>c</sup> .d	0,52±0,16 <sup>a</sup>	0,47±0,20 <sup>c</sup>	0,51±0,13 <sup>b</sup>	0,54±0,17 <sup>d</sup>
VM – RMS/balanço	0,45±0,13 <sup>a</sup> b	0,42±0,12 <sup>c</sup> .d	0,54±0,21 <sup>a</sup> .e	0,55±0,16 <sup>c</sup> f	0,65±0,09 <sup>b</sup> .e	0,62±0,15 <sup>d,f</sup>
VL – RMS/apoio	0,69±0,09 <sup>a</sup> b	0,74±0,08 <sup>c</sup> .d	0,51±0,17 <sup>a</sup>	0,51±0,16 <sup>c</sup>	0,52±0,18 <sup>b</sup>	0,54±0,20 <sup>d</sup>
VL – RMS/balanço	0,44±0,12 a,b	0,47±0,17 <sup>c</sup> .d	0,62±0,17 <sup>a</sup>	0,56±0,18 <sup>c</sup>	0,62±0,12 <sup>b</sup>	0,61±0,18 <sup>d</sup>

BF – RMS/apoio	0,35±0,13	0,37±0,13	0,32±0,16	0,32±0,18	0,35±0,14	0,27±0,19
BF – RMS/balanço	0,68±0,10	0,68±0,08			0,76±0,07 <sup>a</sup>	
			0,62±0,17 <sup>a</sup>	0,69±0,16 <sup>b</sup>		0,75±0,09 <sup>b</sup>

Nota: Valores estão expressos em média ± desvio padrão; letras iguais representam diferenças (P<0,05)

Legenda: MD=membro dominante; MND=membro não dominante

A menor extensão do joelho no balanço nos idosos pode estar associada à maior ativação muscular, em especial, do TA e do GM, que objetiva reduzir a velocidade angular das articulações do joelho e tornozelo, o que pode ser considerada uma estratégia de prevenção de quedas<sup>3</sup>. Já no apoio, não houve diferença nos movimentos do joelho, no entanto, os idosos e indivíduos de meia idade, de maneira geral, apresentaram menor ativação muscular, especialmente do VM, VL e TA, que pode ser uma alteração dos ajustes motores da idade, e que pode gerar menor força na propulsão<sup>3</sup>.

## CONCLUSÃO

Indivíduos idosos e de meia idade apresentaram alterada ativação muscular em relação aos jovens. No entanto, essas alterações não afetaram a duração da passada.

## REFERÊNCIAS

1. Barbieri FB, Vitória R, Santos PCR, Gobbi LTB. Revisão sistemática do efeito do envelhecimento no anda livre e adaptativo. Rev Educ Fis/UEM 2013; 24:135-43.
2. Kirwood RN, Araújo PA, Dias CS. Biomecânica da marcha em idosos caídores e não caídores: uma revisão da literatura. Rev Bras Ci e Mov 2006; 14:103-10.
3. Poletto PR, Santos HH, Salvini TF, Coury HJCG, Hansson GA. Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. Rev Bras Fisioter 2008; 12:331-7.

**AGRADECIMENTOS:** Ao CNPq (Projeto Universal 2008) pelo apoio financeiro.

# KNEE KINEMATICS AND ELECTROMYOGRAPHY DURING GAIT IN HEALTHY INDIVIDUALS: COMPARISONS BETWEEN THREE AGE GROUPS

Sousa CO<sup>1</sup>, Medeiros JM<sup>2</sup>, Pereira YS<sup>2</sup>, Moura DM<sup>2</sup>, Lima SM<sup>2</sup>, Ferreira JJA<sup>2</sup>, Andrade PR<sup>2</sup>, Oliveira AB<sup>3</sup>, Barela JA<sup>4</sup>, Barela AMF<sup>4</sup>, Santos HH<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Federal University of Paraíba – UFPB

<sup>3</sup>Federal University of São Carlos – UFSCar

<sup>4</sup>Cruzeiro do Sul University – UNICSUL

E-mail do apresentador: cat.olivsousa@gmail.com

## INTRODUCTION

As a consequence of changes due to aging, studies have shown disabilities on mobility<sup>1</sup>. Despite the reported disabilities on body systems, the effects of aging on locomotion are not clear in the literature. Thus, the purpose of this study was to compare the knee kinematics and electromyography during the gait in healthy individuals from three age groups.

## METHODS

Fifty individuals of both genders, divided in three groups, took part of this study: 19 young people (GY =  $22.4 \pm 2.1$  years old and BMI  $23.0 \pm 3.3$  kg/m<sup>2</sup>), 17 middle-aged (GMA =  $49.8 \pm 6.0$  years old and BMI  $26.2 \pm 3.5$  kg/m<sup>2</sup>), and 14 elderly individuals (GE =  $67.4 \pm 4.8$  years old, BMI  $27.9 \pm 4.3$  kg/m<sup>2</sup>). None of the subjects had vestibular, neurological and/or musculoskeletal diseases that compromised gait

Knee flexion and extension movements were recorded bilaterally using a biaxial flexible electrogoniometer (M110-DL 1001 and Datalink 2.0, Biometrics - UK), that was fixed to the shaved lateral face of knee, which the center of the sensor springs was mounted so as to be coincident with joint center<sup>2</sup>.

Electromyographic signs were collected using an 8-channel electromyography wireless (W4X8, Biometrics - UK) with A/D converter of 12 bits, amplifier with a gain of 1.000, band-pass filter of 20-500 Hz (2<sup>nd</sup> order Butterworth); RRMC > 100 dB; < 3 mV of noise RMS; with input impedance of 10<sup>9</sup> Ohms; active, bipolar, and simple differential electrodes with preamplified by a factor of 20 and synchronized with kinematics by foot switch data. Tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF) muscles were evaluated according to International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK/SENIAM). The signals were recorded with a sample frequency of 1.000 Hz/channel and processed using Matlab software (the signs were normalized to the highest signals recorded during the contraction with subsequent root mean square (RMS) analysis).

Individuals performed five repetitions of barefoot gait at a self-selected comfortable speed along about 10 m walkway. The order of the limb evaluation was randomly chosen and all of the strides were normalized in time from 0 to 100%, to calculate the following variables: stride duration; maximum angles of knee flexion and extension during stance and swing; and maximum RMS during stance and swing for each muscle. An ANOVA (stride duration), a MANOVA (angle variables of gait), and 5 MANOVAs (muscles) were conducted, using groups and limbs (dominant – DL and non-dominant – NDL) as factors (SPSS-20.0), considering  $P \leq 0.05$ .

**RESULTS AND DISCUSSION**

According Table 1, there was not difference between groups or limbs for stride duration. About the maximum angles of knee flexion and extension, the GY presented greater extension during the swing than the GE, and the DL presented greater flexion during the swing than NDL.

**Table 1** – Temporal and angular variables of gait

Variables	Youngsters		Middle-aged		Elderly	
	DL	NDL	DL	NDL	DL	NDL
Stride duration	1.05±0.60	1.05±0.66	1.08±0.74	1.11±0.13	1.06±0.12	1.04±0.87
Flexion - stance	14.06±4.7 4	15.41±4.9 3	13.05±6.1 5	13.34±7.4 9	16.31±6.0 3	15.50±7.8 7
Extension - stance	2.74±3.98	2.65±4.15	1.97±4.16	2.55±3.20	3.72±3.84	2.67±7.22
Flexion – swing	57.27±6.0 3 <sup>a</sup>	53.78±4.8 8 <sup>a</sup>	52.80±7.0 3 <sup>b</sup>	51.25±9.2 6 <sup>b</sup>	55.64±7,3 7 <sup>c</sup>	51.09±9.2 8 <sup>c</sup>
Extension - swing	0.43±5.56 a	- b	0.25±6.70	0.33±6.02	4.89±6.58 a	2.56±8.12 b

Note: Values are expressed in mean ± standard deviation; same letter indicates difference (P<0.05)  
Legend: DL= dominant limb; NDL= non-dominant limb

Regarding the electromyography activity (Table 2), for the TA, the GY presented greater RMS during the stance than GMA and GE, and the GE presented greater RMS during the swing than the GY. For the MG, the GY presented greater RMS during the swing than GMA and GE. For the VM, the GY presented greater RMS during the stance than GMA and GE, and GMA and GE presented greater RMS during the swing than GY. For the VL, the GY presented greater RMS during the stance than GMA and GE, and GMA and GE presented greater RMS during the swing than GY. About the BF, the GMA presented less RMS during the swing than the GE.

**Table 2** – Electromyography activity during the gait

Variables	Youngsters		Middle-aged		Elderly	
	DL	NDL	DL	NDL	DL	NDL
TA – RMS/ stance	0.67±0.14 <sup>a</sup> b	0.69±0.10 <sup>c</sup> .d	0.47±0.19 <sup>a</sup>	0.50±0.20 <sup>c</sup>	0.52±0.14 <sup>b</sup>	0.54±0.20 <sup>d</sup>
TA – RMS/swing	0.63±0.13 <sup>a</sup>	0.67±0.10 <sup>b</sup>	0.71±0.10	0.65±0.14	0.74±0.11 <sup>a</sup>	0.73±0.11 <sup>b</sup>
MG – RMS/ stance	0.79±0.06	0.76±0.11	0.73±0.15	0.71±0.19	0.78±0.12	0.76±0.10
MG – RMS/ swing	0.13±0.15 <sup>a</sup> b	0.17±0.17 <sup>c</sup> .d	0.27±0.19 <sup>a</sup>	0.31±0.20 <sup>c</sup>	0.33±0.20 <sup>b</sup>	0.31±0.15 <sup>d</sup>
VM – RMS/ stance	0.68±0.16 <sup>a</sup> b	0.68±0.11 <sup>c</sup> .d	0.52±0.16 <sup>a</sup>	0.47±0.20 <sup>c</sup>	0.51±0.13 <sup>b</sup>	0.54±0.17 <sup>d</sup>
VM – RMS/ swing	0.45±0.13 <sup>a</sup> b	0.42±0.12 <sup>c</sup> .d	0.54±0.21 <sup>a</sup> .e	0.55±0.16 <sup>c</sup> f	0.65±0.09 <sup>b</sup> .e	0.62±0.15 <sup>d,f</sup>
VL – RMS/ stance	0.69±0.09 <sup>a</sup> b	0.74±0.08 <sup>c</sup> .d	0.51±0.17 <sup>a</sup>	0.51±0.16 <sup>c</sup>	0.52±0.18 <sup>b</sup>	0.54±0.20 <sup>d</sup>
VL – RMS/ swing	0.44±0.12	0.47±0.17 <sup>c</sup>				0.61±0.18 <sup>d</sup>

	a,b	.d	0.62±0.17 <sup>a</sup>	0.56±0.18 <sup>c</sup>	0.62±0.12 <sup>b</sup>	
BF – RMS/ stance	0.35±0.13	0.37±0.13	0.32±0.16	0.32±0.18	0.35±0.14	0.27±0.19
BF – RMS/ swing	0.68±0.10	0.68±0.08			0.76±0.07 <sup>a</sup>	
			0.62±0.17 <sup>a</sup>	0.69±0.16 <sup>b</sup>		0.75±0.09 <sup>b</sup>

Note: Values are expressed in mean ± standard deviation; same letter indicates difference (P<0.05)

Legend: DL= dominant limb; NDL= non-dominant limb

The lesser knee extension during the swing presented in elderly individuals can be associated to greater muscle activity, especially, from TA and MG, which aim to reduce the angular velocity of knee and ankle joints, and this can be a strategy to prevent falls<sup>3</sup>. During the stance phase, there was not difference in knee motions. However, elderly and middle-aged individuals, generally, presented lesser muscle activity, especially from VM, VL and TA. This can be an alteration on motor adjustment from aging, and it can lead decreased force in the propulsion<sup>3</sup>.

## CONCLUSION

Elderly and middle-aged individuals presented altered muscle activity compared to young people. However, these alterations did not affect the stride duration.

## REFERENCES

1. Barbieri FB, Vitória R, Santos PCR, Gobbi LTB. Revisão sistemática do efeito do envelhecimento no anda livre e adaptativo. Rev Educ Fis/UEM 2013; 24:135-43.
2. Kirwood RN, Araújo PA, Dias CS. Biomecânica da marcha em idosos caidores e não caidores: uma revisão da literatura. Rev Bras Ci e Mov 2006; 14:103-10.
3. Poletto PR, Santos HH, Salvini TF, Coury HJCG, Hansson GA. Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. Rev Bras Fisioter 2008; 12:331-7.

**ACKNOWLEDGEMENTS:** To CNPq (Universal Announcement 2008) by financial support.

# EVIDÊNCIAS ELETROMIOGRÁFICAS DURANTE IRRADIAÇÃO (MÉTODO DE FNP) EM INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS PÓS-AVE EM FASE CRÔNICA

Bertoncello D<sup>1</sup>, Raimundo KC<sup>2</sup>, Santos NTO<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Professor Adjunto da Universidade Federal do Triângulo Mineiro

<sup>2</sup>Mestrandas em Educação Física pela Universidade Federal do Triângulo Mineiro

E-mail do apresentador: bertoncello@fisioterapia.uftm.edu.br

## INTRODUÇÃO

A hemiplegia é o sinal clássico decorrente de um acidente vascular encefálico (AVE) e esta possui várias fases. Após 6 meses (fase crônica), os indivíduos podem apresentar hipertonia muscular, atitude flexora do membro superior e extensora do membro inferior, limitando-os funcionalmente<sup>1,2</sup>. Para auxiliar na recuperação destes indivíduos, a irradiação é pensada para estimular o membro acometido, utilizando o membro contralateral íntegro, assim podendo ativar a musculatura plégica apropriada<sup>3</sup>. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito imediato de uma aplicação do procedimento de irradiação do método de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) nos músculos do membro superior plégico de indivíduos pós-AVE na fase crônica, comparando com indivíduos saudáveis.

## MÉTODOS

Participaram desta pesquisa 16 indivíduos (8 para o grupo AVE crônico-GAC e 8 para o grupo controle- GC), com idade média de  $54,13 \pm 8,26$  anos para o GAC e  $56,65 \pm 10,12$  anos para o GC. Os indivíduos pós-AVE para caracterização da amostra foram submetidos a uma avaliação por meio de uma ficha contendo os dados pessoais e da doença, escala de *Fugl-Meyer* e a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Os dois grupos foram submetidos a uma avaliação eletromiográfica, utilizando os músculos: deltoide posterior (DP), deltoide anterior (DA) e peitoral maior (PM), seguindo as orientações do protocolo SENIAM<sup>4</sup>. Foram coletados os sinais eletromiográficos em 4 posições distintas, sendo: POSIÇÃO 1 (P1) - Em decúbito dorsal, repouso de membros superiores, com o membro inferior (MI) contralateral ao acometimento, posicionado com 90° de quadril e joelho, rotação lateral de 10° de quadril e adução por 5 segundos; POSIÇÃO 2 (P2) - Em decúbito dorsal, repouso de membros superiores, com resistência manual em membro inferior contralateral mantendo isometria de 5 segundos em diagonal de flexão-adução-rotação lateral; POSIÇÃO 3 (P3) - Em decúbito dorsal, membro superior acometido posicionado em diagonal de flexão-abdução-rotação lateral de ombro e extensão de cotovelo, com resistência manual em membro inferior contralateral mantendo isometria de 5 segundos em diagonal de flexão-adução-rotação lateral; e POSIÇÃO 4 (P4) - Em decúbito dorsal, membro superior acometido posicionado em diagonal de flexão-abdução-rotação lateral de ombro e extensão de cotovelo com apoio fixo em punho (velcro não elástico) para manter o posicionamento do membro superior durante a contração isométrica de 5 segundos do membro inferior contralateral em diagonal de flexão-adução-rotação lateral.

Ao fim, foi avaliado o *Root Mean Square* (RMS) de cada músculo nas diferentes posições do membro superior. Os dados foram analisados pela média e desvio padrão para cada variável. Para todas as situações, considerou-se  $p < 0,05$  para significância. Aplicou-se o método de *Kolmogorov-Smirnov* para verificação de normalidade. Os dados foram analisados pela média e desvio padrão para cada variável. Com amostra normal, seguiu-se para o teste t *Student* pareado

para análise intra-grupo e teste t não pareado para análise entre grupos com correção de Welch. Quando a amostra se apresentou anormal, apresentou-se o teste não paramétrico de *Mann-Whitney*.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na escala do protocolo *Fugl-Meyer* aplicada para o GAC, para os itens de função motora o escore médio foi de  $12,6 \pm 14,7$  e referentes á ADM e dor foi de  $40,0 \pm 5,5$ . A CIF destacou de moderado a grave, os itens referentes a alterações motoras, cognitivas e atividades de vida diária. Na eletromiografia houve diferença significativa entre os grupos (GAC x GC) e entre as posições (P1, P2, P3 e P4) dos músculos avaliados. Os resultados mostraram de forma geral que houve o aumento da atividade muscular, quando comparada a P1 (repouso) com as demais posições que estimulavam a irradiação.

Em relação ao lado contralateral a diagonal e entre os grupos, houve diferença significativa entre o GAC x GC para os músculos DA e DP, em que o GAC mostrou maior atividade em relação ao GC na P1. Durante este posicionamento, para o GAC, havia a necessidade de manter um alinhamento diferente do padrão flexor do membro superior acometido, uma vez que o membro superior deveria estar em repouso sobre a maca. Divergindo da postura típica de rotação interna de ombro e rotação de tronco<sup>1,2</sup>. Assim, o GAC realizou um maior esforço para manutenção da postura que o GC. Já para o PM não houve diferença entre os grupos, apesar de o GAC apresentar elevado índice de espasticidade, esta não foi influenciada pelo uso do procedimento de irradiação. Algo que pode ser considerado como importante, uma vez que se estimula a ativação dos músculos DP e DA, pouco ativos nesta população e, sem gerar um aumento do tônus.

Quanto à diferença entre as posições, no lado contralateral a diagonal, tanto o DP, quanto o DA mostraram diferenças entre as posições de estimulação da irradiação com a P1 no GAC. Isto destaca o conceito biomecânico da irradiação, que segundo Vieira<sup>5</sup>, não existem contrações de músculos isoladamente, mas uma cadência de movimentos que se expande pelo corpo, assim recorre-se ao corpo inteiro quando se trata uma região específica. Além disso, o fato dos dois músculos serem necessários para estabilização do ombro, faz com que ocorra uma co-ativação<sup>6</sup>. O PM apresentou diferença significativa apenas entre as P1 e P4, tanto para o GAC quanto para o GC, mostrando mais uma vez que a estimulação pela irradiação é possível, visto que o GC não apresenta nenhum grau de espasticidade e foi estimulado na mesma proporção que o PM do GAC.

Já o lado homolateral a diagonal de MI, obteve uma alta ativação muscular de DP e DA tanto do GAC, quanto do GC, principalmente em relação ao lado contralateral a diagonal. Isto mostra que a diagonal utilizada no membro inferior foi capaz de estimular mais o lado homolateral (membro superior não acometido) do que o membro superior contralateral (acometido), no caso dos músculos DP e DA. Mas não deixando ser relevante a ativação causada no lado acometido.

## CONCLUSÃO

Para indivíduos pós-AVE em uma fase crônica, a irradiação se mostrou importante para a ativação de músculos DP, DA que se encontram plégicos. Apesar de uma maior ativação do lado homolateral a diagonal utilizada, os resultados do lado contralateral (lado acometido) são importantes na ausência de movimentação ativa.

## REFERÊNCIAS

- 1 – Lianza S. Medicina de reabilitação. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2007.
- 2 - O'Sullivan SB. Acidente vascular encefálico. In: O' Sullivan SB, Schmitz TJ (Org). Fisioterapia: avaliação e tratamento. São Paulo, 2004. cap. 17, p. 519-82.
- 3 - Cruz-Machado SS, Cardoso AP, Silva SB. O uso do princípio de irradiação da facilitação neuromuscular proprioceptiva em programas de reabilitação: uma revisão. In: XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação, Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

- 4 - Hermes HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendation for SEMG sensors and sensors placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
- 5 - Vieira A. O método de cadeias musculares e articulares de G.D.S.: uma abordagem somática. *Movimento.* 1998; 4(8):41-9.
- 6 - Oliveira AS, Rodrigues D, Bérzin F. Atividade eletromiográfica das porções anterior, média e posterior do músculo deltoideus na abdução do braço. *Rev bras fisioter.* 2001; 5(1):7-24.

Apoio financeiro: FAPEMIG

# **ELECTROMYOGRAPH EVIDENCES DURING IRRADIATION (A METHOD OF PNF) IN CHRONIC HEMIPLEGIC INDIVIDUALS AFTER STROKE**

Bertoncello D<sup>1</sup>, Raimundo KC<sup>2</sup>, Santos NTO<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Adjunct Professor at the Federal University of the Triângulo Mineiro

<sup>2</sup>Master Students in Physical Education at the Federal University of the Triângulo Mineiro

Presenter email: bertoncello@fisioterapia.uftm.edu.br

## **INTRODUCTION**

Hemiplegia is the typical sign after stroke and which possesses several phases. After 6 months (chronic phase), individuals might present hypertonic muscles, flexor activity of the superior limb and extensor of the inferior one, with functional limitation<sup>1,2</sup>. Irradiation is used to stimulate the use of the affected limb and promote recovery of such patients, by using the contra lateral unaffected limb which activates the appropriate plegic musculature<sup>3</sup>. The objective of this study was to evaluate the immediate effect of the application of irradiation from the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Method in the muscles of the superior plegic limb in chronic stroke individuals when compared to healthy subjects.

## **METHODS**

Sixteen individuals took part in this study (8 chronic stroke group-GAC and 8 control group-GC), with a mean age of  $54.13 \pm 8.26$  years for GAC and  $56.65 \pm 10.12$  for GC. Post stroke individuals were submitted to an assessment through a record with their personal and disease data, Fugl-Meyer Scale and the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). Both groups were submitted to an electromyograph evaluation in the muscles: posterior deltoid (DP), anterior deltoid (DA) and pectoralis major (PM) according to orientations of the SENIAM protocol<sup>4</sup>. Electromyographic signals were collected in 4 different positions: POSITION 1 (P1) – In dorsal decubitus with relaxed upper limbs and contra lateral inferior limb (MI) to the paresthesia positioned in 90° of hip and knee, 10° of lateral rotation of the hip and adduction for 5 seconds; POSITION 2 (P2) – In dorsal decubitus with relaxed upper limbs and manual resistance in the contra lateral inferior limb with 5 seconds of isometric contraction in flexion-adduction-lateral rotation diagonal; POSITION 3 (P3) – In dorsal decubitus with affected upper limb placed in flexion-abduction-lateral shoulder rotation and extended elbow diagonal, with manual resistance in the contra lateral inferior limb and 5 seconds of isometric contraction in flexion-adduction-lateral rotation diagonal; and POSITION 4 (P4) – In dorsal decubitus with affected upper limb placed in flexion-abduction-lateral shoulder rotation and extended elbow diagonal with a fixed wrist support (inelastic velcro) to maintain positioning of the upper limb during 5 seconds of isometric contraction of the contra lateral inferior limb in flexion-adduction-lateral rotation diagonal.

At the end, *Root Mean Square* (RMS) of each muscle in all of the different positions of the upper limb was assessed. Data were analyzed by means and standard deviation for each variable. For all situations,  $p < 0.05$  represented significance. We applied the method of Kolmogorov-Smirnov test for normality verification. The data were analyzed by mean and standard deviation for each variable. With normal sample, followed it to the paired t test for analysis intra group and unpaired t test for analysis between groups with Welch correction. When the sample appeared abnormal, performed the non-parametric t test of Mann-Whitney.

## RESULTS AND DISCUSSION

In the Fugl-Meyer Scale protocol applied in the GAC, the mean score for the motor function item was  $12.6 \pm 14.7$  and Range of Movement and Pain  $40.0 \pm 5.5$ . ICF scored from moderate to severe the items regarding to motor, cognitive and activities of daily living alterations.

There was significant difference between groups (GAC x GC) and positions (P1, P2, P3, P4) of the evaluated muscles in the electromyograph test. Results show an increase in the muscular activity in the positions that stimulated irradiation when compared to P1 (relaxed position).

On regards to the contra lateral side of the diagonal and groups, there was significant difference between GAC x GC for DA and DP muscles, in which GAC showed higher activity when compared to GC in P1. In this positioning, GAC required a different alignment than the flexion of the affected superior limb, once it should be relaxed on the bed, unlike the typical posture of trunk and internal shoulder rotation<sup>1,2</sup>. Therefore, GAC performed a higher effort than GC in the maintenance of the posture. There was no significant difference between groups for PM, despite the fact that GAC showed elevated levels of spasticity, which was not affected by the use of the irradiation procedure. This can be considered important, once it stimulates activation of DP and DA muscles, underactive in this population, without an increase of tonus.

When considering difference in positions in the contra lateral side of the diagonal, both DP and DA showed differences between the positions of irradiation stimulation with P1 in GAC. It enhances biomechanical concepts of irradiation, as reported by Vieira<sup>5</sup> there are no isolated contractions of the muscles, but an expanding cadence of movements through the body, recurring to the whole body when considering a specific area. Besides, the fact that both muscles are required for shoulder stabilization, a co-activation occurs<sup>6</sup>. PM showed significant difference only between P1 and P4, both for GAC and GC, showing once again that stimulation through irradiation is possible, as GC had no degree of spasticity and was stimulated in the same proportion as PM in the GAC.

When considering the same side to the MI diagonal, there was a high muscle activation of DP and DA both for GAC and GC, especially on the contra lateral side of the diagonal. This shows that the diagonal used in the inferior limb was capable of stimulating more the same side (unaffected superior limb) than the contra lateral superior limb (affected one) for muscles DP and DA. Also relevant was the activation in the affected side.

## CONCLUSION

For chronic stroke patients, irradiation was important for an activation of plegic DP and DA muscles. There was a higher activation in the same side to the diagonal used; however results on the contra lateral side (affected) are important in the absence of active movement.

## REFERENCES

- 1 – Lianza S. Medicina de reabilitação. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2007.
- 2 - O'Sullivan SB. Acidente vascular encefálico. In: O'Sullivan SB, Schmitz TJ (Org). Fisioterapia: avaliação e tratamento. São Paulo, 2004. cap. 17, p. 519-82.
- 3 - Cruz-Machado SS, Cardoso AP, Silva SB. O uso do princípio de irradiação da facilitação neuromuscular proprioceptiva em programas de reabilitação: uma revisão. In: XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação, Universidade do Vale do Paraíba, 2006.
- 4 - Hermes HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendation for SEMG sensors and sensors placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000; 10(5):361-74.
- 5 - Vieira A. O método de cadeias musculares e articulares de G.D.S.: uma abordagem somática. Movimento. 1998; 4(8):41-9.
- 6 - Oliveira AS, Rodrigues D, Bérzin F. Atividade eletromiográfica das porções anterior, média e posterior do músculo deltoideus na abdução do braço. Rev bras fisioter. 2001; 5(1):7-24.

Financial support: FAPEMIG

## ASSIMETRIAS FUNCIONAIS DA ATM EM JOVENS UNIVERSITÁRIOS

Mendes LMR<sup>1</sup>, Santos AES<sup>1</sup>, Araújo NM<sup>2</sup>, Lima POP<sup>1</sup>, Pontes KMF<sup>3</sup>, Viana-Cardoso KV<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará – UFC

<sup>2</sup>Curso de Fisioterapia da Faculdade Integrada do Ceará – Estácio FIC

<sup>3</sup>Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Farmácia, Odontologia e Enfermagem da Universidade Federal do Ceará - UFC

E-mail do apresentador: [luanarmendes@hotmail.com](mailto:luanarmendes@hotmail.com)

### INTRODUÇÃO

A articulação temporomandibular (ATM) é considerada a mais complexa das articulações, pois permite inúmeros movimentos, tais como: abertura, fechamento, protrusão, retrusão e lateralidade da mandíbula. Distúrbios na articulação temporomandibular (DTM) apresentam diversos sinais e sintomas, tais como cefaléia<sup>1</sup>, ranger de dentes, anquilose articular, artralgia, mialgia, otalgia e restrição dos movimentos mandibulares. É a principal causa de dor na região orofacial de origem não-dentária e está presente em 75% da população mundial<sup>2</sup>. Teorias afirmam ser a DTM a causa de incoordenação no músculo masseter e da diminuição de sua força, no qual ocorre encurtamento desse músculo durante os movimentos mandibulares<sup>3</sup>. As restrições de movimentos mandibulares também estão correlacionadas à intensidade da dor, ocorrendo para evitar o comprometimento dos tecidos musculares por fadiga ou espasmo, e qualquer contração ou alongamento poderá aumentar a dor. Essas restrições levam a uma assimetria nos movimentos mandibulares.

Sendo assim, esse estudo teve como objetivo identificar as assimetrias funcionais da ATM em jovens universitários. Correlacionando assimetrias da atividade elétrica e força do músculo masseter durante o repouso e a assimetria dos movimentos mandibulares.

### MÉTODOS

Foi conduzido um estudo transversal, em 51 jovens universitários da área de saúde, com idade média de 21,0±4,06 anos, realizado no Laboratório de Análise do Movimento Humano da Universidade Federal do Ceará no período de 2012 a 2013.

A amostra foi avaliada através do questionário adaptado RDC/TMD (*Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*), onde durante o exame físico foram medidos os movimentos mandibulares através do paquímetro, e submetidos à avaliação da atividade elétrica do músculo masseter utilizando um eletromiógrafo de superfície - Miotool 400 (MIOTEC<sup>®</sup>) seguindo os parâmetros recomendados pela *The International Society of Electrophysiological Kinesiology* – ISEK. Antes da colocação dos eletrodos, as superfícies de detecção foram devidamente limpas, esfoliadas e, quando necessário, uma tricotomia foi realizada seguindo as recomendações da *Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscles* - SENIAM<sup>4</sup> - para permitir uma baixa impedância entre a pele e os eletrodos. Os eletrodos de superfície bipolares (Ag/AgCl – Meditrace<sup>®</sup>) foram posicionados com uma distância de 20 mm entre seus centros, e colocados bilateralmente sobre a parte mais volumosa dos masseteres, após palpação durante apertamento dentário, seguindo a direção longitudinal dos feixes musculares. O eletrodo de referência foi colocado no epicôndilo lateral direito e os participantes foram posicionados sentados com flexão de quadril, joelho e tornozelo a 90°. Foi utilizada uma frequência de amostragem de 2000 Hz e filtro *Butterworth* passa banda (20-500 Hz). A atividade elétrica do músculo masseter durante o repouso (uma coleta com 60 segundos de duração) representa o tônus basal da musculatura, e os dados foram normalizados pelo pico máximo e analisados com *Root Mean Square* (RMS). Para a

avaliação da força de mordida foi utilizada uma célula de carga (Miotec<sup>®</sup>), que foi colocada entre os dentes molares da arcada dentária em ambos os lados<sup>5</sup>. Os dados foram expressos em média±desvio padrão e a razão de simetria (RS) foi calculada para cada parâmetro, sendo considerados simétricos os valores superiores a 90%. Estes dados foram analisados no SPSS versão 17.0 com nível de significância de 5%; foi utilizado o coeficiente de correlação linear de Pearson e o teste Qui-quadrado. O tamanho do efeito foi calculado com o Cohen's d. Esse estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFC (protocolo nº 137.060) e todos os participantes assinaram um termo de consentimento.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amplitude de lateralização da mandíbula para a direita foi de  $11,25 \pm 0,54$  cm e para a esquerda de  $10,39 \pm 0,54$  cm ( $p=0,28$ , tamanho do efeito igual a 0,22), a atividade eletromiográfica de repouso do masseter direito foi de  $3,67 \pm 0,58$   $\mu$ V e esquerdo de  $3,02 \pm 0,24$   $\mu$ V ( $p=0,85$ , tamanho do efeito igual a 0,20) e a força muscular do masseter direito foi de  $27,80 \pm 5,92$  Kgf e esquerdo de  $20,59 \pm 2,34$  Kgf ( $p=0,30$ , tamanho do efeito igual a 0,94). Quanto aos valores médios de RS, para lateralização da mandíbula foi de  $84,07 \pm 2,45\%$ , para a atividade eletromiográfica de repouso do masseter foi de  $80,78 \pm 4,21\%$  e para a força do masseter foi de  $68,93 \pm 3,18\%$ , para todos os parâmetros os valores foram inferiores a 90%, indicando assimetria funcional, com uma prevalência de 56,8% para o movimento de lateralização da mandíbula, 74,5% para a atividade eletromiográfica de repouso do masseter e 78,43% para a força muscular do masseter. Finalmente, houve uma correlação positiva fraca, mas significativa, entre a RS do movimento de lateralização da mandíbula e a RS da força do masseter ( $r=0,285$ ,  $p=0,04$ , tamanho do efeito igual a 0,74) e também entre a RS da força do masseter e RS da atividade eletromiográfica de repouso ( $r=0,371$ ,  $p=0,007$ , tamanho do efeito igual a 0,44) e apenas uma correlação positiva fraca, mas não significativa, entre a RS do movimento de lateralização da mandíbula e RS da atividade eletromiográfica de repouso ( $r=0,241$ ,  $p=0,08$ , tamanho do efeito igual a 0,13). O Teste de Qui-Quadrado mostrou que não há associação entre as assimetrias de lateralidade, com força muscular, com atividade eletromiográfica de repouso do masseter. A assimetria encontrada nos movimentos de lateralização da mandíbula pode estar associada a uma predominância do tipo mastigatório unilateral ou mesmo com a presença de dor devido a DTM<sup>6</sup>. A dor também pode estar associada à assimetria da força do masseter e de sua atividade eletromiográfica de repouso como uma forma de proteção.

## CONCLUSÃO

Estes resultados sugerem que as assimetrias funcionais da ATM são frequentes em jovens universitários e estudos prospectivos devem ser realizados para monitorar essas assimetrias e correlacionar com o surgimento de DTM.

## REFERÊNCIAS

1. Anderson GC, John MT, Ohrbach R, Nixdorf DR, Schiffman EL, Truelove ES, et al. Influence of headache frequency on clinical signs and symptoms of TMD in subjects with temple headache and TMD pain. *Pain* 2011; 152(11):765-71.
2. Kitsoulis P, Marini A, Iliou K, Galani, Zimpis A, Kanaveros P, Paraskevas G. Signs and symptoms of temporomandibular joint disorders related to the degree of mouth opening and hearing loss. *BMC Ear Nose Throat Disord (Online)* 2011; 11(5):1-8.
3. Kampe T. Reported symptoms and clinical findings in a group of subjects with long-standing bruxing behavior. *J Oral Rehabil.* 1997; 4:581-7.
4. Hermens HJ, Freiks B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensors placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
5. Nascimento GK. Verificação da força de mordida e da atividade elétrica dos músculos masseteres durante a mastigação em laringectomizados totais. *Rev Bras Odontol.* 2011; 68(2):175-179.
6. Monteiro MP, Carneiro FP, Felipe NAP, Motta AR. Mastigação e dispepsia funcional: um novo campo de atuação. *Rev Cefac.* 2005; 7(3):340-7.

## FUNCTIONAL ASYMMETRIES IN THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT IN YOUNG COLLEGE STUDENTS

Mendes LMR<sup>1</sup>, Santos AES<sup>1</sup>, Araújo NM<sup>2</sup>, Lima POP<sup>1</sup>, Pontes KMF<sup>3</sup>, Viana-Cardoso KV<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Physiotherapy, School of Medicine, Federal University of Ceará – UFC

<sup>2</sup> Department of Physiotherapy, Integrated School of Ceará – Estácio FIC

<sup>3</sup> Department of Restorative Dentistry, Federal University of Ceará – UFC

Presenter's E-mail: [luanarmendes@hotmail.com](mailto:luanarmendes@hotmail.com)

### INTRODUCTION

The temporomandibular joint (TMJ) is considered one of the most complex joints, it allows numerous movements, such as opening, closing, protrusion, retrusion and laterality of the mandible. Temporomandibular joint disorders (TMD) have different signs and symptoms, such as headache<sup>1</sup>, gnashing of teeth, joint ankylosis, arthralgia, myalgia, ear pain and restriction of mandibular movements. It is the leading cause of pain in the orofacial region of non-dental origin and is present in 75% of the world population<sup>2</sup>. Theories claim that the TMD is the cause of uncoordinated and decrease power of masseter muscle, in which shortening occurs in the muscle during mandibular movements<sup>3</sup>. Restrictions mandibular movements are also correlated to pain intensity, occurring to prevent the impairment of muscle tissue due to fatigue or spasm, and any contraction or stretching can increase the pain. These restrictions lead to an asymmetry in mandibular movements.

Thus, this study aims to identify the functional asymmetries of TMJ in young college students, correlating the asymmetries of the electrical activity and strength of the masseter muscle with asymmetry of mandibular movements.

### METHODS

A cross sectional study was conducted in 51 young college students with a mean age of 21.0±4.06 years at the Laboratory of Human Movement Analysis of the Federal University of Ceará in the period 2012-2013.

The sample was assessed by an adapted questionnaire RDC / TMD (Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders), which mandibular movements were measured by caliper, and evaluated for their electrical activity of the masseter muscle using surface electromyography - Miotool 400 (MIOTEC<sup>®</sup>) following the recommended by The International Society of Electrophysiological parameters Kinesiology - Isek. Before placing the electrodes, detection surfaces were completely clean, exfoliated and, when necessary, trichotomy was performed according to the recommendations of SENIAM - Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscles<sup>4</sup> to provide low impedance between the skin and the electrodes. The bipolar surface electrodes (Ag/AgCl - Meditrace<sup>®</sup>) were placed with a distance of 20 mm between their centers, and placed bilaterally on the most voluminous part of the masseter after palpation during clenching, according to the longitudinal direction of the muscle bundles. The reference electrode was placed in the right lateral epicondyle and the participants were positioned seated with hip flexion, knee and ankle at 90°. A frequency of 2000 Hz and Butterworth band pass filter (20-500 Hz) was used. The electrical activity of the masseter muscle during rest (a recording of 60 seconds) represents the basal tonus of the muscles, and the data were normalized by the maximum peak and analyzed with Root Mean Square (RMS). We used a load cell (Miotec<sup>®</sup>) to evaluate the bite force, which was placed between the molar teeth of the dental arch on both sides<sup>5</sup>.

Data were expressed as mean ± standard deviation and the symmetry ratio (SR) was calculated for each parameter, and it was considered symmetrical values larger than 90%. These data were analyzed using SPSS version 17.0 with a significance level of 5%, the Pearson's linear

correlation coefficient and chi-square test was used. The effect size was calculated using Cohen's d. This study was approved by the Ethics Committee in Research (Protocol No. 137,060) and all participants signed a consent form.

## RESULTS AND DISCUSSION

The range of motion of lateralization of the mandible to the right was  $11.25 \pm 0.54$  cm and to the left of  $10.39 \pm 0.54$  cm ( $p = 0.28$ , effect size equal to 0,22), the electromyographic activity at rest of the right masseter was  $3.67 \pm 0.58$   $\mu$ V and left of  $3.02 \pm 0.24$   $\mu$ V ( $p = 0.85$ , effect size equal to 0,20) and muscle strength of the right masseter was  $27.80 \pm 5.92$  kgf and left of  $20.59 \pm 2.34$  kgf ( $p = 0.30$ , effect size equal to 0,94). With respect to the average values of SR, lateralization of the mandible was  $84.07 \pm 2.45\%$ ; electromyographic activity at rest of the masseter was  $80.78 \pm 4.21\%$ ; and bite force of the masseter was  $68.93 \pm 3.18\%$ . For all parameters, values were less than 90% (*i.e.*, indicating functional asymmetry), with a prevalence of 56.8% for the lateralization of the mandible, 74.5% for the electromyographic activity at rest of the masseter and 78.4% for the bite force.

Finally, there was a significant weak positive correlation between SR of lateralization of the mandible and the SR of bite force ( $r=0.285$ ,  $p=0.04$ , effect size equal to 0,74) and also between the SR of bite force and SR of electromyographic activity at rest ( $r=0.371$ ,  $p=0.007$ , effect size equal to 0,44); and only a weak positive correlation but no significant between the SR of lateralization of the mandible and SR of electromyographic activity at rest ( $r=0.241$ ,  $p=0.08$ , effect size equal to 0,13). The chi-square test showed no association between asymmetries of lateralization of the mandible with bite force and electromyographic activity at rest of the masseter. The asymmetry observed in the movements of lateralization of the mandible may be associated with a predominance of unilateral chewing pattern or temporomandibular joint pain<sup>6</sup>. Pain may also be associated to the asymmetry of bite force and electromyographic activity at rest of the masseter as a factor of protection.

## CONCLUSION

These results suggest that functional asymmetries of the TMJ are common in college students and prospective studies should be conducted to monitor these asymmetries and correlate with the onset of temporomandibular dysfunction.

## REFERENCES

1. Anderson GC, John MT, Ohrbach R, Nixdorf DR, Schiffman EL, Truelove ES, et al. Influence of headache frequency on clinical signs and symptoms of TMD in subjects with temple headache and TMD pain. *Pain* 2011; 152(11):765-71.
2. Kitsoulis P, Marini A, Iliou K, Galani, Zimpis A, Kanavaros P, Paraskevas G. Signs and symptoms of temporomandibular joint disorders related to the degree of mouth opening and hearing loss. *BMC Ear Nose Throat Disord (Online)* 2011; 11(5):1-8.
3. Kampe T. Reported symptoms a clinical findings in a group of subjects with longstnading bruxing behavior. *J Oral Rehabil.* 1997; 4:581-7.
4. Hermens HJ, Freiks B. Development of recommendetions for SEMG sensors and sensors placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
5. Nascimento GK. Verificação da força de mordida e da atividade elétrica dos músculos masseteres durante a mastigação em laringectomizados totais. *Rev Bras Odontol.* 2011; 68(2):175-179.
6. Monteiro MP, Carneiro FP, Felipe NAP, Motta AR. Mastigação e dispepsia funcional: um novo campo de atuação. *Rev Cefac.* 2005; 7(3):340- 7.

# **ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO TRANSVERSO ABDOMINAL/OBLÍQUO INTERNO DURANTE AGACHAMENTO UNIPODAL ANTES E APÓS APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO BASEADO NO MÉTODO PILATES: ESTUDO PILOTO**

Silva AF, Oliveira ACC, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Vale do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM

Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG

E-mail do apresentador: angelica-fsilva@outlook.com

## **INTRODUÇÃO**

Criado por Joseph Pilates, o Método Pilates surgiu no início da década de 1920 durante a primeira Guerra Mundial, onde se reuniu conceitos de ginástica, yoga, artes marciais e dança. O principal objetivo do método é trabalhar essencialmente o centro de força ou “*Power House*” que é composto por músculos estabilizadores e estáticos, como músculos do assoalho pélvico, músculos extensores da coluna e do quadril, flexores do quadril e músculos abdominais superficiais e profundos, como o transverso abdominal, um músculo profundo envolvido no controle postural. Integrando corpo e mente, durante o movimento, a expiração é associada à contração dessas musculaturas e do diafragma, com a melhora da flexibilidade, força, equilíbrio e a consciência corporal. O objetivo do presente estudo foi verificar o recrutamento de fibras musculares do músculo transverso abdominal/oblíquo interno direito e esquerdo durante agachamentos unipodais (teste de Powers) antes e após a aplicação de um protocolo de 4 semanas baseado no método de Pilates.

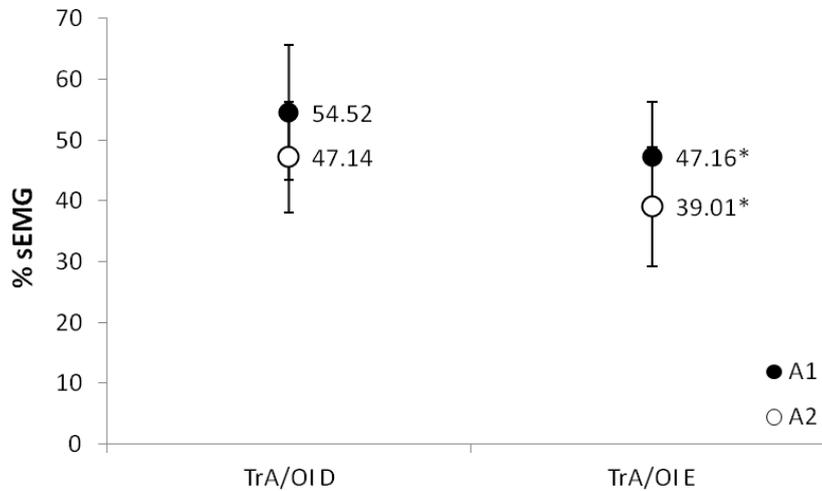
## **MÉTODOS**

Foram selecionadas 8 voluntárias destros (18-30 anos), tendo como critério de seleção o não conhecimento do método Pilates e não praticar qualquer atividade física. Os músculos transverso abdominal/oblíquo interno direito (TrA/OI D) e esquerdo (TrA/OI E) foram monitorados por eletromiografia de superfície durante cinco agachamentos unipodais realizados até 60 graus de flexão de joelho (A1), em seguida foi aplicado um protocolo de 4 semanas baseado no método Pilates (Exercícios: pelvic lift/bridge on bar, arms up and down, hundred, leg circles, hamstring series (deitado no rolo de espuma), standing on floor at open end: hug, side kick, teaser, bridge, pull up, step down e sit-push down), e após o término (A2), outro monitoramento da mesma musculatura durante a mesma tarefa. A atividade eletromiográfica foi observada utilizando conversor analógico-digital de 4 canais com programa de aquisição e análise de dados (Miotool® 400 + software Miotec Suite®), com resolução de 14 bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz. O sinal foi filtrado em passa banda de 10-500 Hz. O sinal foi normalizado pelos três maiores picos. A média obtida durante os cinco agachamentos foi utilizada como base de análise, e aplicado o teste de Shapiro Wilk para confirmar a normalidade dos dados, os mesmos foram comparados pelo teste t pareado.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Durante o teste de Powers com o pé esquerdo das voluntárias apoiado no chão não foram observadas diferenças significativas entre os momentos avaliativos, entretanto com o pé direito

apoiado obtivemos para o transverso abdominal esquerdo em A1:  $47,16 \pm 9,11\%$  e em A2  $39,01 \pm 9,74\%$ , com  $p=0,0016$ . Esta redução sugere que menos unidades motoras sendo recrutadas para execução da mesma tarefa após o protocolo proposto, indicando maior eficiência neuromuscular. O fato de não encontrarmos diferenças para o TrA/OI D pode se dever ao tamanho amostral, ou mesmo pela influência do membro dominante apoiado ou não em cada análise.



**Figura 1** - Valor da eletromiografia de superfície durante agachamento unipodal (normalizada em %) antes e após aplicação do protocolo. Diferença significativa assinalada:  $p=0,0016$ . Legenda: TrA/OI D=Transverso Abdominal/Obliquo Interno Direito; TrA/OI E= Transverso Abdominal/Obliquo Interno Esquerdo; A1= momento avaliativo inicial; A2= momento avaliativo final.

## CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que o protocolo de 4 semanas baseado no método de Pilates foi determinante para a diminuição do recrutamento de unidades motoras do transverso abdominal/oblíquo interno esquerdo. Estudos com amostra maior podem prever melhor o comportamento destes músculos após o protocolo.

## REFERÊNCIAS

- 8- Pilates JH. The complete writings of Joseph H. Pilates: return to life through contrology and your health. In: Sean P, Gallagher PT, Romana Kryzanowska, editors. Philadelphia: Bain Bridge Books; 2000.
- 9- Latey P. The Pilates method: history and philosophy. J Body Mov Ther. 2001; 5(4):275-82.
- 10- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. ed. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.; 1998.
- 11- Critchley DJ, Pierson Z, Battersby G. Effect of Pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and internal oblique abdominis activity: pilot randomised trial. Man Ther. 2011; 16(2):183-9.

# **ANALYSIS OF ABDOMINAL/OBLIQUE INTERNAL ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY DURING UNIPODAL SQUAT BEFORE AFTER APPLYING A PILATES PROTOCOL BASED: PILOT STUDY**

Silva AF, Oliveira ACC, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Department of Physical Therapy, Federal University of Jequitinhonha and Mucuri Valleys –  
UFVJM

Foundation for Research Support of Minas Gerais – FAPEMIG

Presenter's E-mail: angelica-fsilva@outlook.com

## **INTRODUCTION**

Created by Joseph Pilates, the Pilates method emerged at the beginning of the 1920 decade during the First World War, where it gathered fitness concepts, yoga, martial arts and dance. The principal objective of the method is essentially to work the center of force, or “power house”, composed by stabilizers and static muscles, such as pelvic floor muscle, spine and hip extensor muscles, hip flexor muscles, superficial and deep abdominal muscles such as transverse abdominal, a deep muscle involved in postural control. Integrating body and mind, during the movement, the expiration is associated with contraction of these musculature and diaphragm with a improve flexibility, power, equipoise and body awareness. The objective of the study was check the recruitment of muscle fibers of the right and left transverse abdominal/internal oblique muscle unipodal squat (Power's tests) before and after the application of four week of Pilates protocol.

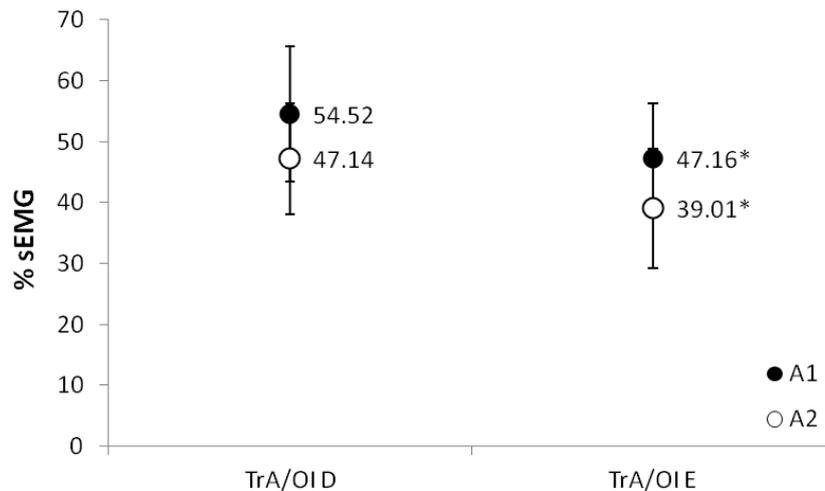
## **METHODS**

Eight right-handed women were selected (18-30 years old) taking as selection criteria not know about the Pilates method and not be practicing any physical activity. The right (TrA/OI D) and left (TrA/OI E) transverse abdominal/oblique internal muscle was monitored through surface electromyography during five unipodal squats performed up to 60 degrees of knee flexion (A1), then a protocol of 4 weeks based on Pilates method was applied (Exercises: pelvic lift/bridge on bar, arms up and down, hundred, leg circles, hamstring series (lying on the foam roller), standing on floor at open end: hug, side kick, teaser, bridge, pull up, step down e sit-push down), and after the end (A2) another monitoring of the same muscles during the same task took place. The electromyographic activity was observed using analog-digital converter 4 channels with acquisition software and data analysis (Miotool® 400 + software Miotec Suite®) with 14 bits resolution and acquisition rate of samples of 2kHz. The signal was filtrated by bandpass filter of 10-500 Hz. The signal was normalized by the three largest peaks. The average obtained during the five squats was used as the base of analysis, and was applied the Shapiro Wilk tests to confirm the normality of the data which were compared by paired t test.

## **RESULTS AND DISCUSSION**

During the Power's test with the voluntary left foot supported on the floor, significant differences were not observed between the evaluative moments, however, with the right foot supported we obtained to the left transverse abdominal in A1:  $47,16 \pm 9,11\%$  and in A2  $39,01 \pm 9,74\%$ , with  $p=0.0016$ . This reduction suggests that less unit motors being recruited to perform the same task after the propose protocol indicating greater neuromuscular efficiency. We

not found differences for the TrA/OI D perhaps due the sample size or even by the influence of the dominant limb supported or no in each analysis.



**Figure 1** Value of the surface electromyography during the unipodal squat (normalized in %) before and after application of the protocol. Significant difference checked:  $p=0,0016$ . Legend: TrA/OID= Transverse Abdominal/Oblique right Internal; TrA/OI E= Transverse Abdominal/Oblique Left Internal; A1= Initial Evaluation Time; A2= Final Evaluation Time.

### CONCLUSION

The results suggest that the protocol of four weeks based on the Pilates method was crucial to the decreased recruitment of motor units abdominal/oblique internal transverse left. Studies with a larger sample may better predict the behavior of these muscles after the protocol.

### REFERENCES

- 1- Pilates JH. The complete writings of Joseph H. Pilates: return to life through contrology and your health. In: Sean P, Gallagher PT, Romana Kryzanowska, editors. Philadelphia: Bain Bridge Books; 2000.
- 2- Lately P. The Pilates method: history and philosophy. *J Body Mov Ther.* 2001; 5(4):275-82.
- 3- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. ed. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.; 1998.
- 4- Critchley DJ, Pierson Z, Battersby G. Effect of Pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and internal oblique abdominis activity: pilot randomised trial. *Man Ther.* 2011; 16(2):183-9.

# IMPORTÂNCIA DA AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO

Camargo A<sup>1,2</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>, Berzin F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP – UNICAMP – São Paulo

<sup>2</sup>Faculdade de Medicina de Botucatu – FMB – UNESP – São Paulo

E-mail do apresentador: [doutacamargo@ig.com.br](mailto:doutacamargo@ig.com.br)

## INTRODUÇÃO

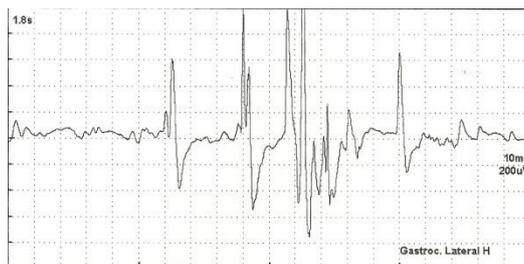
O gastrocnêmio é um músculo superficial bipenado e é o maior elemento muscular da perna atuando como flexor plantar da articulação do tornozelo e auxiliar da flexão da articulação do joelho. A literatura mostra que na cabeça lateral do gastrocnêmio predomina a inervação da raiz S1 sendo considerada como representativa desta raiz nos estudos neurofisiológicos e a cabeça medial recebe inervação predominante da raiz S1, porém também significativa da raiz S2, podendo ser considerada como representativa da raiz S2<sup>1,2,3</sup>. Este trabalho teve por objetivo demonstrar a importância da avaliação eletromiográfica (EMG), das cabeças lateral e medial do músculo gastrocnêmio utilizando-se eletrodos de agulha e de superfície.

## PACIENTES E MÉTODOS

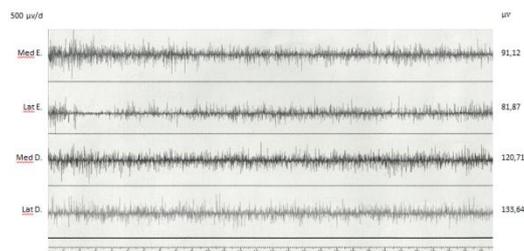
Foram estudados 11 pacientes (5 com comprometimento sacral do território S1; 1 de S2 e 5 pacientes foram utilizados como grupo controle). Com eletrodo de agulha (coaxial) avaliou-se as cabeças lateral e medial do gastrocnêmio bilateral observando-se atividade de repouso, de esforço leve e de esforço máximo. Utilizou-se neste procedimento eletroneuromiógrafo de 2 canais (Nihon Kohden – Japão). Os sinais EMG foram registrados com filtro de baixa frequência de 10 Hz e de alta frequência de 10.000 Hz. Com eletrodos de superfície avaliou-se em separado as cabeças lateral e medial do gastrocnêmio bilateral durante o repouso, flexão plantar em posição supina postural normal dos pés, em contração voluntária máxima, e também associando-se a flexão com a inversão e eversão máxima dos pés. Foram obedecidos os parâmetros internacionais recomendados pelo ISEK e SENIAM. Utilizou-se filtro de baixa frequência de 25 Hz e de alta frequência de 500 Hz.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Observou-se predomínio de desnervação na cabeça lateral ou medial do gastrocnêmio conforme a presença de radiculopatia S1 ou S2 respectivamente (Gráfico 1) e com eletrodos de superfície observou-se diminuição da amplitude do traçado EMG obtido na cabeça comprometida (Gráfico 2) por provável predomínio da fraqueza muscular e pela presença de posição antálgica assumida pelos pacientes. No grupo controle durante a EMGs em posição supina observou-se que a flexão com inversão dos pés ativou, predominantemente, a cabeça medial que apresentou então microvoltagem maior, enquanto que a flexão com eversão ativou mais a cabeça lateral.



**Gráfico 1** - Registro de desnervação na cabeça lateral do gastrocnêmio



**Gráfico 2** - Microvoltagem na cabeça lateral do gastrocnêmio que apresenta desnervação

## DISCUSSÃO

As lesões das raízes S1 e S2 frequentemente são discutíveis nos laboratórios de EMG já que seus miótomos sobrepõem-se coincidindo grande parte de seus territórios o que torna difícil a diferenciação entre ambas<sup>2,4</sup>. Também deve considerar-se que em estudos realizados em cadáveres 42,5% demonstraram ter plexo lombo-sacro considerado normal e no restante observou-se variações anatômicas<sup>5</sup>.

## CONCLUSÃO

A avaliação EMG das cabeças lateral e medial dos músculos gastrocnêmios feita separadamente com eletrodos de agulha e de superfície pode ser relevante no diagnóstico diferencial de patologias envolvendo as raízes S1 e S2, na avaliação terapêutica e ser indicadora nos processos de reabilitação.

## REFERÊNCIAS

1. Shapiro BE, Preston DC. Electromyography and neuromuscular disorders. 2 ed. Philadelphia: Elsevier; 2005. p. 462-7.
2. Brown WF, Bolton CF. Clinical electromyography. 2 ed. Butterworth-Heinemann, 1993; p.198-9.
3. Van der Most van Spijk D, Vingerhoets HM. Disorders of lumbosacral roots and nerves. In: Notermans SLH. ed. Current practice of clinical electromyography. Amsterdam: Elsevier Scientific, 1984; p. 255-78.
4. Wilbourn AJ. The diabetic neuropathies. In: Brown WF, Bolton CF: Clinical Electromyography. Boston, Butterworths, 1987; p. 329-64.
5. Dumitru D. Electrodiagnostic medicine. Philadelphia: Hanley & Belfus, 1995; p.656.

# IMPORTANCE OF ELECTROMYOGRAPHIC EVALUATION OF THE GASTROCNEMIUS MUSCLE

Camargo A<sup>1,2</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>, Berzin F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Piracicaba Dental School – FOP – UNICAMP – São Paulo – Brazil

<sup>2</sup>Medicine College of Botucatu – FMB – UNESP – São Paulo – Brazil

Presenter's E-mail: doutacamargo@ig.com.br

## INTRODUCTION

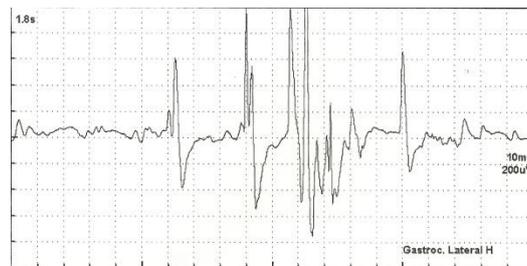
The gastrocnemius is a superficial bipennate muscle and is the largest leg muscle element acting as a plantar flexor of the ankle joint and flexion assistant of the knee joint. The literature shows that the lateral head of the gastrocnemius innervation of the S1 root predominates being considered as representative of this root in neurophysiological studies and the medial head receives predominant S1 root innervation but also the root S2 significant and it can be considered as representative of the root S2<sup>1,2,3</sup>. This paper aims to demonstrate the importance of electromyographic (EMG) evaluation separately from the lateral and medial heads of the gastrocnemius muscle using needle and surface electrodes.

## PATIENTS AND METHODS

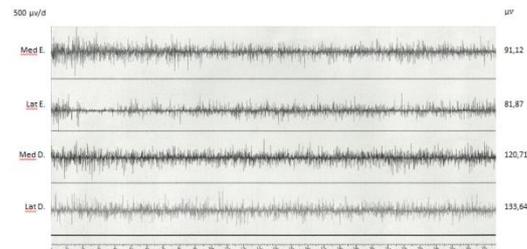
Eleven patients were studied, aged 43 and 65 years old, where 5 of them with clinical condition of compromise of S1 sacral territory and 1 S2 territory and 5 patients were studied as a control group. With needle electrode (coaxial) the lateral and medial heads of the bilateral gastrocnemius were evaluated. The activities at rest, mild and maximum effort were observed. ENMG (electroneuromyographic) tracings were performed with 2 channel (Nihon Kohden - Japan) brand device. The ENMG signals were recorded with low-frequency filter of 10 Hz and high frequency of 10,000 Hz. With surface electrodes we evaluated separately the lateral and medial heads of the gastrocnemius bilaterally during rest, the plantar flexion in supine normal postural feet in maximum voluntary contraction, and also associating flexion with maximum inversion and eversion of the feet. The SEMG data were collected by using a device of the brand Miotec of 8 channels. The international standards and recommended by the ISEK and SENIAM were followed. Low frequency of 25 Hz and high frequency of 500 Hz filters were used.

## RESULTS

Predominance of denervation were observed in the lateral or medial head of the gastrocnemius as the presence of radiculopathy S1 or S2 respectively (Graphic 1) and with surface electrodes were observed decrease in the amplitude of the EMG waveform obtained in the head compromised (Graphic 2) by probable prevalence of muscle weakness and the presence of antalgic position assumed by patients. In the control group during the SEMG in the supine position was noted that the flexion with inversion of the feet predominantly activates the medial head that presents greater microvolt and the flexion with eversion likewise activates more the lateral head.



**Graphic 1** - Registration denervation in the lateral head of the gastrocnemius



**Graphic 2** - Microvolt in the lateral head of the gastrocnemius presenting denervation

## DISCUSSION

Lesions roots S1 and S2 are often questionable in EMG laboratories since their myotomes overlap coinciding most of its territories which makes it difficult to differentiate between them<sup>2,4</sup>. It should also be considered that studies on cadavers have shown 42.5% lumbosacral plexus considered normal and the rest were observed anatomical variations<sup>5</sup>.

## CONCLUSION

The EMG evaluation of lateral and medial heads of the gastrocnemius muscles made separately with needle electrodes and surface may be relevant in the differential diagnosis of pathologies involving the roots S1 and S2, in therapeutic evaluation and indicator to be in the process of rehabilitation.

## REFERENCES

1. Shapiro BE, Preston DC. Electromyography and neuromuscular disorders. 2 ed. Philadelphia: Elsevier; 2005. p. 462-7.
2. Brown WF, Bolton CF. Clinical electromyography. 2 ed. Butterworth-Heinemann, 1993; p.198-9.
3. Van der Most van Spijk D, Vingerhoets HM. Disorders of lumbosacral roots and nerves. In: Notermans SLH. ed. Current practice of clinical electromyography. Amsterdam: Elsevier Scientific, 1984; p. 255-78.
4. Wilbourn AJ. The diabetic neuropathies. In: Brown WF, Bolton CF: Clinical Electromyography. Boston, Butterworths, 1987; p. 329-64.
5. Dumitru D. Electrodiagnostic medicine. Philadelphia: Hanley & Belfus, 1995; p.656.

# ANÁLISE COMPARATIVA DO DESLOCAMENTO DO CENTRO DE GRAVIDADE ENTRE SURFISTAS E SEDENTÁRIOS: ESTUDO PILOTO

Dantas GAF<sup>1</sup>, Santos HH<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Secretaria Municipal de Saúde de João Pessoa - PB

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: glauko.ft.andre@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

A posição de bipedestação sobre uma prancha deslizando sobre as ondas de diversos tamanhos, velocidades e direções, requer força, agilidade, destreza, tempo de reação e coordenação, especialmente, dos membros inferiores<sup>1</sup>, levando a constantes questionamentos acerca do fator equilíbrio durante a prática do surfe.

Uma vez que o equilíbrio corporal é definido como um processo de manutenção do centro de gravidade (CG) na base de suporte requerendo constantes ajustes de diversos sistemas<sup>2</sup>, seu controle, nas várias situações estáticas e dinâmicas necessita que os sistemas sensoriais (somato-sensorial, visual e vestibular) estejam ativos e ajam de forma sinérgica sem sobrecarga de nenhum deles, além de um perfeito processamento de informações do sistema nervoso central (SNC) e da ativação do sistema motor<sup>3,4</sup>.

Diante do exposto, o presente estudo teve como objetivo comparar o equilíbrio postural dinâmico por meio do deslocamento do CG, entre indivíduos praticantes de surfe e sedentários.

## MÉTODOS

O estudo foi realizado com 10 sujeitos homens, saudáveis, divididos em 2 grupos: grupo dos surfistas (GSf) formado por 5 indivíduos (23,20 ± 3,11 anos; 69,44 ± 7,26 kg; 1,72 ± 0,04 m; 23,43 ± 2,51 kg/m<sup>2</sup>) praticantes de surfe há pelo menos um ano e com frequência de pelo menos 3 vezes por semana, e grupo dos sedentários (GSd) também formado por 5 indivíduos (24,20 ± 1,78 anos; 74,34 ± 10,83 kg; 1,74 ± 0,05 m; 24,54 ± 2,85 kg/m<sup>2</sup>) classificados pelo Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ-versão curta)<sup>5</sup>, como: irregularmente ativo B ou sedentário.

Os testes de equilíbrio foram realizados no *Biodex Balance System* (BBS – Biodex, NY, USA), em apoio unipodal com duração de 30 segundos partindo do nível de instabilidade 8 (mais estável) para o nível 1 (menos estável). Os sujeitos permaneceram na plataforma com olhos abertos (sem *feedback* visual), com o membro testado em semiflexão (10°), o contralateral em flexão (90°), e as mãos cruzadas nos ombros.

O teste t *Student* (independente) foi empregado para comparar as médias do Deslocamento Total (DT) entre os grupos (GSd x GSf), e entre os membros dominante e não dominante (MD x MND), por meio do SPSS (versão - 15.0) considerando-se um nível de significância de 5% em todas as comparações.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Conforme mostra a Tabela 1, na comparação dos valores médios do DT, entre sedentários e surfistas, o teste t *Student* (independente) mostrou diferença estatisticamente significativa em ambos os membros, exibindo o GSf com menores índices que o GSd.

**Tabela 1** – Comparação dos valores médios do deslocamento total (DT) entre sedentários e surfistas

Variável	Membro Dominante		Valor P	Membro Não Dominante		Valor P
	Sedentários	Surfistas		Sedentários	Surfistas	
DT	4,66±1,28	1,82±0,54	0,002	4,18±0,90	2,84±0,59	0,024

Nota: teste t *Student* (independente)

Os menores valores de DT alcançados pelo GSf sugere que a prática deste esporte reflita em um maior equilíbrio postural, pelo fato do sujeito está constantemente exposto à um ambiente instável e mutável que é o mar, com ondas de diversos tamanhos, velocidades e direções.

Matsuda *et al.*<sup>6</sup> comparou a oscilação corporal em apoio unipodal entre atletas (futebol, basquete, natação) e não atletas, concluindo, em seu estudo que os atletas apresentaram maior equilíbrio na posição unipodal, que corrobora nossos resultados, embora os estudo não estejam tratando da mesma modalidade esportiva.

Na comparação dos valores médios do DT, entre MD e MND (Tabela 2), o teste t *Student* (independente) apresentou diferença estatisticamente significativa no GSf, mostrando o MD com menores deslocamentos.

**Tabela 2** – Comparação dos valores médios do deslocamento total entre membro dominante (MD) e não dominante (MND)

Variável	Sedentários		Valor P	Surfistas		Valor P
	MD	MND		MD	MND	
DT	4,66±1,28	4,18±0,90	0,511	1,82±0,54	2,84±0,59	0,021

Nota: teste t *Student* (independente)

Os menores deslocamentos do CG apresentados pelo GSf, no MD, sugere que este membro seja utilizado como base de suporte na prancha enquanto que o MND seja responsável pela movimentação e realização de manobras.

Por outro lado, os resultados do presente estudo não corroboram os de Matsuda *et al.*<sup>6</sup>, que não encontrou diferença significativa entre MD e MND entre os atletas (futebol, basquete e natação) analisados.

A principal limitação, na discussão do estudo, foi a ausência de trabalhos utilizando equilíbrio dinâmico com indivíduos praticantes de modalidades que apresentem condições instáveis com o surfe.

## CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que a prática de surfe refletiu em um maior equilíbrio dinâmico, e que o MD teve melhor desempenho que o MND, apenas no GSf.

## REFERÊNCIAS

1. Mendez-Villanueva A, Bishop D. Physiological aspects of surfboard riding performance. *Sports Med.* 2005; 35:55–70.
2. Alonso AC, Greve JMD, Camanho GL. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. *Clinics* 2009; 64(3):163-70.

3. Alexander NB. Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc.* 1994; 42(1):93-108.
4. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture.* 1997; 6:76-84.
5. Mastudo S, Araújo T, Marsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC, Braggion G. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Rev Bras Ativ Fis Saúde.* 2001; 6(2):05-18.
6. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *J Sports Sci.* 2008; 26(7):775-9.

# COMPARATIVE ANALYSIS OF DISPLACEMENT THE CENTRE OF GRAVITY BETWEEN SURFERS AND SEDENTARY: PILOT STUDY

Dantas GAF<sup>1</sup>, Santos HH<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Municipal Health Department of João Pessoa - PB

<sup>2</sup>Physical Therapy Department of University of Paraíba – João Pessoa/PB

E-mail of the presenter: [glauko.ft.andre@hotmail.com](mailto:glauko.ft.andre@hotmail.com)

## INTRODUCTION

The position of bipedalism on a board skimming over the waves of various sizes, speeds and directions, requires strength, agility, dexterity, reaction time and coordination, especially of the lower limbs<sup>1</sup>, emerging questions about the balance during surfing.

Once the body balance is defined as a process of maintaining the center of gravity (CG) on the basis of requiring constant adjustments to support various systems<sup>2</sup>, their control in the various static and dynamic situation requires sensory systems active (somatosensory, visual and vestibular) and act synergistically without overloading any of them, beyond perfect information processing in the central nervous system (CNS) and the activation of the motor system<sup>3,4</sup>.

Given the above, the present study aimed to compare the dynamic postural balance by moving the CG between surf practitioners and sedentary subjects.

## METHODS

The study was conducted with 10 male subjects, healthy and divided into two groups: group of surfers (GOS) consisting of 5 subjects (23.20 ± 3.11 years; 69.44 ± 7.26 kg; 1.72 ± 0.04 m; 23.43 ± 2.51 kg/m<sup>2</sup>) practitioners surf at least one and frequently at least 3 times per week, and sedentary group (SG) also formed by 5 subjects (24.20 ± 1.78 years; 74.34 ± 10.83 kg; 1.74 ± 0.05 m; 24.54 ± 2.85 kg/m<sup>2</sup>) classified by the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) – short version<sup>5</sup>, as irregularly active or sedentary B.

The balance tests were performed in the Biodex Balance System (BBS – Biodex, NY, USA) on one foot with a duration of 30 seconds starting the protocol instability level 8 (most stable) to level 1 (least stable). Subjects remained on the platform with eyes open (without visual feedback), with the member tested on semiflexion (10°), the contralateral member on flexion (90°), and clasped hands on his shoulders

The Student t test (independent) was used to compare the means of Total Displacement (TD) between groups (GOS x SG), and between dominant and non-dominant members (DM x NDM), using SPSS (15.0) considering a significance level of 5% in all comparisons.

## RESULTS AND DISCUSSION

As shown in Table 1, the comparison of the mean values of TD, between sedentary and surfers, Students t test (independent) showed statistically significant difference in both limbs, showing the GOS scores lower than the SG.

**Table 1** – Comparison of the mean values of the total displacement between sedentary and surfers

Variable	Dominant Member		P value	Non-Dominante Member		P value
	Sedentary	Surfers		Sedentary	Surfers	
DT	4,66±1,28	1,82±0,54	0,002	4,18±0,90	2,84±0,59	0,024

Note: Student t test (independent)

The lower values of td achieved by GOS suggests that this sport reflects on a larger postural balance, because the subject is constantly exposed to an unstable and changing environment that is the sea, with waves of various sizes, speeds and directions.

Matsuda et al.<sup>6</sup> compared the body sway in single-leg support among athletes (football, basketball, swimming) and non-athletes, concluded in his study that the athletes had greater balance in single leg stance, which confirms our results, although the study is not dealing with the same sport.

Comparing the mean values of TD, between DM and NDM (Table 2), Student's t test (independent) showed a statistically significant difference in the GOS, exposing the DM with the lowest rates.

**Table 2** – Comparison of the mean values of the total displacement between dominant limb (DM) and nondominant (NDM)

Variable	Sedentary		P value	Surfers		P value
	DM	NDM		DM	NDM	
DT	4,66±1,28	4,18±0,90	0,511	1,82±0,54	2,84±0,59	0,021

Note: Student t test (independent)

The smaller displacements of CG presented by GOS in DM, suggests that this member is used as the supporting base board while the NDM is responsible for handling and carrying out maneuvers.

However, the results of this study do not corroborate those of Matsuda et al.<sup>6</sup> who found no significant difference between DM and NDM among athletes (football, basketball and swimming) analyzed.

The main limitation in the discussion of the study was the lack of studies using dynamic equilibrium with individual practitioners of modalities that have unstable conditions with the surf.

## CONCLUSION

The results of this study showed that the practice of surfing reflected in a higher dynamic equilibrium, and that the DM had better performance than the NDM, just in GOS.

## REFERENCES

1. Mendez-Villanueva A, Bishop D. Physiological aspects of surfboard riding performance. Sports Med. 2005; 35:55–70.
2. Alonso AC, Greve JMD, Camanho GL. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. Clinics 2009; 64(3):163-70.

3. Alexander NB. Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc.* 1994; 42(1):93-108.
4. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture.* 1997; 6:76-84.
5. Mastudo S, Araújo T, Marsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira LC, Braggion G. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Rev Bras Ativ Fis Saúde.* 2001; 6(2):05-18.
6. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *J Sports Sci.* 2008; 26(7):775-9.

## ESTUDO DA ENXAQUECA COM AURA TRATADA COM AJUSTE OCLUSAL FUNCIONAL - RELATO DE CASOS

Ferreira LMDB<sup>1</sup>, Camargo A<sup>1,2</sup>, Almeida V<sup>1</sup>, Bérzin, F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP

<sup>2</sup>Faculdade de Medicina de Botucatu – FMB/UNESP

E-mail do apresentador: liegedb@gmail.com

### INTRODUÇÃO

A enxaqueca é um distúrbio frequente que acomete cerca de 12% da população mundial. A enxaqueca com aura é uma de suas formas mais comuns, ocorrendo em 15 a 30% dos casos e ocasiona impacto significativo nas atividades da vida diária<sup>1</sup>. Os estudos neurofisiológicos e eletromiográficos nas enxaquecas e outras cefaléias tem mostrado resultados pouco esclarecedores<sup>2,3</sup>. O tratamento de tais dores de cabeça é comumente ineficaz até que as causas primárias desencadeantes da dor sejam tratadas<sup>4</sup>.

Algumas funções vitais do sistema estomatognático, como a deglutição, realizada entre 600 a 2000 vezes por dia, necessitam estabilidade mandibular para serem processadas, obtida através de contatos dentários equilibrados bilateralmente durante o início da intercuspidação<sup>5</sup>. Na presença de interferências oclusais durante funções repetitivas, poderá ocorrer sobrecarga e dor nos músculos masseteres e temporais, os quais estão relacionados com os casos de enxaqueca, além de diminuição da atividade de músculos elevadores da mandíbula e aumento da atividade de abaixadores, devido a regulação protetora de receptores periodontais e articulares<sup>5</sup>.

O Ajuste Oclusal Funcional (AOF)<sup>6</sup> é um procedimento que visa promover o equilíbrio de atividade bilateral dos músculos mastigatórios, modificando contatos dentários que desviam a trajetória da mandíbula em direção ao crânio, e é realizado após a avaliação da ordem de ativação dos músculos masseteres e temporais obtida através de palpação específica, quando associada à avaliação criteriosa das marcas de papel articular sobre a superfície oclusal dos dentes.

O objetivo deste trabalho foi estudar o comportamento eletromiográfico de casos de enxaqueca com aura tratados com AOF.

### MÉTODOS

Foram avaliadas 3 voluntárias do sexo feminino, idade entre 22 e 40 anos, portadoras de disfunção temporomandibular (DTM), selecionadas através do *Research Diagnostic Criteria* (RDC), e que apresentavam o diagnóstico neurológico de enxaqueca com aura em média há 16 anos. Os músculos examinados foram os masseteres, parte superficial (M) e temporais, parte anterior (T), em 3 fases: pré, imediatamente após e após 1 semana ao AOF. Foram realizados exames eletromiográficos através do equipamento *BIOEMG1000* (*Lynx*® São Paulo, SP, Brasil), com uma frequência de amostragem de 2000Hz e filtro passa banda 20-1000 Hz. Os dados foram avaliados através da média de 3 coletas do RMS e da avaliação da co-contração dos músculos suprahióideos, processados por rotina matemática executada no programa *Matlab* (*MathWorks*®). Foi coletada a intensidade de sua dor dos mesmos músculos, no momento da avaliação, através da Escala Visual Analógica (EVA). Os ajustes oclusais (AOF), foram realizados associando-se a captação da contração dos referidos músculos, através de palpação específica, às marcas do papel articular *Bausch*, feitas na superfície oclusal dos dentes em oclusão, após a elevação da mandíbula.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Através da avaliação eletromiográfica no momento de intercuspidação dentária, nas fases pré e pós- tratamento com AOF (Tabela 1), foram verificadas alterações na atividade elétrica dos

músculos masseteres e temporais, que passaram a ter um recrutamento aumentado. Os dados apontam para valores semelhantes ou maiores nas coletas pós 1 semana, indicando estabilidade dos resultados obtidos. A avaliação da co-contração dos músculos suprahióideos mostra uma diminuição da atividade dos mesmos após o AOF.

**Tabela 1** - Valores em uV de RMS nas 3 fases de coleta eletromiográfica dos músculos M e T bilaterais, e valores numéricos da co-contração dos músculos suprahióideos

		TE	TD	ME	MD	CO-CO SH
VOL 1	PRE	105.505	43.546	31.784	4.597	45.426
	POS	131.608	130.264	83.248	42.719	17.210
	POS1S	148.023	141.086	132.174	79.647	9.486
VOL 2	PRE	45.590	50.471	48.087	34.672	2.715
	POS	54.506	50.562	49.760	34.104	2.391
	POS1S	57.863	51.071	49.140	47.734	1.936
VOL 3	PRE	8.788	16.279	11.723	9.678	6.628
	POS	27.387	31.092	12.595	16.912	5.111
	POS1S	28.548	33.942	14.782	18.485	5.029

TE = temporal esquerdo; TD = temporal direito; ME = masseter esquerdo; MD = masseter direito; CO-CO = co-contração; SH = suprahióideos

Ao mesmo tempo, foi observada uma diminuição significativa no relato de dor (Tabela 2).

**Tabela 2** - Valores da Escala Visual Analógica pré, imediatamente após e após 1 semana do AOF

		TE	TD	ME	MD
VOL 1	PRE	0,0	0,5	9,5	9,5
	POS	0,0	0,1	0,0	0,2
	POS1S	0,0	0,0	0,0	0,0
VOL 2	PRE	9,3	9,0	9,0	9,0
	POS	1,5	1,5	0,0	0,0
	POS1S	3,1	3,1	1,7	1,7
VOL 3	PRE	4,5	6,3	3,9	3,9
	POS	0,2	0,1	0,1	0,1
	POS1S	0,2	0,1	0,1	0,1

TE = temporal esquerdo; TD = temporal direito; ME = masseter esquerdo; MD = masseter direito

Sugere-se que a dor avaliada pode estar relacionada com a falta de adaptação funcional ao padrão de contração dos músculos mastigatórios causada por desequilíbrio oclusal<sup>6</sup>. Este fato, se persistir no tempo, pode gerar dor e diminuição da capacidade funcional dos músculos elevadores, bem como um aumento da atividade dos depressores mandibulares, de acordo com estudos de Douglas<sup>5</sup> e Santos<sup>6</sup>, e pode ser relacionada com as causas primárias da enxaqueca com aura<sup>4</sup>.

## CONCLUSÕES

Houve alteração da atividade eletromiográfica dos músculos estudados após o AOF.

Estudos neurofisiológicos e eletromiográficos devem continuar a ser realizados na pesquisa da enxaqueca com aura e de outras cefaléias tentando melhor esclarecer a fisiopatogenia e a multidisciplinaridade envolvida no seu tratamento.

O Ajuste Oclusal Funcional sugere ser um tratamento alternativo e eficaz para a solução de desequilíbrios e desconfortos de ordem muscular relacionados a cabeça e pescoço, porem são necessários estudos randomizados com maiores populações.

## REFERÊNCIAS

1. Breslau N, Rasmussen BK. The impact of migraine: epidemiology, risk factors, and comorbidities. *Neurology*. 2001;56(supl 1):S4-12.

2. Theriot JJ, Toga AW, Prakash N, Y. Ju YS, Brennan KC. Cortical sensory plasticity in a model of migraine with aura. *J Neurosci.* 2012; 32(44):15252–61.
3. Chapman SL: A review and clinical perspective on the use of EMG and thermal biofeedback for chronic headaches. *Pain.* 1986; 27:1-43.
4. Katsarava Z, Schneeweiss S, Kurh T, et al. Incidence and predictors for chronicity of headache in patients with episodic migraine. *Neurology.* 2004;62:788-90.
5. Douglas CR, Avoglio JLV, Oliveira H. Stomatognathic adaptive motor syndrome is the correct diagnosis for temporomandibular disorders. *Med Hypotheses.* 2010;74:710-8.
6. Santos, JLB. Ajuste Oclusal – A avaliação morfofuncional visando a indicação do ajuste oclusal por desgaste e por acréscimo (PDP). In: Simões WA. *Ortopedia funcional dos maxilares vista através da reabilitação neuro-oclusal.* 3ª Ed. São Paulo. Artes Médicas; 2003; p. 314-30.

## STUDY OF MIGRAINE WITH AURA TREATED WITH FUNCTIONAL ADJUSTMENT OCCLUSAL - CASES REPORT

Ferreira LMDB<sup>1</sup>, Camargo A<sup>1,2</sup>, Bérzin, F<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Piracicaba Dental School – FOP/UNICAMP

<sup>2</sup> Botucatu Medicine School – FMB/UNESP

Presenter's E-mail: liegedb@gmail.com

### INTRODUCTION

Migraine is a common disorder that affects approximately 12 % of the world population . Migraine with aura is one of its most common form , occurring in 15-30 % of cases and causes significant impact on daily life activities<sup>1</sup>. Neurophysiological and electromyographic studies in migraine and other headaches has shown little results esclarecedores<sup>2,3</sup>. The treatment of these headaches is often ineffective until the triggering primary causes of pain are treated<sup>4</sup> .

Some vital functions of stomatognathic system, such as swallowing , performed between 600 and 2000 times a day, need mandibular stability to be processed , obtained by bilateral balanced tooth contacts during intercuspitation<sup>5</sup> . In the presence of occlusal interferences during these repetitive functions, overloading and pain may occur in the masseter and temporalis muscles, which are related to pain reports of cases of migraine. The activity of the elevator muscles of the jaw can decrease, and increase the activity of antagonists, because of the protective regulation of articulars and periodontal receptors<sup>5</sup>.

Functional Occlusal Adjustment (FOA)<sup>6</sup> is a procedure that aims to promote the balance of bilateral activity of masticatory muscles , changing tooth contacts that deviate the trajectory of the jaw toward the skull, and is performed after evaluating the order of activation of the masseter muscles and temporal obtained through specific palpation, when combined with careful assessment of articulating paper marks on the occlusal surface of the teeth .

The objective of this work was to study the electromyographic behavior of cases of migraine with aura treated with FOA.

### METHODS

Three female volunteers, aged between 22 and 40 years, suffering from temporomandibular disorders (TMD) were evaluated, selected through the Research Diagnostic Criteria (RDC), and had neurological diagnosis of migraine with aura on average 16 years ago. The muscles examined were the masseter, superficial part (M) and temporal, anterior part (T), in 3 phases: pre , immediately after and 1 week after FOA. Electromyographic exams were performed by the equipment BIOEMG1000 (Lynx ® São Paulo, SP, Brazil), with a sampling frequency of 2000 Hz and bandpass filter 20-1000 Hz. Data were evaluated by the average of 3 samples of RMS and by co-contraction avaluation of suprahyoid muscles, processed by mathematical routine performed in Matlab (MathWorks®). The intensity of related pain of the same muscles were collected by Visual Analogue Scale (VAS). The funcional occlusal adjustments (FOA) were made with the association of the capture of the contraction of these muscles through specific palpation with trademarks of Bausch articulating paper, made on the occlusal surface of the teeth in occlusion.

### RESULTS AND DISCUSSION

Changes in the electrical activity of the masseter and temporal muscles, who now have an increased recruitment, were observed by electromyographic evaluation at the time of dental intercuspation in the prenatal and post-treatment with FOA (Table 1). The data shows similar or higher

values in samples one week after, indicating stability of the obtained results. The assessment of co-contraction of suprahyoid muscles shows a decreased activity after FOA.

**Table 1** - Values in uV RMS in 3 phases of electromyographic exams in bilateral M and T muscles, and numerical values of the co-contraction of suprahyoids muscles

		LT	RT	LM	RM	CO-CO SH
VOL 1	PRE	105.505	43.546	31.784	4.597	45.426
	POST	131.608	130.264	83.248	42.719	17.210
	1WP	148.023	141.086	132.174	79.647	9.486
VOL 2	PRE	45.590	50.471	48.087	34.672	2.715
	POST	54.506	50.562	49.760	34.104	2.391
	1WP	57.863	51.071	49.140	47.734	1.936
VOL 3	PRE	8.788	16.279	11.723	9.678	6.628
	POST	27.387	31.092	12.595	16.912	5.111
	1WP	28.548	33.942	14.782	18.485	5.029

LT = left temporal; RT = right temporal; LM = left masseter; RM = right masseter;  
CO-CO = co-contraction; SH = suprahyoids

At the same time, a significant decrease was noted in reported pain (Table 2).

**Table 2** - Values of the Visual Analogue Scale before, immediately after and 1 week after FOA

		LT	RT	LM	RM
VOL 1	PRE	0,0	0,5	9,5	9,5
	POST	0,0	0,1	0,0	0,2
	1WP	0,0	0,0	0,0	0,0
VOL 2	PRE	9,3	9,0	9,0	9,0
	POST	1,5	1,5	0,0	0,0
	1WP	3,1	3,1	1,7	1,7
VOL 3	PRE	4,5	6,3	3,9	3,9
	POST	0,2	0,1	0,1	0,1
	1WP	0,2	0,1	0,1	0,1

LT = left temporal; RT = right temporal; LM = left masseter; RM = right masseter

It is suggested that the evaluated pain, can be related to the absence of functional adaptation to the contraction pattern of masticatory muscles caused by occlusal imbalance<sup>6</sup>. This fact, if persists in time, can generate pain and decreased functional capacity of the elevator muscles, as well as increased activity in the mandibular depressor, in accord with studies of Douglas<sup>5</sup> and Santos<sup>6</sup>, and can be related with primary causes of migraine with aura<sup>4</sup>.

## CONCLUSIONS

- There was a change in the electromyographic activity of the muscles after the FOA.
- Neurophysiological and electromyography studies should continue to be made in the research of migraine with aura and other headaches trying to clarify the pathophysiology and multidisciplinary involved in your treatment.
- The Functional Occlusal Adjustment suggests being an effective treatment for resolving imbalances and muscle discomforts related to headaches, but randomized studies with larger populations are necessary.

## REFERENCES

1. Breslau N, Rasmussen BK. The impact of migraine: epidemiology, risk factors, and comorbidities. *Neurology*. 2001;56(suppl 1):S4-12.
2. Theriot JJ, Toga AW, Prakash N, Y. Ju YS, Brennan KC. Cortical sensory plasticity in a model of migraine with aura. *J Neurosci*. 2012; 32(44):15252–61.

3. Chapman SL: A review and clinical perspective on the use of EMG and thermal biofeedback for chronic headaches. *Pain*. 1986; 27:1-43.
4. Katsarava Z, Schneeweiss S, Kurh T, et al. Incidence and predictors for chronicity of headache in patients with episodic migraine. *Neurology*. 2004;62:788-90.
5. Douglas CR, Avoglio JLV, Oliveira H. Stomatognathic adaptive motor syndrome is the correct diagnosis for temporomandibular disorders. *Med Hypotheses*. 2010;74:710-8.
6. Santos, JLB. Ajuste Oclusal – A avaliação morfofuncional visando a indicação do ajuste oclusal por desgaste e por acréscimo (PDP). In: Simões WA. *Ortopedia funcional dos maxilares vista através da reabilitação neuro-oclusal*. 3ª Ed. São Paulo. Artes Médicas; 2003; p. 314-30.

## AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO MUSCULAR EM CASOS DE ENXAQUECA COM AURA

Ferreira LMDB<sup>1</sup>, Camargo A<sup>1,2</sup>, Bérzin, F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP

<sup>2</sup>Faculdade de Medicina de Botucatu – FMB/UNESP

E-mail do apresentador: liegedb@gmail.com

### INTRODUÇÃO

A enxaqueca com aura é um distúrbio que causa impacto significativo nas atividades da vida diária<sup>1</sup>, acomete cerca de 12% da população mundial, e está associada à DTM em 90% dos casos<sup>2,3</sup>. A queixa comum refere dor pulsátil na frente e na região dos músculos temporais<sup>2</sup>, participantes de funções mandibulares e controlados pelas relações oclusais<sup>4</sup>.

Equilíbrio muscular é um fenômeno que envolve estabilidade e mobilidade, e interação entre a informação sensorial das forças que atuam sobre os segmentos corpóreos, e a resposta motora por meio da força, tônus e reflexos musculares.

O Ajuste Oclusal Funcional (AOF)<sup>4</sup> é um procedimento que visa promover o equilíbrio de atividade bilateral dos músculos mastigatórios, e conseqüentemente, a estabilidade mandibular durante suas diversas funções, realizadas cerca de 600 a 2000 vezes por dia.

O objetivo deste trabalho foi estudar a simetria muscular em casos de enxaqueca com aura, tratados com AOF.

### MÉTODOS

Três voluntárias que apresentavam o diagnóstico neurológico de enxaqueca com aura em média há 16 anos, foram selecionadas através do *Research Diagnostic Criteria* (RDC) como portadoras de disfunção temporomandibular (DTM). Foram realizados exames eletromiográficos através do equipamento BIOEMG1000 (*Lynx*® São Paulo, SP, Brasil) e a avaliação do relato de dor através Escala Visual Analógica (EVA) referentes aos músculos masseteres (M) e temporais (T), em 3 fases: pré (PRE), imediatamente após (POS) e após 1 semana ao AOF (POS1S). Ajustes oclusais (AOF), foram realizados através de palpação específica, que capta a contração dos referidos músculos, e as associa à marcas de papel articular *Bausch* feitas na superfície oclusal dos dentes, após a elevação da mandíbula, com o objetivo de se obter clinicamente a maior simetria de atividade possível. Os dados obtidos pela EMG, foram analisados por uma rotina no programa *Matlab*.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 mostra os valores do cálculo de simetria de atividade nas 3 fases avaliadas, e nota-se um aumento da fase PRE para a fase PÓS, assim como aumento ou manutenção do valor da fase PÓS para a fase POS1S, sugerindo estabilidade da situação de equilíbrio obtida.

Também mostra os valores fornecidos pela coleta eletromiográfica, dos tempos de início de atividade de cada músculo nas mesmas fases, e pode-se observar uma diminuição do intervalo de tempo entre as fases PRE e PÓS, assim como diminuição ou manutenção do valor da fase PÓS para a fase POS1S, Também sugerindo estabilidade oclusal e equilíbrio funcional.

**Tabela 1** - Valores da simetria em atividade e em tempo de início de atividade

		ATIVIDADE		INÍCIO DE ATIVIDADE	
		T	M	T	M
VOL 1	PRE	46.82	46.80	0.200	0.164
	POS	95.58	62.13	0.037	0.060
	POS15	96.48	71.89	0.037	0.063
VOL 2	PRE	90.94	80.66	0.105	0.088
	POS	97.91	84.05	0.048	0.030
	POS15	98.48	96.95	0.016	0.020
VOL 3	PRE	72.00	87.16	0.177	0.194
	POS	91.40	89.46	0.018	0.095
	POS15	92.83	92.48	0.009	0.031

Colunas em azul: valores em % de simetria nas 3 fases de coleta eletromiográfica dos músculos M e T bilaterais. Colunas em rosa: valores em ms do tempo de início de atividade dos músculos M e T bilaterais.

A Tabela 2 mostra os valores da Escala Visual Analógica anotados para os músculos estudados, sugerindo uma redução significativa no relato de dor nos casos de enxaqueca com aura avaliadas, imediatamente após o procedimento do AOF.

**Tabela 2** - Valores da Escala Visual Analógica pré, imediatamente após e após 1 semana do AOF

		TE	TD	ME	MD
VOL 1	PRE	0,0	0,5	9,5	9,5
	POS	0,0	0,1	0,0	0,2
	POS15	0,0	0,0	0,0	0,0
VOL 2	PRE	9,3	9,0	9,0	9,0
	POS	1,5	1,5	0,0	0,0
	POS15	3,1	3,1	1,7	1,7
VOL 3	PRE	4,5	6,3	3,9	3,9
	POS	0,2	0,1	0,1	0,1
	POS15	0,2	0,1	0,1	0,1

Embora tenha sido sugerida através estudos neurofisiológicos e eletromiográficos, a relação entre distúrbios de oclusão e enxaquecas/cefaléias, e tratamentos, tem mostrado resultados pouco esclarecedores<sup>5</sup>. Estudos em simetria de atividade e tempo de início de atividade dos músculos mastigatórios são frequentes<sup>6</sup>, porém associados com estudos sobre enxaqueca com aura, são pouco encontrados<sup>7</sup>. Simetria em tempo de início de atividade também tem sido muito pouco estudada e sugere ser um importante fator no estudo do equilíbrio e estabilidade funcionais. Os resultados deste estudo apontam para uma maior simetria dos músculos masseter (parte superficial) e temporal (parte anterior) bilaterais, após o AOF (Tabela 1), sugerindo que a dor relacionada à enxaqueca com aura, possa ser decorrente da assimetria de atividade e de tempo de início de atividade de músculos mastigatórios, quando causada por desequilíbrio oclusal<sup>8</sup>.

## CONCLUSÕES

- Enxaqueca com aura necessita mais estudos relacionados com fatores periféricos;
- O equilíbrio muscular sugere ser responsável pela redução da dor;
- O Ajuste Oclusal Funcional sugere ser um colaborador importante, porem são necessários estudos randomizados com maiores amostras.

## REFERÊNCIAS

7. Breslau N, Rasmussen BK. The impact of migraine: epidemiology, risk factors, and comorbidities. *Neurology*. 2001; 56(suppl 1):S4-12.
8. Di Paolo C, Di Nunno A, Panti F, Bruti G. TMD in migraineurs: a static stabilometric study. *Oral Implantol (Rome)* 2010; 3(2):2-9.
9. Wright EF, Clark EG, Paunovich ED, Hart RG. Headache improvement through TMD stabilization appliance and self-management therapies. *The journal of craniomandibular practice* 2006; 24(2):104-11.

10. Santos JLB. Ajuste Oclusal – a avaliação morfofuncional visando a indicação do ajuste oclusal por desgaste e por acréscimo (PDP). In Simões WA. Ortopedia funcional dos maxilares vista através da reabilitação neuro-oclusal. 3ª ed. São Paulo. Artes Médicas; 2003: 314-30.
11. Chapman SL. A review and clinical perspective on the use of EMG and thermal biofeedback for chronic headaches. Pain 1986; 27:1-43.
12. Forrester SE, Allen SJ, Presswood RG, Toy AC, Pain MT. Neuromuscular function in healthy occlusion. J Oral Rehabil. 2010; 37:663-9.
13. Hunning SV. Estudo dos distúrbios oclusais em posição máxima com papel articular e palpação dos músculos masseter superficial e temporal anterior numa mostra de portadores de cefaléia crônica tipo Migraine e voluntários normais. [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio grande do Sul; 2000.
14. Wood WW. A review of masticatory muscle function. J Prosthet Dent. 1987; 57(2):222-32.

## EVALUATION OF MUSCLE BALANCE IN CASES OF MIGRAINE WITH AURA

Ferreira LMDB<sup>1</sup>, Camargo A<sup>1,2</sup>, Bérzin, F<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Piracicaba Dental School – FOP/UNICAMP

<sup>2</sup> Botucatu Medicine School – FMB/UNESP

Presenter E-mail: liegedb@gmail.com

### INTRODUCTION

Migraine with aura is a disorder that causes significant impact on daily life activities<sup>1</sup>, affects about 12% of the world population, and is associated with TMD in 90% of cases<sup>2,3</sup>. The more frequent complain refers pulsatile pain in the forehead and in the region of temporal muscles<sup>2</sup>, which are participants of mandibular functions, controlled by occlusal relations<sup>4</sup>. Muscle balance is a phenomena that involves stability and mobility, and interaction between the sensory information of the forces acting on the body segments, and motor response through strength, muscle tone and reflexes. Functional Occlusal Adjustment (FOA)<sup>4</sup> is a procedure that aims to promote the balance of bilateral activity of masticatory muscles, and consequently the mandibular stability during its various functions performed about 600 to 2.000 times per day.

The objective of this work was to study the muscular symmetry in cases of migraine with aura, treated with FOA.

### METHODS

Three volunteers who had neurological diagnosis of migraine with aura on average for 16 years, were selected by the Research Diagnostic Criteria (RDC) as having temporomandibular disorders (TMD). Electromyographic examinations were performed by the equipment BIOEMG1000 (Lynx ® São Paulo, SP, Brazil) and evaluation of the report of pain by Visual Analog Scale (VAS) for the bilateral masseter (M) and temporal (T) muscles, in 3 phases: pre (PRE), immediately after (POS) and after 1 week of FOA (1WP). FOA were performed by specific palpation, which captures the contraction of these muscles, and associates them with Bausch articulating paper marks, made on the occlusal surface of the teeth in occlusion, with the intention of obtaining clinically the highest possible symmetry of activity. The EMG data were analyzed by a Matlab routine (MathWorks®).

### RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 shows the values of symmetry of activity in the 3 evaluated phases, and was noted an increase of PRE phase for the POST phase, as well as an increase or kepted values of the POST phase for 1WP level, suggesting stabilization of the balancing situation obtained.

Also shows the values provided by electromyographic time exam, the onset times of each muscle activity in the same phase, and was observed a decrease in the time interval between PRE and POST phases, as well as decrease or kepted values of the POST phase for 1WP phase, also suggesting occlusal stability and functional balance.

**Table 1** - Values of symmetry in activity and time of onset of activity

		ACTIVITY		ONSET OF ACTIVITY	
		T	M	T	M
VOL 1	PRE	46.82	46.80	0.200	0.164
	POST	95.58	62.13	0.037	0.060
	1WP	96.48	71.89	0.037	0.063
VOL 2	PRE	90.94	80.66	0.105	0.088
	POST	97.91	84.05	0.048	0.030
	1WP	98.48	96.95	0.016	0.020
VOL 3	PRE	72.00	87.16	0.177	0.194
	POST	91.40	89.46	0.018	0.095
	1WP	92.83	92.48	0.009	0.031

Columns in blue: % values of symmetry; Columns in pink: ms values in the time of onset of muscle activity

Table 2 shows the values of the Visual Analogue Scale noted for the muscles studied, suggesting a significant reduction in reported pain in migraine with aura assessed immediately after the procedure of FOA.

**Table 2** - Values of the Visual Analogue Scale before

		LT	RT	LM	RM
VOL 1	PRE	0,0	0,5	9,5	9,5
	POST	0,0	0,1	0,0	0,2
	1WP	0,0	0,0	0,0	0,0
VOL 2	PRE	9,3	9,0	9,0	9,0
	POST	1,5	1,5	0,0	0,0
	1WP	3,1	3,1	1,7	1,7
VOL 3	PRE	4,5	6,3	3,9	3,9
	POST	0,2	0,1	0,1	0,1
	1WP	0,2	0,1	0,1	0,1

Legend: LT = left temporal; RT = right temporal; LM = left masseter; RM = right masseter

Although it has been suggested by electromyographic and neurophysiological studies, the relationship between occlusion disorders and migraine / headaches and treatment, has shown little results enlightening. Studies in symmetry of activity of masticatory muscles are frequent but not associated with migraine, and about onset time of activity are absent and suggested to be an important factor in the study of functional balance and stability. The results of this study point to a greater symmetry of the bilateral masseter (superficial part) and temporal (anterior part) muscles after FOA (Table 1), suggesting that the pain associated with migraine with aura may be due to the asymmetry of activity and onset time of activity of masticatory muscles, when caused by occlusal imbalance<sup>8</sup>.

## CONCLUSIONS

- Migraine with aura needs more studies related to peripheral factors;
- The muscular balance suggests responsible for the reduction of pain;
- FOA suggested to be an important contribution, however randomized studies with larger populations are necessary.

## REFERENCES

1. Breslau N, Rasmussen BK. The impact of migraine: epidemiology, risk factors, and comorbidities. *Neurology*. 2001; 56(suppl 1):S4-12.
2. Di Paolo C, Di Nunno A, Panti F, Bruti G. TMD in migraineurs: a static stabilometric study. *Oral Implantol (Rome)* 2010; 3(2):2-9.
3. Wright EF, Clark EG, Paunovich ED, Hart RG. Headache improvement through TMD stabilization appliance and self-management therapies. *The journal of craniomandibular practice* 2006; 24(2):104-11.

4. Santos JLB. Ajuste Oclusal – a avaliação morfofuncional visando a indicação do ajuste oclusal por desgaste e por acréscimo (PDP). In Simões WA. Ortopedia funcional dos maxilares vista através da reabilitação neuro-oclusal. 3ª ed. São Paulo. Artes Médicas; 2003: 314-30.
5. Chapman SL. A review and clinical perspective on the use of EMG and thermal biofeedback for chronic headaches. Pain 1986; 27:1-43.
6. Forrester SE, Allen SJ, Presswood RG, Toy AC, Pain MT. Neuromuscular function in healthy occlusion. J Oral Rehabil. 2010; 37:663-9.
7. Hunning SV. Estudo dos distúrbios oclusais em posição máxima com papel articular e palpação dos músculos masseter superficial e temporal anterior numa mostra de portadores de cefaléia crônica tipo Migraine e voluntários normais. [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio grande do Sul; 2000.
8. Wood WW. A review of masticatory muscle function. J Prosthet Dent. 1987; 57(2):222-32.

## ANÁLISE E APRIMORAMENTO DA CAPACIDADE PULMONAR DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

Andrade AS<sup>1</sup>, Oliveira BR<sup>2</sup>, Silva WV<sup>3</sup>, Lima Filho BF<sup>3</sup>, Guedes MBOG<sup>3</sup>, Lopes JM<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Estatística da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>2</sup>Hospital Universitário Alcides Carneiro – HUAC

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do apresentador: Achillesandrade@gmail.com, Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

O acidente vascular encefálico (AVE) é o surgimento agudo de uma disfunção neurológica, tendo como uma de suas principais repercussões a disfunção respiratória, uma vez que o diafragma o principal músculo da respiração encontra-se fadigado frente às moléstias trazidas pela sequela. Com isso a fisioterapia utiliza recursos e técnicas, atuando na reeducação respiratória, diafragmática e treinamento muscular respiratório. Avalia-se assim o Volume Corrente (VC), o Volume Minuto (VM) através do cálculo do (VC), que é mensurado dividindo-se os valores do (VM) pela Frequência respiratória (FR). Utilizou-se o *Threshold*, um aparelho com cargas ajustáveis através de uma carga linear pressórica, onde este realiza o treino de força e endurance dos músculos respiratórios.

Desta forma, o objetivo da pesquisa foi à avaliação da Pimax (Pressão inspiratória máxima) e Pemax (Pressão expiratória máxima) através da manovacuometria, utilizando o aparelho denominado de manovacuômetro, e tem por finalidade medir às pressões positivas (manômetro) e pressões negativas (vacuômetro) onde os valores são dados em escala de cmH<sub>2</sub>O. Além de observar a diminuição da fadiga destes músculos após o treinamento proposto.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo exploratório, de caráter descritivo. A abordagem é do tipo quantitativa. Foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Federal da Paraíba (CEP/UFPB).

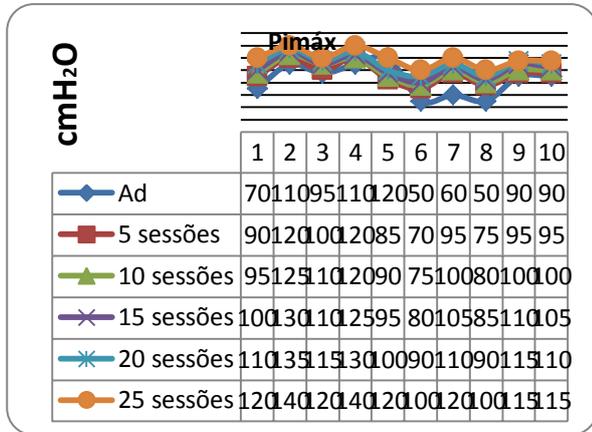
A amostra contou com 10 pacientes diagnosticados com AVE, recrutados à Clínica Escola de Fisioterapia da Faculdade de Ciências Médicas – FCMPB. Realizou-se então um protocolo de atendimento fisioterapêutico, onde os pacientes eram avaliados com o ventilômetro e manovacuômetro, na admissão do tratamento e após 5 sessões até à 25ª sessão do treinamento com o *Threshold*. O treinamento foi realizado por meio do dispositivo respiratório *Threshold*, iniciou com carga de 30% da (Pimáx) nas cinco primeiras sessões, progredindo para 40% da (Pimáx) nas sessões restantes, com três séries de dez repetições cada.

Os dados coletados foram agrupados em planilhas do programa *Microsoft® Office Excel* – sistema operacional *Windows XP Home Edition*, traçando-se o perfil quanto ao gênero, faixa etária, peso e capacidade pulmonar dos pacientes tais como: volume corrente e minuto, Pimax e Pemax.

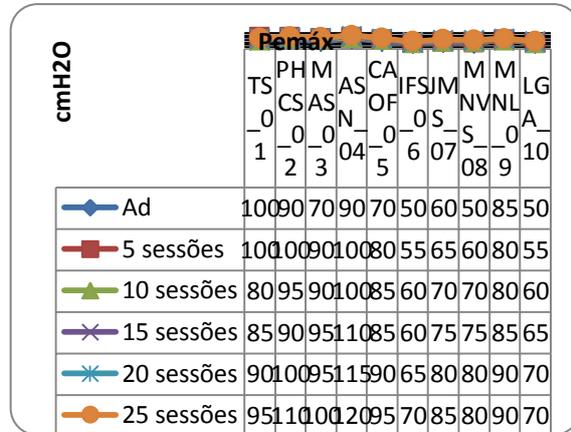
### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo foi realizado em um período de 90 dias, com 10 pacientes com AVE. A média de idade foi de 54,2 anos. O peso médio dos participantes da pesquisa foi de 74,6 kg. Sessenta por cento dos pacientes eram do sexo masculino.

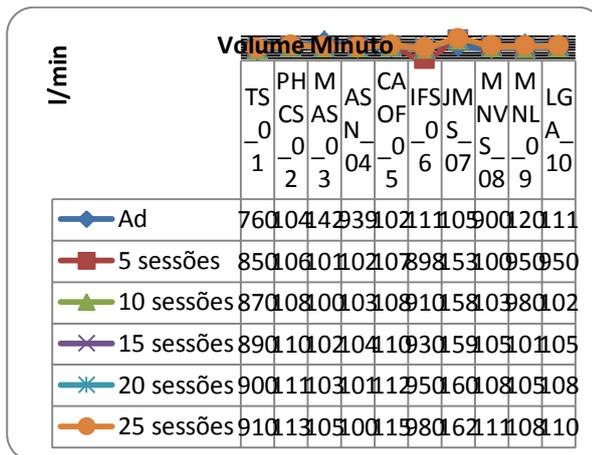
André<sup>1</sup>, afirma que o AVE atinge mais o sexo masculino corroborando assim com a pesquisa. Os valores de Pimax normal, para um adulto jovem masculino por volta de -125 cmH<sub>2</sub>O, e em mulheres esse valor diminui em 30%, após 20 anos de idade há uma queda de 0,5 cmH<sub>2</sub>O/ano, e a Pemax é considerada em média = +100cmH<sub>2</sub>O. O VC tem por valores referenciais em indivíduos normais, de 400 a 500 ml. A FR normal em indivíduos adultos em repouso é de 12 a 20 irpm.



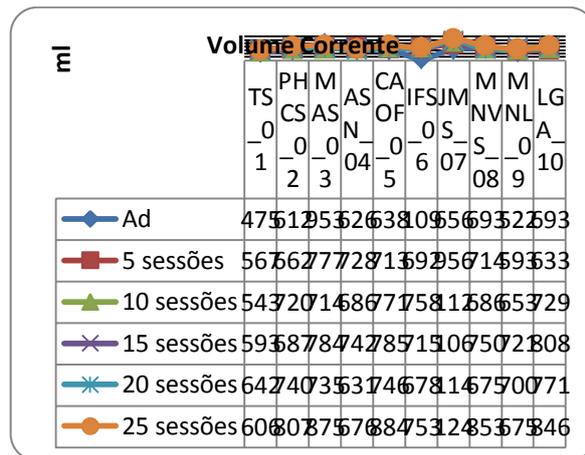
**Gráfico 1 – Avaliação da PIM**  
Fonte: Rodrigues e Andrade (2010)



**Gráfico 2 - Avaliação da PEM**  
Fonte: Rodrigues e Andrade (2010)



**Gráfico 3 – Avaliação do Volume Minuto**  
Fonte: Rodrigues e Andrade (2010)



**Gráfico 4 - Avaliação do Volume Corrente**  
Fonte: Rodrigues e Andrade (2010)

No estudo foram obtidos resultados positivos com o treinamento muscular respiratório com o dispositivo Threshold, onde houve aumento na força da musculatura inspiratória observada na (Pimáx) e expiratória na (Pemáx), no VC, no VM, todos estes, descritos nos gráficos abaixo, compostos por número de sessões, siglas e números dos indivíduos pesquisados e valores em cmH<sub>2</sub>O (centímetros de água), L/min (litros por minuto) e em mL (mililitro).

**CONCLUSÕES**

Com base na pesquisa, pode-se concluir que os resultados obtidos na capacidade e nos volumes pulmonares. Baseando-se em um protocolo, faz-se necessário treinamento muscular inspiratório e uso de dispositivos auxiliares que ajudem na reeducação funcional respiratória de pacientes acometidos com AVE.

De forma qualitativa e quantitativa. Ganhos em qualidade de vida e diminuição das complicações pulmonares são inquestionáveis. colaborando para a integração desse indivíduo ao ambiente familiar e social.

**REFERÊNCIAS**

1. André C. Manual do AVC. 1 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1999.
2. Azeredo CAC. Fisioterapia respiratória moderna. 4. ed. São Paulo: Manole; 2002.
3. Azeredo CAC. Fisioterapia respiratória moderna. São Paulo: Manole, 1993.
4. O'Sullivan SB, Schmitz TJ. Fisioterapia: avaliação e tratamento. 4º edição. Manole, 2004.
5. Costa D. Fisioterapia respiratória básica. São Paulo: Atheneu, 2006.

## **ANALYSIS AND IMPROVEMENT OF THE CAPACITY OF PATIENTS WITH PULMONARY VASCULAR BRAIN INJURY**

Andrade AS<sup>1</sup>, Oliveira BR<sup>2</sup>, Silva WV<sup>3</sup>, Lima Filho BF<sup>3</sup>, Guedes MBOG<sup>3</sup>, Lopes JM<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Department of Statistics of Federal University of Paraíba Paraíba – UFPB

<sup>2</sup> University Hospital Alcides Carneiro – HUAC

<sup>3</sup> University of Science of Health of Trairi of Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail presenter: Achillesandrade@gmail.com, Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUCTION**

The vascular accident (CVA) The accident is acute onset of neurological dysfunction, having as one of its major repercussions respiratory dysfunction, since the diaphragm main breathing muscle is fatigued - front to diseases brought by the sequel. With that physiotherapy uses resources and techniques, working in respiratory retraining, diaphragmatic and respiratory muscle training. Thus assesses the Tidal Volume (TV), minute volume (MV) by calculating the (VC), which is measured by dividing the values of (VM) for respiratory rate (RR). We used the Threshold, a device with adjustable loads through a linear load pressure, where it performs strength training and endurance of the respiratory muscles.

Thus, the aim of the research was to assess the MIP (maximum inspiratory pressure) and MEP(maximal expiratory pressure) through the manometer, using the apparatus called manuvacuômetro, and aims to measure positive pressure (gauge) pressures and negative (vacuum gauge) where the values are given on a scale of cmH<sub>2</sub>O. Besides observing the decrease in fatigue of these muscles after the proposed training.

### **METHODS**

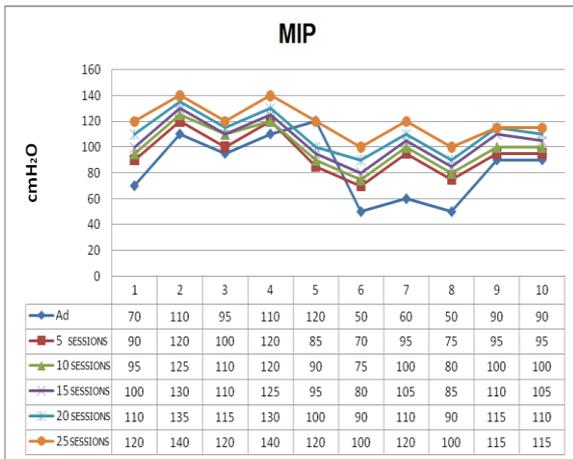
This is an exploratory study, descriptive in character. The approach is the quantitative type, was approved by the Ethics and Research involving Humans, Federal University of Paraíba (CEP/UFPB).

The sample consisted of 10 patients diagnosed with stroke, recruited to Clinical School of Physiotherapy, Faculty of Medical Sciences - FCMPB. Then performed a protocol of physical therapy, where patients were evaluated with the spirometer and manometer at baseline and after 5 treatment sessions until the 25th training session with Threshold. The training was conducted by means of the respiratory device Threshold, started with a load of 30 % of (MIP) in the first five sessions, progressing to 40 % of (MIP) in the remaining sessions, with three sets of ten repetitions each. Data were grouped into spreadsheets @ Microsoft Office Excel program - Windows XP Home Edition operating system, tracing the profile according to gender, age, weight and lung capacity of patients such as tidal volume and volume minute, MIP and MEP.

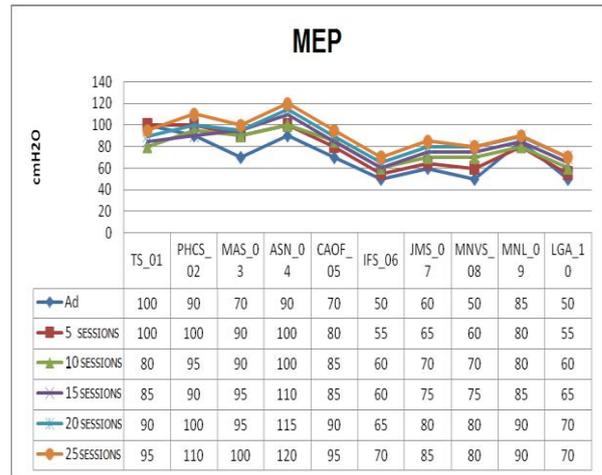
### **RESULTS AND DISCUSSION**

The study was conducted over a period of 90 days, with 10 patients with stroke. The mean age was 54.2 years. The average weight of the study participants was 74.6 kg. Sixty percent of patients were male.

André<sup>1</sup>, states that stroke affects more males thus corroborating research. MIP normal for a young adult male around -125 cmH<sub>2</sub>O, and in women this value decreases by 30% after 20 years of age there is a decrease of 0.5 cmH<sub>2</sub>O/ano, and Pemax is considered average = +100 cmH<sub>2</sub>O. The VC has the reference values in normal subjects, 400 to 500 ml. The normal FR at rest in adults is 12-20 bpm.

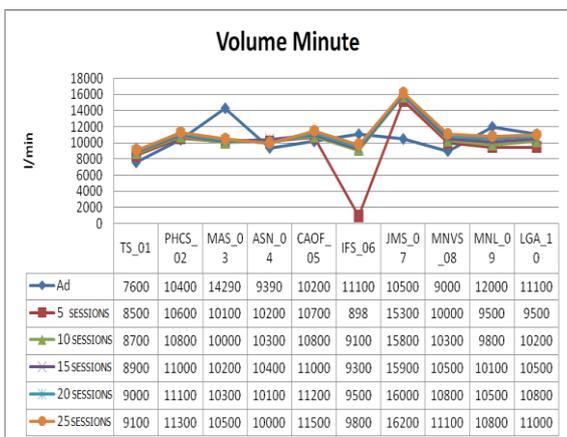


**Graphic 01** - Evaluation of the MIP  
Source: Rodrigues and Andrade (2010)  
(2010)

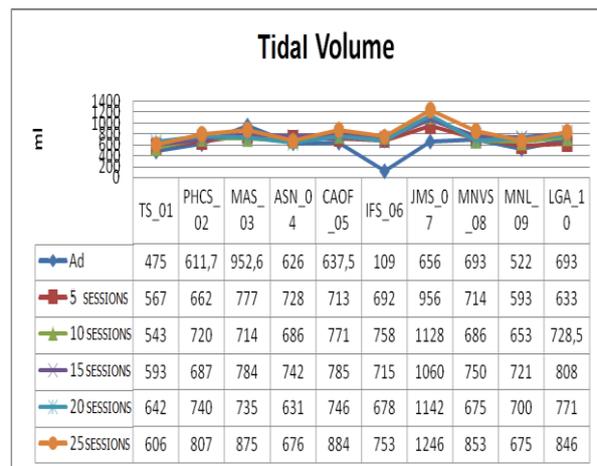


**Graphic 02** - Evaluation of the MEP  
Source: Rodrigues and Andrade

In the study positive results were obtained with the respiratory muscle training with Threshold Device, where there was an increase in inspiratory muscle strength observed in (MIP) and expiratory in (MEP), the VC, the VM, all of these, described in the following graphs, comprise the number of sessions, abbreviations and numbers of individuals studied and values in cmH2O (inches of water), L / min (liters per minute) and ml (milliliters).



**Graphic 03** - Evaluation of Minute Volume  
Source: Rodrigues and Andrade (2010)  
(2010)



**Graphic 04** - Evaluation of Tidal Volume  
Source: Rodrigues and Andrade

## CONCLUSIONS

Based on research it can be concluded that the results obtained in the capacity and lung volumes. Based on a protocol, it is necessary inspiratory muscle training and use of assistive devices that help in respiratory rehabilitation of patients affected with stroke. Qualitatively and quantitatively. Gains in quality of life and reduction of pulmonary complications are unquestionable. contributing to the integration of that individual to the family and social environment.

**REFERENCES**

1. André C. Manual do AVC. 1 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1999.
2. Azeredo CAC. Fisioterapia respiratória moderna. 4. ed. São Paulo: Manole; 2002.
3. Azeredo CAC. Fisioterapia respiratória moderna. São Paulo: Manole, 1993.
4. O'Sullivan SB, Schmitz TJ. Fisioterapia: avaliação e tratamento. 4º edição. Manole, 2004.
5. Costa D. Fisioterapia respiratória básica. São Paulo: Atheneu, 2006.

# JOGOS DE REALIDADE VIRTUAL PARA MELHORA DA DISTRIBUIÇÃO DO PESO EM MEMBROS INFERIORES DE MULHERES GRÁVIDAS: RESULTADOS PRELIMINARES

Santos AS, Ribeiro, SO, Sousa VPS, Viana ESR

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do apresentador: liine\_silva@yahoo.com.br

## INTRODUÇÃO

Durante o período gestacional, o aumento da carga e o desequilíbrio no sistema articular, devido ao aumento da massa corpórea, principalmente no terceiro trimestre<sup>1</sup>, podem provocar perturbação do centro de gravidade (CG) e uma maior oscilação do centro de força (CF)<sup>2</sup>. Esta alteração pode resultar em quedas, um incidente comum em mulheres grávidas<sup>3,4</sup>. Na busca por novos meios para lidar com essas repercussões do equilíbrio postural do homem moderno, a tecnologia e a saúde têm estreitado relações. Por isso, para profissionais cujo foco está na reabilitação do movimento e da função, os *vídeo games* tem se mostrado um recurso de alto potencial no tratamento de alterações do sistema musculoesquelético. Neste contexto, um console que tem se destacado é o *Nintendo Wii*<sup>®</sup>, modelo de jogo do tipo *exergame*<sup>5</sup>, criado em 2006, a partir dos conceitos da realidade virtual<sup>6</sup>. Os benefícios deste equipamento, como ferramenta terapêutica, incluem: correções da postura e do equilíbrio, o aumento da capacidade de locomoção e da amplitude de movimento dos membros superiores e inferiores, além da motivação do paciente<sup>7</sup>. Sendo assim, torna-se relevante investigar a influência do *Nintendo Wii Fit Plus*<sup>®</sup> sobre a distribuição da massa corporal nos membros inferiores de mulheres grávidas.

## MÉTODOS

Este estudo caracterizou-se por ser do tipo quase-experimental. Participaram da pesquisa 10 mulheres grávidas saudáveis, sem histórico de alterações do equilíbrio antes da gravidez e que estivessem no terceiro trimestre gestacional.

Durante a avaliação inicial, foi aplicada uma ficha contendo perguntas sobre dados sociodemográficos, clínicos, fisioterapêuticos e obstétricos. Em seguida, a distribuição do peso entre os membros inferiores foi analisada por meio do *Nintendo Wii*<sup>®</sup>, sendo usada a plataforma de força do próprio aparelho (*Balance Board*<sup>®</sup>). O protocolo de treinamento consistiu na execução de 3 jogos de equilíbrio (*Ski Jump*, *Penguin Slide* e *Soccer Heading*) do pacote *Wii Fit Plus*<sup>®</sup>. As sessões ocorreram durante 1 mês, com a frequência de três vezes por semana, e após completarem o treinamento, as voluntárias foram reavaliadas.

Para análise estatística utilizou-se o teste de *Shapiro-Wilk* para testar a normalidade dos dados e o de *Wilcoxon* para comparar a distribuição do peso antes e após o protocolo adotado, considerando-se uma significância  $< 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A mediana da idade cronológica e gestacional, da massa corporal e da estatura das participantes foi, respectivamente, de 30,5 (27,2-32) anos, 28,5 (27,7-30) semanas, 72,7 (59,4-78,9) kg e 1,59 (1,55-1,66) m. Em relação à escolaridade, 100% (n=10) das voluntárias tinham ensino superior. Em relação ao estado civil, 10,0% (n=1) eram solteiras, mas com companheiro, 80,0% (n=8) eram casadas e 10% (n=1) não tinham companheiro. A renda familiar era maior do que 4 salários mínimos (SM) para 80% (n=8) da amostra e de 3 a 4 SM para 20% (n=2). Considerando os hábitos de vida, 50% (n=5) das gestantes faziam atividade física, enquanto que os outros 50% (n=5) não realizavam nenhum tipo de exercício.

A comparação das variáveis relativas ao desempenho nos jogos e à distribuição da massa corporal nos membros inferiores, na 1ª e 12ª sessão encontra-se demonstrada na Tabela 1.

**Tabela 1** – Comparação das variáveis relativas ao desempenho das voluntárias nos jogos de realidade virtual e da distribuição da massa corporal entre os membros inferiores, na primeira e décima segunda sessão.

	1ª sessão	12ª sessão	P-valor
<i>Ski Jump</i>	156,0 (112-189)	279,0 (268-294)	0,005*
<i>Penguin Slide</i>	42,0 (40-44)	67,0 (65-70)	0,005*
<i>Soccer Heading</i>	15,3 (12-17,7)	110,0 (103,6-118,1)	0,005*
Massa Corporal MID	48,5 (45-51)	47,7 (44,2-49,6)	0,720
Massa Corporal MIE	51,5 (48,9-54,9)	52,7 (50,3-55,7)	0,790

Nota: Os valores estão expressos em mediana (quartil 25% - quartil 75%); \*  $P < 0,05$ . Os valores dos jogos são medidos em pontos, enquanto que a distribuição do peso é medida em porcentagem (%).

Legenda: MID – Membro inferior direito; MIE – Membro inferior esquerdo.

De acordo com os resultados, observou-se uma maior conscientização corporal na amostra estudada, refletida pela melhora no desempenho dos jogos (maiores pontuações ao final do protocolo). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa na distribuição da massa corporal após o protocolo de exercícios. Tal achado pode ser justificado por alguns fatores: (1) consolidação das alterações anatomofisiológicas decorrentes da gravidez, principalmente em gestantes no terceiro trimestre<sup>8</sup>; (2) o reduzido número amostral que impediu a detecção de diferenças antes e após os exercícios e (3) a ausência de grupo controle.

## CONCLUSÃO

Os jogos de realidade virtual parecem melhorar a conscientização corporal em mulheres no terceiro trimestre de gravidez. Porém não influenciam a distribuição da massa corporal nos membros inferiores, nesta população.

## REFERÊNCIAS

1. Stapleton DB, MacLennan AH, Kristiansson P. The prevalence of recalled low back pain during and after pregnancy: a south Australian population survey. *Aust N Z J Obstet Gynaecol.* 2002; 42(5):482-5.
2. Ribas SI, Guirro ECO. Análise da pressão plantar e do Equilíbrio Postural em Diferentes Fases da Gestação. *Rev Bras Fisioter.* 2007; 11(5):391-6.
3. Gottschall, J. S.; Sheehan, R. C; Downs, D. S. Pregnant women exaggerate cautious gait patterns during the transition between level and hill surfaces. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(5):1237-42
4. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *J Biomech.* 2010; 43(12):2434–9.
5. Vaghetti CAO, Botelho SSC. Ambientes virtuais de aprendizagem na educação física: uma revisão sobre a utilização de exergames. *Cien. Cog.* 2010; 15(1):76-88.
6. Tavares CN, Carbonero FC, Finamore PS, Kós RS. Uso do Nintendo Wii para reabilitação de crianças com PC: estudo de caso. *Rev Neurocienc* 2013; 21(2):286-93.
7. Merians AS, Jack D, Boaian R, Tremaine M, Burdea GC, Adamovich SV et al. Virtual Reality – Augmented Rehabilitation for patients following stroke. *PhysTher.* 2002; 82(9):898-915.
8. Stapleton DB, MacLennan AH, Kristiansson P. The prevalence of recalled low back pain during and after pregnancy: a South Australian population survey. *Aust N Z J Obstet Gynaecol.* 2002; 42(5):482-5.

# GAMES OF VIRTUAL REALITY TO IMPROVE THE WEIGHT DISTRIBUTION IN LOWER OF PREGNANT WOMEN: PRELIMINARY RESULTS

Santos AS, Ribeiro, SO, Sousa VPSS, Viana ESR

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do apresentador: liine\_silva@yahoo.com.br

## INTRODUCTION

During pregnancy, increasing the load on the joint system and the imbalance due to the increase of body mass, especially in the third trimester<sup>1</sup> may cause disturbance of the center of gravity (CG) and a greater oscillation of the center of force (CF)<sup>2</sup>. This change can result in falls, a common incident in pregnant women<sup>3,4</sup>. In the search for new ways to deal with those repercussions postural balance of modern man, technology and health have narrowed relations. So for professionals whose focus is on rehabilitation of movement and function video games has been a feature of high potential in the treatment of disorders of the musculoskeletal system. In this context, a console that has been highlighted is the *Nintendo Wii*<sup>®</sup>, model type game exergame<sup>5</sup>, created in 2006, based on the concepts of virtual reality<sup>6</sup>. The benefits of this equipment as a therapeutic tool, include corrections of posture and balance, increasing the capacity of movement and range of motion of the upper and lower limbs, the motivation patient<sup>7</sup>. Thus, it becomes important to investigate the influence of *Nintendo Wii Fit Plus*<sup>®</sup> on the distribution of body mass in the lower limbs of pregnant women.

## METHODS

This study was characterized by being quasi-experimental type. Participated in the study 10 healthy pregnant women with no history of balance disorders before pregnancy and who were in the third quarter.

During the initial assessment, it was applied a form containing questions about sociodemographic, clinical, physical therapy and obstetric data. After that the weight distribution between the lower limbs was analyzed using the *Nintendo Wii*<sup>®</sup>, and used the force platform's own device (*Balance Board*<sup>®</sup>). The training protocol consisted of performing 3 sets of equilibrium (Ski Jump, Penguin Slide, Soccer heading) Package *Wii Fit Plus*<sup>®</sup>. The sessions took place for 1 month with a frequency of three times a week, and after completing the training, the volunteers were reassessed.

For statistical analysis we used the Shapiro-Wilk test for normality of the data and the Wilcoxon test for comparing the weight distribution before and after the protocol adopted. We adopted a lower significance than 0.05.

## RESULTS AND DISCUSSION

The median chronological and gestational age, weight and height of participants was, respectively, 30.5 (27.2 - 32) years, 28.5 (27.7 - 30) weeks, 72.7 (59.4 - 78, 9) and 1.59 kg (1.55-1.66) m. Regarding education, 100% (n = 10) of the volunteers had higher education. Regarding marital status, 10.0% (n = 1) were unmarried but living with a partner, 80.0% (n = 8) were married and 10% (n = 1) had no partner. The family income was greater than 4 minimum wages (MW) to 80% (n = 8) of the sample and 3-4 SM for 20% (n = 2). Considering the habits of life, 50% (n = 5) of the women engage in physical activity, while the other 50% (n = 5) did not perform any exercise.

The comparison of variables related to gaming performance and the distribution of body mass in the lower limbs, on the 1st and 12th session is shown in Table-1.

**Table 1** - Comparison of the variables on the performance of volunteers in virtual reality games and the body mass distribution between the lower limbs, the first and twelfth session

	1 <sup>a</sup> session	12 <sup>a</sup> session	P-value
Ski Jump	156 (112-189)	279 (268-294)	0.005*
Penguim Slide	42 (40-44)	67 (65-70)	0.005*
Soccer Heading	15.3 (12-17.7)	110 (103.6-118.1)	0.005*
Body Mass LLR	48.5 (45-51)	47.7 (44.2-49.6)	0.72
Body Mass LLL	51.5 (48.9-54.9)	52.7 (50.3-55.7)	0.79

Note: Values are expressed as median (25% quartile - 75% quartile), \* P < 0.05. The values of the gaming points are measured while the body mass distribution is measured in percent (%).

Legend: LLR - Lower limb right; LLL - Lower limb left.

According to the results, there was a greater body awareness in the sample studied, reflected by an improvement in gaming performance (higher scores at the end of the protocol). However, there was no statistically significant difference in the distribution of body mass after the exercise protocol. This finding can be explained by several factors: (1) consolidation of anatomical and physiological changes resulting from pregnancy, particularly in pregnant women in the third trimester<sup>8</sup>, (2) the reduced sample size that prevented the detection of differences before and after exercise and (3) absence of a control group.

## CONCLUSION

The virtual reality games seem to improve body awareness in women in the third trimester of pregnancy. However not influence the distribution of body mass in the lower limbs, in this population.

## REFERENCES

1. Stapleton DB, MacLennan AH, Kristiansson P. The prevalence of recalled low back pain during and after pregnancy: a south Australian population survey. *Aust N Z J Obstet Gynaecol.* 2002; 42(5):482-5.
2. Ribas SI, Guirro ECO. Análise da pressão plantar e do Equilíbrio Postural em Diferentes Fases da Gestação. *Rev Bras Fisioter.* 2007; 11(5):391-6.
3. Gottschall, J. S.; Sheehan, R. C; Downs, D. S. Pregnant women exaggerate cautious gait patterns during the transition between level and hill surfaces. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(5):1237-42
4. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *J Biomech.* 2010; 43(12):2434-9.
5. Vaghetti CAO, Botelho SSC. Ambientes virtuais de aprendizagem na educação física: uma revisão sobre a utilização de exergames. *Cien. Cog.* 2010; 15(1):76-88.
6. Tavares CN, Carbonero FC, Finamore PS, Kós RS. Uso do Nintendo Wii para reabilitação de crianças com PC: estudo de caso. *Rev Neurocienc* 2013; 21(2):286-93.
7. Merians AS, Jack D, Boaian R, Tremaine M, Burdea GC, Adamovich SV et al. Virtual Reality – Augmented Rehabilitation for patients following stroke. *PhysTher.* 2002; 82(9):898-915.
8. Stapleton DB, MacLennan AH, Kristiansson P. The prevalence of recalled low back pain during and after pregnancy: a South Australian population survey. *Aust N Z J Obstet Gynaecol.* 2002; 42(5):482-5.

# SINTOMAS MUSCULOESQUELÉTICOS E AVALIAÇÃO ERGONÔMICA DE TRABALHADORES DE ESCRITÓRIO

Cunha JE, Souza JJC, Arnulfo JV, Carvalho C, Ribeiro BA, Barbieri DF, Oliveira AB

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar  
E-mail do apresentador: biaooliveira@ufscar.br; biaooliveira@gmail.com

## INTRODUÇÃO

Em trabalhadores de escritório que utilizam o computador por longos períodos é comum a alta prevalência de distúrbios musculoesqueléticos. Estes distúrbios podem estar associados a fatores de risco organizacionais, ergonômicos e psicossociais. Em geral, o trabalho com o computador é realizado durante a maior parte do tempo, sendo caracterizado como monótono e repetitivo. Um local de trabalho pobre em ergonomia pode desencadear desconfortos musculoesqueléticos, principalmente na região de pescoço, coluna, ombros e punhos<sup>1,2</sup>. Assim, o objetivo deste estudo foi investigar aspectos ergonômicos em trabalhadores que fazem uso intensivo do computador.

## METODOLOGIA

Doze trabalhadores administrativos da empresa A.M.A. São Carlos, Brasil, participaram do estudo (11 mulheres e 1 homem), com média de idade de  $23,0 \pm 5,6$  anos. Todos eles utilizam o computador por mais de 5 horas ao dia no trabalho. O Questionário Nórdico de Sintomas Musculoesqueléticos (NMQ) foi aplicado para identificar sintomas musculoesqueléticos relatados nos últimos 12 meses e 7 dias. Os aspectos ergonômicos foram investigados a partir do protocolo de Análise Ergonômica dos Postos de Trabalho (AET), sendo que 10 dos 14 itens que compõem o protocolo foram avaliados. Por fim, foi realizada uma análise cinesiológica a partir de imagens estáticas realizados nos planos frontal posterior e sagital dos trabalhadores. Foi realizada análise descritiva dos dados do NMQ, AET e da análise cinesiológica das imagens.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os relatos de sintomas musculoesqueléticos foram mais evidentes nos membros superiores e coluna, com destaque para pescoço, coluna superior/inferior e ombros, nos últimos 12 meses e na última semana (Tabela 1).

**Tabela 1 - Prevalência anual e semanal de sintomas musculoesqueléticos.**

Região anatômica	Sintomas nos últimos 12 meses (%)	Sintomas nos últimos 7 dias (%)
Pescoço	58,3	33,3
Ombros	41,6	25
Coluna superior	50	33,3
Cotovelos	0	0
Punhos/ mãos	25	8,3
Coluna inferior	50	33,3
Quadril/Coxas	25	16,6
Joelhos	8,3	8,3
<b>Tornozelo/pé</b>	<b>16,6</b>	<b>0</b>

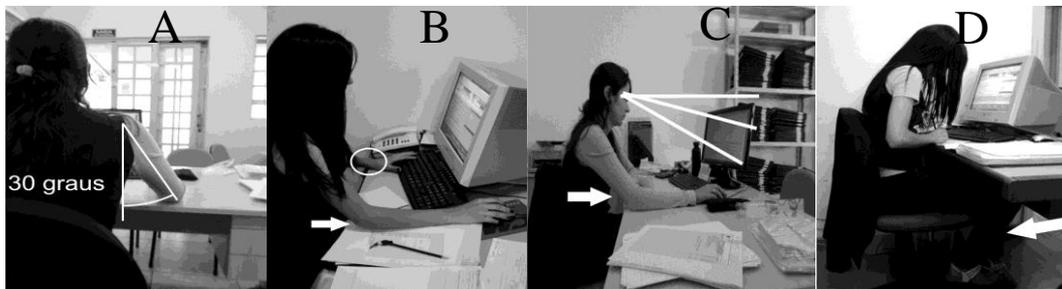
A análise dos postos de trabalho pelo AET, a partir da classificação do analista, mostrou inadequações principalmente para três dos dez itens avaliados (Tabela 2). Sete indivíduos apresentaram escore 3 para o item “Espaço de trabalho” e seis indivíduos apresentaram escore 3 para os itens “Restrição do Trabalho” e “Repetitividade do Trabalho”.

**Tabela 2 - Resultados da análise ergonômica dos postos de trabalho – AET**

Itens Avaliados	Avaliação do analista					Avaliação do trabalhador			
	1	2	3	4	5	++	+	-	--
1. Espaço de Trabalho	0	4	7	1	0	4	8	0	0
2. Atividade Física	0	12	0	0	0	3	7	2	0
3. Posturas de Trabalho/Movimentos	0	12	0	0	0	7	5	0	0
4. Conteúdo de Trabalho	5	7	0	0	0	6	6	0	0
5. Restrições no Trabalho	3	1	6	2	0	3	7	2	0
6. Comunicação entre Trabalhadores	7	5	0	0	0	9	3	0	0
7. Tomada de Decisão	0	2	5	1	4	3	7	2	0
8. Repetitividade do Trabalho	0	1	6	5	0	4	4	4	0
9. Atenção	0	8	4	0	0	3	9	0	0
10. Iluminação	10	2	0	0	0	7	5	0	0

Os escores do analista são classificados de 1 - 5, sendo que, quanto maior o escore maior a inadequação do item avaliado. O escore do trabalhador é pontuado em bom (++), regular (+), ruim (-) e muito ruim (--).

A análise cinesiológica das imagens obtidas indicaram algumas irregularidades (Figura 1). Foi observada a inexistência de ajuste da distância e altura dos monitores durante o trabalho. Isso leva os trabalhadores a realizarem flexão excessiva de cabeça e braços (Figura 1C).



**Figura 1 - A)** abdução excessiva de ombro (>15°); **B)** mesa com espaço inadequado, levando ao apoio do punho esquerdo sobre a borda da mesa; **C)** monitor com altura inadequada (baixa); **D)** flexão excessiva do joelho devido a ajustes inadequados.

Griffiths *et al.*<sup>2</sup> observaram incidência de 30% de sintomas musculoesqueléticos na região de pescoço/ombros nos últimos 7 dias em trabalhadores de escritório. A elevada prevalência de sintomas na região de pescoço/ombro pode estar relacionada a fatores ergonômicos (espaço de trabalho, disposição dos equipamentos, posturas e repetitividade) e a condições psicossociais (sobrecarga de trabalho, pressão de trabalho e demanda de trabalho) inadequadas<sup>2,3,4</sup>.

Diante da elevada prevalência de sintomas musculoesqueléticos, particularmente nos membros superiores e coluna, bem como das inadequações observadas a partir da AET e da análise cinesiológica, medidas para o controle e prevenção de LER/DORT devem ser implementadas. Neste sentido, adequação dos postos de trabalho, introdução de períodos de descansos e introdução de novas atividades de trabalho, que promovam mudança do comportamento motor e aumentem a variedade da demanda musculoesquelética podem ser adotadas.

**REFERÊNCIAS**

- 1 - Sharan D, Parijat P, Sasidharan AP, Ranganathan R, Mohandoss M, Jose J. Workstyle risk factors for work related musculoskeletal symptoms among computer professionals in India. *J Occup Rehabil.* 2011; 21(4):520–5.
- 2 - Griffiths KL, Mackey MG, Adamson BJ. Behavioral and psychophysiological responses to job demands and association with musculoskeletal symptoms in computer work. *J Occup Rehabil.* 2011; 21(4):482–92.
- 3 - Juul-Kristensen B, Jensen C. Self-reported workplace related ergonomic conditions as prognostic factors for musculoskeletal symptoms: the ‘BIT’ follow up study on office workers. *Occup Environ Med.* 2005; 62(3):188–94.
- 4 - Schleifer LM, Spalding TW, Kerick SE, Cram JR, Ley R, Hatfield BD. Mental stress and trapezius muscle activation under psychomotor challenge: a focus on EMG gaps during computer work. *Psychophysiol.* 2008; 45(3):356–65.

# MUSCULOSKELETAL SYMPTOMS AND ERGONOMIC EVALUATION AMONG COMPUTER-INTENSIVE OFFICE WORKERS

Cunha JE, Cruz JJS, Arnulfo JV, Carvalho C, Ribeiro BA, Barbieri DF, Oliveira AB

Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos – UFSCar, Brazil

Presenter's E-mail: bialoliveira@ufscar.br; bialoliveira@gmail.com

## INTRODUCTION

Office workers that use computer for extended periods commonly present a high prevalence of musculoskeletal disorders. These disorders may be associated with organizational, ergonomic and psychosocial factors. Computer work is generally performed during long periods, being characterized as a monotonous and repetitive task. A workplace with poor ergonomics can cause musculoskeletal discomfort, especially on the neck, spine, shoulders and wrists<sup>1,2</sup>. The aim of this study was to investigate ergonomics among workers who intensively use computer.

## METHODS

Twelve administrative workers (11 women and 1 man;  $23.0 \pm 5.6$  years) from a human resources enterprise - A.M.A., São Carlos, Brazil - participated in this study. All subjects use the computer for more than 5 hours a day at work. The Nordic Musculoskeletal Questionnaire (NMQ) was applied to identify musculoskeletal symptoms reported for the last 12 months and 7 days. Esrgonomics was investigated through the Ergonomic Workplace Analysis (EWA) protocol. Ten out of the 14 items composing the protocol were assessed. Finally, a kinesiological analysis from static images taken from the frontal and sagittal planes of the workers was carried out. A descriptive analysis was performed considering data from NMQ, AET and kinesiological analysis from images.

## RESULTS AND DISCUSSION

Musculoskeletal symptoms (NMQ) were mostly reported in the upper limbs and spine, especially in neck, upper/lower back and shoulders (Table 1).

**Table 1 - Annual and weekly prevalence of musculoskeletal symptoms.**

Anatomic body site	Symptoms in the last 12 months (%)	Symptoms in the last 7 days (%)
Neck	58.3	33.3
Shoulders	41.6	25
Upper back	50	33.3
Elbows	0	0
Wrists/Hands	25	8.3
Lower back	50	33.3
Hip/Thighs	25	16.6
Knees	8.3	8.3
Ankles/Feet	16.6	0

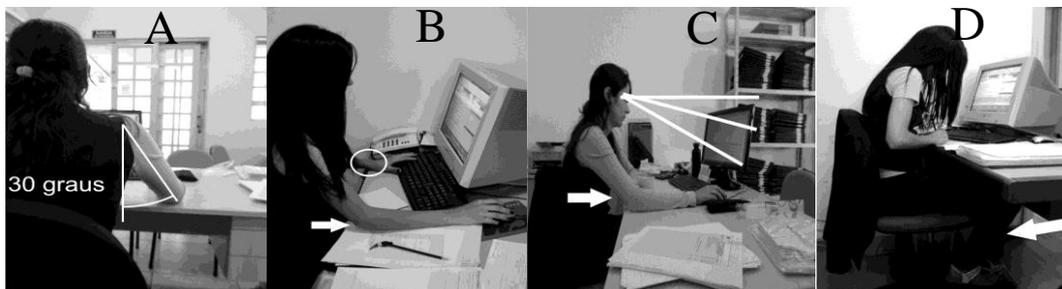
The results of the EWA, according to the analyst's rating, showed inadequacies particularly in three of the ten items evaluated (Table 2). Seven individuals had score 3 for the item "Work site" and six subjects had score 3 for the items "Job Restrictiveness" and "Repetitiveness of the work".

**Table 2** - Results of the evaluation protocol of workstations – EWA

Items evaluated	Analyst's score					Worker's score			
	1	2	3	4	5	++	+	-	--
1. Work site	0	4	7	1	0	4	8	0	0
2. General physical activity	0	12	0	0	0	3	7	2	0
3. Work postures and movements	0	12	0	0	0	7	5	0	0
4. Job content	5	7	0	0	0	6	6	0	0
5. Job restrictiveness	3	1	6	2	0	3	7	2	0
6. Work communication	7	5	0	0	0	9	3	0	0
7. Decision making	0	2	5	1	4	3	7	2	0
8. Repetitiveness of the work	0	1	6	5	0	4	4	4	0
9. Attentiveness	0	8	4	0	0	3	9	0	0
10. Lighting	10	2	0	0	0	7	5	0	0

The analyst's scores are ranked from 1 to 5: the higher the score, the worse the workplace. The worker's scores are rated subjectively: good (++), fair (+), poor (-) and very poor (--).

The kinesiological analysis indicated awkward postures (Figure 1A-D). The lack of adjustment of the screen (distance from eyes and height) was observed during the work. This may lead the excessive flexion of the head and arms (Figure 1C).



**Figure 1** - A) excessive shoulder abduction (> 15°); B) table with inadequate space – wrist supported on the border of the table; C) monitor with inadequate height (low); D) excessive knee flexion due to inadequate adjustments.

Griffiths et al.<sup>2</sup> reported an incidence of 30% for musculoskeletal symptoms in neck/shoulders in the last 7 days among office workers. The high prevalence of neck/shoulder symptoms may be related to ergonomic factors (workspace, layout of equipments, postures and repetitiveness), and inadequate psychosocial conditions (workload, work pressure and job demands)<sup>2,3,4</sup>.

According to the high prevalence of musculoskeletal symptoms, particularly in the upper limbs and spine, the poor ergonomics identified in the EWA and kinesiological analysis, initiatives to control and prevent WMSDs should be implemented. Changes in the workplace and the introduction of resting periods can be considered. Furthermore, the introduction of new working activities, promoting change in movements and increasing variation in musculoskeletal demands may be adopted.

**REFERENCES**

- 1 - Sharan D, Parijat P, Sasidharan AP, Ranganathan R, Mohandoss M, Jose J. Workstyle risk factors for work related musculoskeletal symptoms among computer professionals in India. *J Occup Rehabil.* 2011; 21(4):520–5.
- 2 - Griffiths KL, Mackey MG, Adamson BJ. Behavioral and psychophysiological responses to job demands and association with musculoskeletal symptoms in computer work. *J Occup Rehabil.* 2011; 21(4):482–92.
- 3 - Juul-Kristensen B, Jensen C. Self-reported workplace related ergonomic conditions as prognostic factors for musculoskeletal symptoms: the ‘BIT’ follow up study on office workers. *Occup Environ Med.* 2005; 62(3):188–94.
- 4 - Schleifer LM, Spalding TW, Kerick SE, Cram JR, Ley R, Hatfield BD. Mental stress and trapezius muscle activation under psychomotor challenge: a focus on EMG gaps during computer work. *Psychophysiol.* 2008; 45(3):356–65.

## RELAÇÃO ENTRE VALGISMO DINÂMICO, DOR NO JOELHO E ESCOLIOSE EM ESCOLARES

Lopes JM<sup>1</sup>, Lima Filho BF<sup>2</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Sanchis JGB<sup>2</sup>, Guedes MO<sup>3</sup>, Andrade AS<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Fisioterapeuta, doutorando em Saúde Coletiva da UFRN,

<sup>2</sup>Discentes do curso de Fisioterapia da UFRN

<sup>3</sup>Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi (FACISA/UFRN)

<sup>4</sup>Fisioterapeuta, mestrando em Modelos de Decisão e Saúde da UFPB

E-mail do apresentador: bartolomeu\_fagundes2@hotmail.com

### INTRODUÇÃO

Os problemas posturais geralmente possuem origem na infância e podem perdurar por toda a vida do indivíduo<sup>1</sup>. Alguns dos fatores causais de alterações posturais em escolares são: o sobrepeso, sedentarismo e maus hábitos posturais<sup>2</sup>. Todas essas afecções podem trazer danos irreparáveis para a vida de um indivíduo e dentre tais danos, destacam-se a escoliose<sup>3</sup> e a síndrome patelofemoral (SPF)<sup>4</sup> de maior ocorrência na infância e adolescência.

Acredita-se que essas disfunções estão relacionadas e, sendo assim, alguns estudos baseiam-se na detecção da existência da sua relação, principalmente nas idades iniciais de vida escolar cuja aplicação de medidas preventivas terá maiores efeitos em evitar deformidades estruturadas. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar a relação entre o valgismo dinâmico (VD), dor no joelho e gibosidade em escolares.

### MÉTODO

Traçou-se um delineamento seccional com escolares da 1<sup>a</sup> a 5<sup>a</sup> série da rede pública de ensino da cidade de Santa Cruz-RN. Os escolares foram recrutados para rastreamento de disfunção biomecânica na coluna e joelho durante estágio na atenção primária. Aqueles com autorização dos responsáveis participaram do estudo. O estudo foi aprovado sob protocolo 0703.0.133.000-11.

A presença de escoliose foi verificada pelo Teste de Adams (TA)<sup>5</sup>. Já o VD foi confirmado a partir da realização de salto-aterrissagem-salto, onde se diagnosticava com VD aqueles que o joelho ultrapassasse o alinhamento vertical do hálux do mesmo pé<sup>6</sup>, medido através da análise observacional. A dor no joelho foi avaliada pelo relato do escolar (sim/não). Para verificar suas relações a partir do Teste Qui-quadrado de *Pearson* com estratificação por sexo. Adotou-se um  $\alpha \leq 0,05$ , sendo os dados processados no SPSS®, versão 20.0, Inc. IBM®.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram examinados 81 escolares, sendo 43 (53,06%) do sexo feminino e idade variando de 6 a 10 anos (7,8±1,4). O VD ocorreu em 36 (44,44%) escolares e a dor no joelho em 21 (16,04%), sendo observada uma associação entre eles ( $\chi^2=4,54$ ;  $p=0,03$ ), Tabela 1. Uma explicação para esta relação pode dever-se à excursão lateral da patela durante o movimento de adução e rotação medial do quadril<sup>4</sup>. Não identificamos diferença entre os sexos nesta associação entre VD e dor no joelho ( $p>0,05$ ).

**Tabela 1** - Relação entre valgismo dinâmico e dor no joelho em escolares estratificado pelo sexo

Sexo		Valgismo Dinâmico		x <sup>2</sup>	p-valor
		Sim	Não		
Feminino	Sim	11 (73,3%)	4 (26,7%)	2,86	0,09
	Não	13 (46,4%)	15 (53,6%)		
Masculino	Sim	2 (40,0%)	3 (60,0%)	0,18	0,64
	Não	10 (30,3%)	23 (- 69,7%)		
Total	Sim	13 (65,0%)	7 (35,0%)	4,54	0,03
	Não	23 (37,7%)	38 (62,3%)		

Na Tabela 2, 59 (72,83%) dos escolares tiveram TA positivo, sendo 39 (76,47%) em meninas. O TA positivo mostrou associação com a presença de VD ( $x^2= 11,61$ ;  $p=0,001$ ), em que 33 (55,9%) dos escolares com escoliose tem VD conjuntamente. No entanto, parece que esta associação ocorre apenas nas meninas ( $x^2=4,0$   $p=0,04$ ). As disfunções de quadril e de coluna parecem está relacionados como consequência da sua dependência biomecânica<sup>6</sup>.

**Tabela 2** - Relação entre valgismo dinâmico e dor no joelho em escolares estratificado pelo sexo

Sexo			Valgismo Dinâmico		x <sup>2</sup>	p-valor
			Sim	Não		
Feminino	Teste de Adams	Sem escoliose	1 (14,3%)	6 (85,7%)	4,0	0,04
		Com escoliose	23 (63,9%)	13 (36,1%)		
Masculino	Teste de Adams	Sem escoliose	2 (13,3%)	13 (86,7%)	2,55	0,11
		Com escoliose	10 (43,5%)	13 (56,5%)		
Total		Sem escoliose	3 (13,6%)	19 (86,4%)	11,6	0,001
		Com escoliose	33 (55,9%)	26 (44,1%)		

## CONCLUSÃO

De acordo com os resultados do presente estudo, foram detectadas associações entre VD e dor no joelho, assim como VD e escoliose, apenas em meninas.

## REFERÊNCIAS

1. Nery LS, Halpern R, Nery PC, Nehme KP, Stein AT. Prevalence of scoliosis among school students in a town in southern Brazil. Sao Paulo Med. J. 2010; 128(2):69-73.
2. Silva LR, Rodacki ALF, Brandalize M, Lopes MFA, Bento PCB, Leite N. Alterações posturais em crianças e adolescentes obesos e não-obesos. Rev Bras Cineantropom Desemp Hum. 2011; 13(6):448-54.
3. Konieczny MR, Senyurt H, Krauspe R. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. J Child Orthop. 2013 Feb; 7(1):3-9.

4. Maia MS, Carandina MHF, Santos MB, Cohen M. Association of the knee dynamic valgus in the stair descent test with the hip range of motion of medial rotation. Rev Bras Med Esporte. 2012 maio-jun; 18(3):164-6.
5. Fairbank J. Historical perspective. William Adams, the forward bending test, and the spine of Gideon Algernon Mantell. Spine, 2004; 29(17):1953-5.
6. Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, Eng JJ, Macintyre DL. Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. J Orthop Sport Phys. 2009 Sep; 39(9):665-74.

## RELATIONSHIP BETWEEN DYNAMIC VALGUS, KNEE PAIN, AND SCOLIOSIS IN STUDENTS

Lopes JM<sup>1</sup>, Lima Filho BF<sup>2</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Sanchis JGB<sup>2</sup>, Guedes MO<sup>3</sup>, Andrade AS<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Physiotherapist, PhD student in Public Health of Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup> Students of Físical therapy da UFRN

<sup>3</sup> Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi (FACISA/UFRN)

<sup>4</sup> Physiotherapist, Master in Decision Models and Health of UFPB

Presenter Email: bartolomeu\_fagundes2@hotmail.com

### INTRODUCTION

Postural problems usually have in childhood and can last throughout the individual's life<sup>1</sup>. Some of the causal factors of postural changes in school are overweight, inactivity and poor postural habits<sup>2</sup>. All of these conditions can bring irreparable damage to the life of an individual and among such damage, we highlight scoliosis<sup>3</sup> and patellofemoral syndrome (SPF)<sup>4</sup> most frequent in childhood and adolescence.

It is believed that these disorders are related and, therefore, studies are based on the detection of the existence of a relationship, particularly in the early ages school life which preventive measures have greater effects structured to prevent deformities. Therefore, the aim of this study was to investigate the relationship between the dynamic valgus (VD), knee pain and spinal deformity in children.

### METHOD

Drew up a cross-sectional design with school 1st to 5th grade in public schools in the city of Santa Cruz-RN. Students were recruited for tracking biomechanical dysfunction in the spine and knee during training in primary care. Those with parental consent participated in the study. The study was approved by protocol 0703.0.133.000-11.

The presence of scoliosis was verified by Adams Test (TA)<sup>5</sup>. But (VD was confirmed from the performance of jump-landing-jump, which was diagnosed with VD those knee exceeded the vertical alignment of the hallux even PE<sup>6</sup>, measured by observational analysis. Knee pain was assessed by reporting school (yes/no). To check their relations from the Chi-square test with stratification by sex adopted was one  $\alpha \leq 0.05$ , and the data processed using SPSS® version 20.0, Inc. IBM®.

### RESULTS AND DISCUSSION

We examined 81 children, 43 (53.06%) of the female gender and age range 6-10 years ( $7.8 \pm 1.4$ ). The RV occurred in 36 (44.44%) students and knee pain in 21 (16.04%), an association between them ( $\chi^2 = 4.54$ ,  $p = 0.03$ ) was observed, Table 1. One explanation for this relationship may be due to the lateral excursion of the patella during movement of adduction and medial rotation quadril4. We have not identified gender differences in this association between RV and knee pain ( $p > 0.05$ ).

**Table 1** - Relationship between dynamic valgus and knee pain among schoolchildren stratified by sex

Sex	Dynamic Valgism		x <sup>2</sup>	p-valor	
	Yes	No			
Female	Yes	11 (73,3%)	4 (26,7%)	2,86	0,09
	No	13 (46,4%)	15 (53,6%)		
Male	Yes	2 (40,0%)	3 (60,0%)	0,18	0,64
	No	10 (30,3%)	23 (-69,7%)		
Total	Yes	13 (65,0%)	7 (35,0%)	4,54	0,03
	No	23 (37,7%)	38 (62,3%)		

In Table 2, 59 (72.83%) of the students had positive TA, 39 (76.47%) in girls. The TA showed positive association with the presence of VD (x<sup>2</sup> = 11.61, p = 0.001), in which 33 (55.9%) of children with scoliosis have VD together. However, it seems that this association occurs only in girls (x<sup>2</sup> = 4.0 p = 0.04). The dysfunctions of the hip and spine appear is related as a result of their dependence biomecânica<sup>6</sup>.

**Table 2** - Relationship between dynamic valgus and knee pain among schoolchildren stratified by sex

Sex	Adams' Test	Dynamic Valgism		x <sup>2</sup>	p-valor
		Yes	No		
Female	Without scoliosis	1 (14,3%)	6 (85,7%)	4,0	0,04
	With scoliosis	23 (63,9%)	13 (36,1%)		
Male	Without scoliosis	2 (13,3%)	13 (86,7%)	2,55	0,11
	With scoliosis	10 (43,5%)	13 (56,5%)		
Total	Without scoliosis	3 (13,6%)	19 (86,4%)	11,6	0,001
	With scoliosis	33 (55,9%)	26 (44,1%)		

## CONCLUSION

According to the results of this study, associations between RV and knee pain were detected, as well as RV and scoliosis, only in girls.

## REFERENCES

1. Nery LS, Halpern R, Nery PC, Nehme KP, Stein AT. Prevalence of scoliosis among school students in a town in southern Brazil. Sao Paulo Med. J. 2010; 128(2):69-73.
2. Silva LR, Rodacki ALF, Brandalize M, Lopes MFA, Bento PCB, Leite N. Alterações posturais em crianças e adolescentes obesos e não-obesos. Rev Bras Cineantropom Desemp Hum. 2011; 13(6):448-54.
3. Konieczny MR, Senyurt H, Krauspe R. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. J Child Orthop. 2013 Feb; 7(1):3-9.

4. Maia MS, Carandina MHF, Santos MB, Cohen M. Association of the knee dynamic valgus in the stair descent test with the hip range of motion of medial rotation. Rev Bras Med Esporte. 2012 maio-jun; 18(3):164-6.
5. Fairbank J. Historical perspective. William Adams, the forward bending test, and the spine of Gideon Algernon Mantell. Spine, 2004; 29(17):1953-5.
6. Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, Eng JJ, Macintyre DL. Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. J Orthop Sport Phys. 2009 Sep; 39(9):665-74.

## EFEITO DO MÉTODO PILATES NA FLEXIBILIDADE E NÍVEL DE DOR EM IDOSOS

Tozim BM<sup>1</sup>, Furlanetto MG<sup>2</sup>, Lorenzo DM<sup>2</sup>, Morcelli MH<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – UNESP/ Rio Claro

<sup>2</sup> Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Estadual Paulista – UNESP/ Marília

E-mail do apresentador: beatriztozim@yahoo.com.br Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

O envelhecimento natural dos indivíduos é caracterizado pela diminuição da eficácia das atividades fisiológicas, dentre elas a perda de flexibilidade, mobilidade articular e debilidade do sistema muscular<sup>1</sup>. As desordens crônicas normalmente estão associadas com a presença de dor que acarreta a perda de autonomia funcional<sup>2</sup>. A prática de exercício físico minimiza estes efeitos do envelhecimento mantendo e/ou melhorando a flexibilidade<sup>3</sup> e diminuindo a dor<sup>4</sup>. É necessários programas de exercícios físicos direcionados a população idosa. Dentre eles esta o Método Pilates (MP) que trabalhar força, alongamento e flexibilidade, além de se preocupar com a manutenção das curvaturas fisiológicas do corpo durante os exercícios<sup>5</sup>. Sendo assim, o objetivo foi analisar a influência do MP na flexibilidade e no nível de dor de idosas.

### MATERIAIS E MÉTODOS

Participaram do estudo 31 idosas, que apresentavam dor musculoesquelética crônica, essencialmente contínua ou contínua com exacerbações, por no mínimo seis meses prévios ao estudo. As voluntárias foram divididas aleatoriamente, por meio de sorteio simples, em dois grupos, o grupo controle (GC) apresentou 17 idosas (64,88 ± 4,04anos) e o grupo Pilates (GP) 14 idosas (67,00 ± 2,80 anos), ambos os grupos eram homogêneos.

O grupo GP realizou 16 sessões de exercícios do MP durante 8 semanas por uma hora. O grupo GC participou de 4 palestras a cada 15 dias, abordando temas sobre envelhecimento e benefícios do exercício físico aos idosos. Os grupos realizaram uma avaliação e após 8 semanas uma reavaliação, composta por testes específicos de flexibilidade (Teste Sentar e Alcançar e Avaliação do ângulo poplíteo) e de dor (Escala Visual Analógica).

- **Teste de sentar e alcançar (TSA):** realiza-se utilizando o banco de Wells e é solicitado ao participante realizar a maior flexão de tronco com os pés em contato com a face anterior do banco, onde é realizada 3 medidas e utilizando o melhor valor entre elas<sup>1</sup>.

- **Avaliação do Ângulo Poplíteo:** colocou-se marcadores adesivos em três pontos (trocânter maior do fêmur, cabeça da fíbula e maléolo lateral) após isso a voluntária era posicionada sobre uma prancha de madeira no qual a flexão de quadril era mantida a 90°, após este posicionamento o examinador realizava, passivamente, a maior extensão possível de joelho até que reclamasse sobre o desconforto provocado pelo encurtamento muscular. Neste momento, era realizado o registro fotográfico do ângulo poplíteo, ao fim as fotos eram analisadas no *Software AutoCAD*<sup>6,7</sup>.

- **Escala Visual Analógica (EVA):** Solicitou que o participante marcasse a dor que sentiu durante o dia que realizou o teste.

Os dados obtidos foram analisados através do teste estatístico: comparação intragrupo Teste *T student* pareado para os valores de o TSA e Avaliação do ângulo poplíteo e o *Teste Wilcoxon* para a EVA; para a comparação intergrupo foi realizada utilizando Teste *T student* não pareado para os valores do TSA e Avaliação do ângulo poplíteo e o *Teste Mann-Whitney* para a EVA. O nível de significância foi de 5% (p<0,05).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Ao realizar a análise intragrupo o grupo GP apresentou uma melhora significativa da flexibilidade no TSA ( $p=0,0333$ ) e na Avaliação do Ângulo Poplíteo direito ( $p=0,0155$ ) e esquerdo ( $p=0,0027$ ) e diminuição do nível de dor ( $p=0,0187$ ). O grupo GC apresentou manutenção dos valores em todas as variáveis. Na análise intergrupo não foi observada diferença significativa da flexibilidade e no nível de dor (Tabela 1).

**Tabela 1** - Resultados da Flexibilidade e intensidade da dor para o Grupo Pilates e o Grupo Controle

	Grupo Pilates (n=14)		Grupo Controle (n=17)		
	Avaliação	Reavaliação	Avaliação	Reavaliação	
<b>Sentar e Alcançar (cm)</b>	18,03±8,25	20,64±7,16*	23,62±8,56	22,56±8,43	
<b>Ângulo Poplíteo(°)</b>	<b>Direito</b>	165,95±9,81	170,34±7,39*	167,35±8,83	166,89±7,76
	<b>Esquerdo</b>	164,17±11,50	167,31±10,63*	168,97 ±7,66	168,24±7,90
<b>Escala Visual Analógica (cm)</b>	1,55 (0- 8)	0,8 (0- 6,7)*	1,3 (0- 8,6)	1,5 (0- 6,8)	

Nota: Valores para os testes de flexibilidade estão expressos em média  $\pm$  desvio padrão, e para o nível de dor estão expressos em média (maior valor – menor valor).

Legenda: \*diferença estatisticamente significativa intragrupo ( $p<0,05$ )

O treinamento com o MP atua na organização corporal e cognitiva simultaneamente para promover um condicionamento da mente e do corpo, além de aprimorar capacidades físicas como força muscular, estabilidade estática, flexibilidade, controle muscular, postura e respiração<sup>8</sup>. Ao realizar o treinamento com este Método apresenta-se ganho da flexibilidade, o que resulta em movimentos realizados com maior força muscular, eficiência e rapidez, além de ganhos na amplitude e fluência<sup>9</sup>, diminuindo o gasto energético para os movimentos das articulações e assim levando a diminuição de dores ou lesões<sup>10</sup>.

## CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou que o Método Pilates pode contribuir na redução do nível de dor e aumento da flexibilidade em idosas.

**Agradecimento:** À FAPESP e Pibic/Reitoria pelas bolsas concedidas.

## REFERÊNCIAS

1. Rebelatto JR, Calvo JI, Arejuela JR, Portillo JC. Influência de um programa de atividade física de longa duração sobre a força muscular manual e a flexibilidade corporal de mulheres idosas. *Rev Bras Fisioter.* 2006; 101:127-32.
2. Castro KVB, Silva ALS, Lima JMMP, Nunes WJ, Calomeni MR, Silva VF. Fisiomotricidade e limiares de dor: efeitos de um programa de exercícios na autonomia funcional de idosas osteoporóticas. *Fisioter Mov [Impr].* 2010; 231:161-72.
3. Morcelli MH, Faganello FR, Navega MT. Avaliação da flexibilidade e dor de idosos fisicamente ativos e sedentários. *Terap Man.* 2010; 8(38):298-304.
4. Atlan L, Korkmaz N, Bingol U, Gunay B. Effect of Pilates training on people with fibromyalgia syndrome: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90:1983-88.
5. Sacco ICN, Andrade MS, Souza PS, Nisiyama M, Cantuária AL, Maeda FYI, et al. Método Pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural. *Rev Bras Ciên Mov.* 2005; 134:65-78.

6. Gama ZAS, Dantas AVR, Souza TO. Influência do intervalo de tempo entre as sessões de alongamento no ganho de flexibilidade dos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esporte*. 2009; 152:110-14.
7. Chertman C, Santos HMC, Pires L, Wajchenber GM, Martins DE, Puertas EB. Estudo comparativo do arco de movimento da coluna lombar em indivíduos praticantes e não praticantes de esporte. *Rev Bras Ortop*. 2010; 44:389-94.
8. Wells C, Kolt GS, Bialocerkowski A. Defining Pilates exercise: a systematic review. *Complement Ther Med*. 2012; 20:253-62.
9. Bertolla F, Baroni BM, Leal Junior ECP, Oltramari JD. Efeito de um programa de treinamento utilizando o método Pilates® na flexibilidade de atletas juvenis de futsal. *Rev Bras Med Esporte*. 2007; 134:222-26.
10. Segal NA, Hein J, Basford JR. The effects of Pilates training on flexibility and body composition: an observational study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 85(12):1977-81.

## EFFECT OF THE PILATES METHOD IN FLEXIBILITY AND LEVEL OF PAIN IN THE ELDERLY

Tozim BM<sup>1</sup>, Furlanetto MG<sup>2</sup>, Lorenzo DM<sup>2</sup>, Morcelli MH<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education in State University Paulista- UNESP/Rio Claro

<sup>2</sup> Department of Physical therapy and Occupational Therapy in State University Paulista- UNESP/ Marília

E-mail of the presenter: beatriztozim@yahoo.com.br Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The natural aging of the individuals is characterized by decreased efficacy of physiological activities, among them the loss of flexibility, joint mobility and weakness of the muscular system.<sup>1</sup> Chronic disorders are usually associated with the presence of pain that results in loss of functional autonomy<sup>2</sup>. The practice of physical exercise minimizes these effects of aging by maintaining and/or improving flexibility<sup>3</sup> and decreasing the pain<sup>4</sup>. It is necessary exercise programs target to the elderly population. Among them, there is the Pilates method (PM) that works force, stretching and flexibility, in addition to worrying about the maintenance of the physiological curvature of the body during exercise<sup>5</sup>. Therefore, the objective was to analyze the influence of the PM on flexibility and pain levels in the elderly.

### METHODS

This study involved 31 elderly that presented chronic musculoskeletal pain, essentially continuous or continuous with exacerbations, for at least six months prior to the study. The volunteers were randomly assigned, by simple draw, to two groups, control group (CG) presented 17 women (64.88±4.04 years) and Pilates group (PG) presented 14 women (67.00±2.80 years), both the groups were homogeneous.

The group PG held 16 sessions of PM exercises for 8 weeks during one hour. The group CG participated in 4 lectures every 15 days, covering topics on ageing and health benefits of physical exercise for the elderly. Groups performed an evaluation and reevaluation, after 8 weeks, consisting specific tests of flexibility (Sit and Reach Test and Evaluation of popliteal angle) and pain (Analogic Visual Scale).

- **Sit and reach test (SRT)**: it is performed using the Wells stool where the participant is asked to make greater trunk flexion with the feet in contact with the front face of the stool, where 3 measures are performed using the best value among them<sup>1</sup>.

- **Evaluation of Popliteal Angle**: adhesive markers were placed at three points (trochanter of the femur, fibular head and lateral malleolus) and after this the volunteer was positioned (greater trochanter of the femur, fibular head and lateral malleolus) and after this the volunteer was positioned on a wooden plank where hip flexion was maintained at 90°, after this positioning the examiner passively performed the greatest possible knee extent until the volunteer reclaim about the discomfort caused by muscle shortening. At this time, it was held the photographic record of the popliteal angle, after the pictures were analyzed using AutoCAD® software<sup>6,7</sup>.

- **Visual Analogue Scale (VAS)**: It was required that the participant scored the pain felt during the day of the test.

The data obtained were analyzed using the statistical test: intragroup comparison student T test paired for the values of TSA and Evaluation of the popliteal angle and the Wilcoxon test for the EVA; intergroup comparison was used Student t test unpaired for the values of TSA evaluation and popliteal angle and the Mann-Whitney test for the EVA. The significance level was of 5% (p <0.05).

## RESULTS AND DISCUSSION

At the performing intragroup analysis, group PG showed a significant improvement in flexibility in the SRT ( $p = 0.0333$ ) and in Evaluation popliteal angle right ( $p = 0.0155$ ) and left ( $p = 0.0027$ ) and decreased pain level ( $p = 0.0187$ ). The group CG presented maintenance of values for all variables. The intergroup analysis wasn't observe significant difference in flexibility and level of pain (Table 1)

**Table 1** - Results of flexibility and of the intensity pain for the Pilates Group and Control Group

	Pilates Group (n=14)		Control Group (n=17)		
	Evaluation	Revaluation	Evaluation	Revaluation	
<b>Sit and reach test (cm)</b>	18.03±8.25	20.64±7.16*	23.62±8.56	22.56±8.43	
<b>Popliteal Angle (°)</b>	<b>Right</b>	165.95±9.81	170.34±7.39*	167.35±8.83	166.89±7.76
	<b>Left</b>	164.17±11.50	167.31±10.63*	168.97 ±7.66	168.24±7.90
<b>Visual Analogue Scale (cm)</b>	1.55 (0- 8)	0.8 (0- 6.7)*	1.3 (0- 8.6)	1,5 (0- 6,8)	

Note: Values for the flexibility tests are expressed as mean ± standard deviation, and for the level of pain are expressed as mean (largest value - smallest value).

Legend: \* statistically significant difference intragroup ( $p < 0.05$ )

The training with PM function in body organization and cognitive organization to promote a conditioning of the mind and body, there of enhance physical abilities such as muscle strength, static stability, flexibility, muscle control, posture and breathing<sup>8</sup>. At then the training with this method, it is presented increased flexibility, which results in movements performed with greater muscle strength, efficiency and speed, besides the gains in amplitude and flow<sup>9</sup>, decreasing the energy expend for the movements of the joints and thus taking to a decrease of pain and lesions<sup>10</sup>.

## CONCLUSION

The present study showed that the Pilates method can contribute in reducing the level of pain and in increasing flexibility in elderly.

**Acknowledgement:** FAPESP and Pibic/Rectory for granted scholarships.

## REFERENCES

1. Rebelatto JR, Calvo JI, Arejuela JR, Portillo JC. Influência de um programa de atividade física de longa duração sobre a força muscular manual e a flexibilidade corporal de mulheres idosas. *Rev Bras Fisioter.* 2006; 101:127-32.
2. Castro KVB, Silva ALS, Lima JMMP, Nunes WJ, Calomeni MR, Silva VF. Fisiomotricidade e limiares de dor: efeitos de um programa de exercícios na autonomia funcional de idosas osteoporóticas. *Fisioter Mov [Impr].* 2010; 231:161-72.
3. Morcelli MH, Faganello FR, Navega MT. Avaliação da flexibilidade e dor de idosos fisicamente ativos e sedentários. *Terap Man.* 2010; 8(38):298-304.
4. Atlan L, Korkmaz N, Bingol U, Gunay B. Effect of Pilates training on people with fibromyalgia syndrome: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90:1983-88.
5. Sacco ICN, Andrade MS, Souza PS, Nisiyama M, Cantuária AL, Maeda FYI, et al. Método Pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural. *Rev Bras Ciên Mov.* 2005; 134:65-78.
6. Gama ZAS, Dantas AVR, Souza TO. Influência do intervalo de tempo entre as sessões de alongamento no ganho de flexibilidade dos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esporte.* 2009; 152:110-14.

7. Chertman C, Santos HMC, Pires L, Wajchenber GM, Martins DE, Puertas EB. Estudo comparativo do arco de movimento da coluna lombar em indivíduos praticantes e não praticantes de esporte. *Rev Bras Ortop.* 2010; 44:389-94.
8. Wells C, Kolt GS, Bialocerkowski A. Defining Pilates exercise: a systematic review. *Complement Ther Med.* 2012; 20:253-62.
9. Bertolla F, Baroni BM, Leal Junior ECP, Oltramari JD. Efeito de um programa de treinamento utilizando o método Pilates® na flexibilidade de atletas juvenis de futsal. *Rev Bras Med Esporte.* 2007; 134:222-26.
10. Segal NA, Hein J, Basford JR. The effects of Pilates training on flexibility and body composition: an observational study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(12):1977-81.

# CORRELAÇÃO ENTRE O ÍNDICE DE MASSA CORPORAL E O EQUILÍBRIO POSTURAL EM ADULTOS

Brito E<sup>1</sup>, Pivetta FM<sup>1</sup>, Silveira MC<sup>2</sup>, Mota CB<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Acadêmica do Curso de Educação Física da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Mestre em Ciências do Movimento Humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS

<sup>3</sup>Professor Adjunto da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

E-mail do apresentador: [edyneia.brito@hotmail.com](mailto:edyneia.brito@hotmail.com)

Web: <http://www.cobec2014.com.br>

## INTRODUÇÃO

O equilíbrio postural pode ser entendido como o estado de estabilidade para controlar os segmentos corporais. Para manter esse controle o sistema nervoso central requer informações aferentes dos sistemas: visual, somatossensorial e vestibular para então manter a posição do corpo em relação ao espaço. Estudos têm comprovado que um grande número de fatores pode causar alterações posturais, um destes é o excesso de peso corporal, o qual pode ser responsável pela diminuição da estabilidade. O excesso de peso corporal pode ser verificado por meio do índice de massa corporal (IMC), que é calculado pela razão entre a massa e o quadrado da estatura (em metros). O resultado do cálculo é um índice que identifica os padrões de peso do sujeito (magreza –  $IMC < 20$ , peso normal –  $20 < IMC < 25$ , sobrepeso –  $25 < IMC < 30$ , obesidade –  $IMC > 30$ ).

Deste modo, como o padrão de peso pode trazer alterações posturais, o objetivo do presente estudo é verificar a correlação entre o IMC e o equilíbrio postural em adultos.

## MÉTODOS

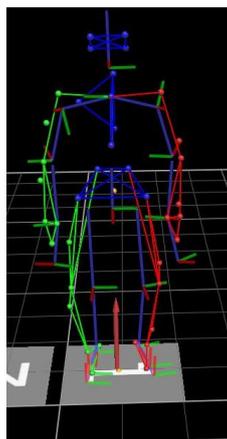
Doze adultos saudáveis (idade:  $21,90 \pm 2,13$  anos; massa corporal:  $81,54 \pm 11,17$  kg; estatura:  $1,83 \pm 0,08$  m) participaram voluntariamente do estudo. O IMC médio dos participantes foi de  $24,29 \pm 2,68$  kg/m<sup>2</sup>, variando entre 20,51 e 28,17 kg/m<sup>2</sup>.

Para a execução da tarefa, os participantes foram orientados a permanecerem estáticos em pé controlando o seu equilíbrio durante 30 segundos. Foram realizadas três tentativas de controle do equilíbrio, com o indivíduo olhando fixamente para um alvo colocado a três metros na parede. Na primeira tentativa a posição dos pés foi demarcada, com ambos afastados na largura do quadril, objetivando manter a mesma base de apoio em todas as tentativas.

Para quantificar o controle do equilíbrio os deslocamentos do centro de massa (COM) e do centro de pressão (COP) foram analisados. O COM foi calculado e obtido através do sistema VICON de cinemetria (VICON, USA), utilizando sete câmeras infravermelhas e anexando 39 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) em pontos anatômicos do corpo dos participantes (Figura 1). Os dados do COP foram obtidos através de uma plataforma de força (AMTI OR6-6 1000 - USA). Ambos os sistemas estavam sincronizados durante a coleta, adquirindo os dados com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os dados cinemáticos e cinéticos passaram, respectivamente, por um filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem com frequências de corte de 5 Hz e 10 Hz.

As variáveis do COM e do COP que descreveram o controle do equilíbrio foram: as amplitudes de deslocamento anteroposterior ( $COM_{AP}$  e  $COP_{AP}$ ) e mediolateral ( $COM_{ML}$  e  $COP_{ML}$ ), além da velocidade média ( $COM_{VEL}$  e  $COP_{VEL}$ ). Para a estatística, foi adotado o valor médio dessas variáveis nas três tentativas de equilíbrio. A normalidade dos dados foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk, assim as variáveis de equilíbrio e de IMC foram correlacionadas pelo teste de correlação de Pearson. A força da correlação foi classificada a partir do critério de Malina (1996),

que determina correlações: fracas para  $r < 0,3$ ; moderadas para  $0,3 < r < 0,6$ ; e fortes para  $r > 0,6$ . O nível de significância para todos os testes foi de 0,05.



**Figura 1** – Participante durante a tarefa de controle do equilíbrio

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Todas as correlações entre as variáveis de equilíbrio e o IMC não foram significativas (Tabela 1). Adicionalmente, os valores de coeficiente de correlação ( $r$ ) não indicaram nenhuma correlação forte entre ambas. Com isso, os resultados indicam claramente que não há relações entre o IMC e o controle do equilíbrio para este grupo.

A ausência de correlações significativas entre o equilíbrio e o IMC pode ser justificada pela pequena amostra, além da pequena variedade de valores IMC entre sujeitos. No entanto, é importante destacar que os resultados contradizem estudos que afirmam haver relação entre o IMC e o controle de equilíbrio. Os resultados do presente estudo podem sugerir a necessidade de uma análise mais global das variáveis antropométricas de cada indivíduo (massa, estatura, percentual de gordura) para determinar qual o fator mais relacionado ao controle do equilíbrio postural.

**Tabela 1** – Correlação entre as variáveis de equilíbrio e o IMC dos participantes

	COP <sub>AP</sub>	COP <sub>ML</sub>	COP <sub>VEL</sub>	COM <sub>AP</sub>	COM <sub>ML</sub>	COM <sub>VEL</sub>
$r$	0,222	0,306	0,314	-0,101	-0,333	0,006
$p$	0,489	0,334	0,321	0,755	0,290	0,985

Nota: Valores estão expressos em média  $\pm$  desvio padrão.

Legenda: COP<sub>AP</sub> e COM<sub>AP</sub> = amplitude de deslocamento anteroposterior do COP e do COM; COP<sub>ML</sub> e COM<sub>ML</sub> = amplitude de deslocamento mediolateral do COP e do COM; COP<sub>VEL</sub> e COM<sub>VEL</sub> = velocidade média do COP e do COM;  $r$  = coeficiente de correlação;  $p$  = nível de significância.

## CONCLUSÃO

Sendo assim, pode-se concluir que o controle do equilíbrio postural não apresentou relações definidas com o índice de massa corporal para os adultos do presente estudo.

## REFERÊNCIAS

- Greve J, Alonso A, Bordini ACPG, Camanho GL. Correlation between body mass index and postural balance. Clinics 2007; 62(6): 717-20.
- Kussuki MOM, João SMA, Cunha ACP. Caracterização postural da coluna de crianças obesas de 7 a 10 anos. Fisioter Mov. 2007; 20(1):77-84.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Post. 1995; 3(4): 193-214.

## CORRELATION BETWEEN THE BODY MASS INDEX AND THE POSTURAL BALANCE IN ADULTS

Brito E<sup>1</sup>, Pivetta FM<sup>1</sup>, Silveira MC<sup>2</sup>, Mota CB<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Graduation student in Physical Education at Federal University of Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Master in Human Movement Sciences at Federal University of Rio Grande do Sul – UFRGS

<sup>3</sup>Professor at Federal University of Santa Maria – UFSM

E-mail do apresentador: [edyneia.brito@hotmail.com](mailto:edyneia.brito@hotmail.com)

Web: <http://www.cobec2014.com.br>

### INTRODUCTION

The postural balance can be defined as the state of stability to control the corporal segments. To maintain this control, the central nervous system needs afferent information by the visual, somatosensory and vestibular systems to control the body position relative to the space. Researches had proved that a large number of factors can cause postural alterations, one of them is the excessive body weight, which can be responsible for decreasing the stability. The excessive weight can be verified by the body mass index (BMI), which is calculated by the ratio between the mass and the square of height (in meters). The result of this calculation is an index identifying the weight pattern of the subject (thin – BMI < 20, normal weight – 20 < BMI < 25, overweight – 25 < IMC < 30, obese – BMI > 30).

Therefore, as the weight pattern can induce postural alterations, the objective of this study is to verify the correlation between the BMI and the postural balance in adults.

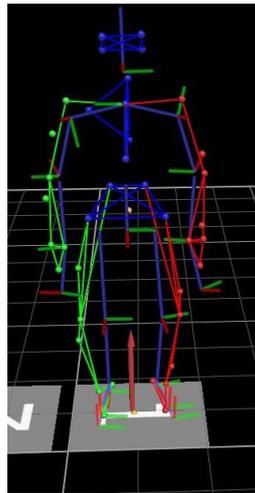
### METHODS

Twelve healthy adults (mean  $\pm$  standard deviation; age: 21.90 $\pm$ 2.13 years; corporal mass: 81.54 $\pm$ 11.17 kg; height: 1.83 $\pm$ 0.08 m) participated voluntarily of the study. The mean BMI was 24.29 $\pm$ 2.68 kg/m<sup>2</sup>, with variation between 20.51 and 28.17 kg/m<sup>2</sup>.

To perform the task, all the participants were asked to keep standing and controlling their balance during 30 seconds. Three trials of balance control were collected, with the participant looking to a target placed on the wall with three meters of distance. On the first attempt, the feet position was drawn, with both apart in waist distance, aiming to maintain the same base of support in all trials.

To quantify the balance control, the displacements of the center of mass (COM) and the center of pressure (COP) were analyzed. The COM was calculated and obtained with VICON kinematic system, by using seven infrared cameras and attaching 39 reflexive markers (14 mm of diameter) in body landmarks of each individual (Figure 1). The COP data was obtained by one force platform (AMTI OR6-6 1000). Both systems were synchronized during the data acquisition, having a sample frequency of 100 Hz. The kinematic and kinetic data were low-pass filtered using a fourth order Butterworth filter, with cutoff frequencies set at 5 Hz and 10 Hz respectively.

The variables of COM and COP which described the balance control were: anteriorposterior (COM<sub>AP</sub> e COP<sub>AP</sub>) and mediolateral (COM<sub>ML</sub> e COP<sub>ML</sub>) displacement amplitudes, besides the mean velocity (COM<sub>VEL</sub> e COP<sub>VEL</sub>). For statistics, the average value of these variables in the three trials was adopted. The data normality was confirmed by Shapiro-Wilk test, thus the balance variables and the BMI were correlated by the Pearson correlation test. The correlation level was classified by Malina criterion (1996), which determines that the correlation is: weak for  $r < 0.3$ ; mild for  $0.3 < r < 0.6$ ; and strong for  $r > 0.6$ . The significance level adopted for all the tests was 0.05.



**Figure 1** – Participant during the balance control task.

## RESULTS AND DISCUSSION

All the correlations between balance variables and BMI were not significant (Table 1). Additionally, the correlation coefficient ( $r$ ) did not show any strong correlation between them. Thus, the results clearly show that there were no relationship between the BMI and the balance control for this group.

The absence of significant correlations can be justified by the small group analyzed, besides the little variety of BMI values between individuals. However, it is important to observe that the results disagree of other researches that affirm the existence of relation between BMI and balance control. The results of this study can suggest the necessity of a more global analysis about the anthropometric variables for each individual (mass, height, fat percentage), to determine which factor is more related with the postural balance control.

**Table 1** – Correlation between postural balance variables and the BMI of the participants

	$COP_{AP}$	$COP_{ML}$	$COP_{VEL}$	$COM_{AP}$	$COM_{ML}$	$COM_{VEL}$
$r$	0.222	0.306	0.314	-0.101	-0.333	0.006
$p$	0.489	0.334	0.321	0.755	0.290	0.985

Note: Values expressed in mean  $\pm$  standard deviation.

Legend:  $COP_{AP}$  e  $COM_{AP}$  = anteriorposterior displacement amplitude of the COP and the COM;  $COP_{ML}$  e  $COM_{ML}$  = mediolateral displacement amplitude of the COP and the COM;  $COP_{VEL}$  e  $COM_{VEL}$  = mean velocity of the COP and the COM;  $r$  = correlation coefficient;  $p$  = level of significance.

## CONCLUSION

Therefore, it can be concluded that the postural balance control did not show well defined relations with the body mass index for the adults of the present study.

## REFERENCES

- Greve J, Alonso A, Bordini ACPG, Camanho GL. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics* 2007; 62(6): 717-20.
- Kussuki MOM, João SMA, Cunha ACP. Caracterização postural da coluna de crianças obesas de 7 a 10 anos. *Fisioter Mov.* 2007; 20(1):77-84.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Post.* 1995; 3(4): 193-214.

## DIMENSÕES DO PALATO E PICO DE FLUXO INSPIRATÓRIO NASAL EM ADULTOS RESPIRADORES ORAIS E NASAIS

Trevisan ME<sup>1</sup>, Corrêa ECR<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>2</sup>, Ritzel RA<sup>3</sup>, Bellinaso JH<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Departamento de Fonoaudiologia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>3</sup>Médico Otorrinolaringologista – Hospital Universitário de Santa Maria - UFSM

<sup>4</sup>Cirurgião-Dentista

E-mail do apresentador: eliftrs@yahoo.com.br

### INTRODUÇÃO

A respiração oral (RO) é definida como um desvio do padrão fisiológico de respiração nasal que passa a ser substituído pela suplência oral ou mista<sup>1</sup>. As dimensões do palato podem sofrer alterações pela redução do estímulo pressórico do fluxo aéreo nasal ao desenvolvimento maxilar<sup>2</sup>. Portanto, o presente estudo propôs-se a averiguar o Pico de Fluxo Inspiratório Nasal (PFIN) e as dimensões do palato em indivíduos adultos respiradores orais e nasais.

### MÉTODOS

Estudo transversal, aprovado pelo Comitê de Ética local sob CAAE nº 04039912.7.0000.5346. Foram incluídos adultos com modo respiratório oral (grupo RO) e modo respiratório nasal (grupo RN), de ambos os sexos, idade entre 18 e 30 anos, sem evidências de doenças pulmonares, história de tabagismo e/ou exposição a ambiente de risco e, sem tratamento ortodôntico com expansão rápida da maxila. Foram excluídos, indivíduos com gripe nas últimas três semanas ou crise alérgica no dia da avaliação. O modo respiratório (RO ou RN), diagnosticado por um médico otorrinolaringologista, baseou-se na anamnese, sinais e sintomas, características físicas e nasofibroscopia<sup>3</sup>.

O PFIN foi avaliado pelo *In-Check Inspiratory Flow Meter (Clement Clarke Internacional)* com o método do volume residual, ou seja, uma inspiração nasal rápida e forçada a partir de uma expiração completa, estando a boca fechada e a máscara bem adaptada a face<sup>4,5</sup>.

As dimensões do palato foram obtidas em modelo do maxilar, confeccionado em gesso, utilizando-se um paquímetro digital (*Western*<sup>®</sup>, modelo DC-60). A distância horizontal (largura) foi medida na região dos caninos, 1º e 2º pré-molares e 1º molares superiores, a partir de pontos de referência demarcados com lapiseira grafite 0,5 mm, na margem gengival destes dentes bilateralmente<sup>6</sup>. Para a mensuração da distância vertical (profundidade), um fio de aço inox de 1 mm de espessura, com comprimento correspondente a distância horizontal, foi fixado com cera quente entre os pontos, no nível de cada um dos dentes considerados. Este fio serviu de apoio para o deslizamento da vareta do paquímetro e, para a obtenção da medida da profundidade do palato<sup>5</sup>.

Os dados foram analisados pelo programa estatístico *SPSS 17.0*. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk*, a comparação entre os grupos pelo teste *t-Student* e teste não-paramétrico de *Mann-Whitney*, ao nível de significância de 5%.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra foi composta por 77 voluntários, 39 (28 mulheres; 11 homens) no grupo RN e 38 (25 mulheres; 13 homens) no grupo RO. A média de idade foi 22,56±2,89 anos e 22,71±3,50 anos nos grupos RN e RO, respectivamente, sem diferença significativa entre os grupos (p=0,99).

As médias do PFIN foram 147,69±35,65 l/min no grupo RN e 121,45±30,99 l/min no grupo RO, com diferença significativa entre os grupos (p<0,01). Nas dimensões do palato verificou-se

diferença significativa entre os grupos, com menor distância horizontal na região intercanina e maior distância vertical na região pré-molar e molar no grupo RO (Tabela 1).

**Tabela 1** – Medida das distâncias horizontal e vertical do palato nos grupos RN e RO

	Medida Horizontal			Medida Vertical		
	Grupo RN (n=39)	Grupo RO (n=38)	p valor	Grupo RN (n=39)	Grupo RO (n=38)	p valor
Intercanino (mm)	24,65±1,8 4	23,95±2,0 0	0,04* *	5,76±1,80	6,13±1,92	0,20
Primeiro pré-molar (mm)	27,38±2,0 0	26,5±2,47	0,09	10,33±1,80	11,26±1,81	0,03*
Segundo pré-molar (mm)	32,05±2,4 4	31,11±2,8 8	0,12	13,51±1,90	14,86±2,15	0,03*
Primeiro molar (mm)	34,28±2,7 4	34,35±3,3 9	0,93	13,68±2,23	15,45±3,16	<0,01* *

Valores expressos em média ± desvio padrão  
mm= milímetros; RN=respirador nasal; RO=respirador oral; \*teste *t-student* para amostras independentes;  
\*\* *Mann-Whitney*.

A maior profundidade do palato observada no grupo RO pode ser decorrente da amplificação pressórica na cavidade bucal e devido ao fato de que o adequado crescimento maxilar é estimulado tanto pela passagem do ar pelas narinas quanto pelo posicionamento da língua no palato duro<sup>2</sup>. O menor valor do PFIN no grupo RO é indicativo de aumento da resistência nasal ao fluxo aéreo, que induz ao modo respiratório oral com prejuízo das funções fisiológicas nasais<sup>7</sup>. Esses achados podem estar relacionados entre si, uma vez que o aumento da resistência nasal demanda a entrada do ar pela boca e a consequente alteração na dimensão do palato.

## CONCLUSÃO

O modo RO determina aumento da profundidade do palato duro, possivelmente, decorrente da passagem do ar pela cavidade oral devido ao aumento da resistência nasal, demonstrada pela redução no PFIN.

## REFERÊNCIAS

1. Araújo CAF, Villar MLGP, Oliveira MR, Gomes MRS. Avaliação etiológica dos respiradores bucais relacionados à idade e sexo no Ambulatório Escola da Faculdade de Medicina de Petrópolis. *Revista SORL* 2009; 9(2):91-6.
2. Di Francesco RC, Bregola EGP, Pereira LS, Lima RS. A obstrução nasal e o diagnóstico ortodôntico. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial* 2006; 11(1):107-13.
3. Yi LC, Jardim JR, Inoue DP, Pignatari SS. The relationship between excursion of the diaphragm and curvatures of the spinal column in mouth breathing children. *J Pediatr* 2008; 84(2):171-7.
4. Ottaviano G, Lund VJ, Coles S, Staffieri A, Scadding G. Does peak nasal inspiratory flow relate to peak expiratory flow? *Rhinology* 2008; 46(3):200-3.
5. Kjærsgaard T, Cvancarova M, Steinsvåg SK. Does nasal obstruction mean that the nose is obstructed? *The Laryngoscope* 2008; 118(8):1476-81.
6. Berwig LC, Silva AMT, Corrêa ECR, Moraes AB, Montenegro MM, Ritzel RA. Quantitative analysis of the hard palate in different facial typologies in nasal and mouth breathers. *Rev CEFAC* 2012; 14(4):616-25.
7. van Spronsen E, Ingels KJ, Jansen AH, Graamans K, Fokkens WJ. Evidence-based recommendations regarding the differential diagnosis and assessment of nasal congestion: using the new GRADE system. *Allergy* 2008; 63(7):820-33.

## PALATE DIMENSIONS AND PEAK NASAL INSPIRATORY FLOW IN MOUTH AND NASAL-BREATHING ADULTS

Trevisan ME<sup>1</sup>, Corrêa ECR<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>2</sup>, Ritzel RA<sup>3</sup>, Bellinaso JH<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, PPGDCH at Federal University of Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Department of Speech Therapy, PPGDCH at Federal University of Santa Maria – UFSM

<sup>3</sup>Otorhinolaryngologist – University Hospital of Santa Maria - UFSM

<sup>4</sup>Dental surgeon

Presenter's E-mail: eliftrs@yahoo.com.br

### INTRODUCTION

The mouth breathing is defined as a deviation of the physiological pattern of the nasal breathing, which is replaced by the mouth or mixed supplency<sup>1</sup>. The palate dimensions may suffer alterations by the pressoric stimulus decrease of the nasal airflow to the maxillary growth<sup>2</sup>. Thus, the present study proposed to inquire the Peak Nasal Inspiratory Flow (PNIF) and palate dimensions in mouth and nasal-breathing adults.

### METHODS

Cross-sectional study, approved by the local Ethics Committee under CAAE number 04039912.7.0000.5346. Adults with mouth breathing mode (MB group) and nasal breathing mode (NB group) were involved, from both sexes, age between 18 and 30 years old, without evidence of pulmonary disease, smoking history and/or exposure to risk environment and, without orthodontic treatment for rapid maxillary expansion. Subjects with flu, in the last three weeks, or allergic crisis, in the evaluation day, were excluded. The respiratory mode (MB or NB), diagnosed by an otorhinolaryngologist, was based on the anamnesis, sign and symptoms, physical features and nasofibrosocopy<sup>3</sup>.

The Peak Nasal Inspiratory Flow was evaluated by the *In-Check Inspiratory Flow Meter (Clement Clarke Internacional)* with the residual volume method, that is, a fast and forced nasal inspiration from a complete expiration, with the closed mouth and the mask well adapted to the face<sup>4,5</sup>.

The hard palate dimensions were obtained in a maxillary model, manufactured in a plaster cast, using a digital caliper (*Western*<sup>®</sup>, model DC-60). The horizontal distance (width) was measured in the canine, first and second premolars and first superior molars region, from the reference points demarcated with 0,5 mm graphite mechanical pencil, in the gingival margin of these tooth bilaterally. For the vertical distance (depth) measurement, a 1-mm stainless steel wire, with length corresponding to the horizontal distance, was fixed with hot wax between the points in the level of each considered tooth. This wire served as support for the rod caliper sliding to obtain the depth palate measure<sup>6</sup>.

Data were analyzed using SPSS 17.0 statistical program. Data normality was verified using the Shapiro-Wilk test, the comparison between groups by Student's t test and nonparametric Mann-Whitney test, at a significance level of 5%.

### RESULTS AND DISCUSSION

The sample was composed by 77 volunteers, 39 (28 women and 11 men) in the NB and 38 (25 women and 13 men) in the MB. The mean age was 22.56±2.89 years old and 22.71±3.5 years

old in the NB and MB groups, respectively, without significant difference between the groups ( $p=0.99$ ).

The mean of the PNIF was  $174.69\pm 35.65$  in the NB and  $121.45\pm 30.99$  l/min in the MB group, with significant difference between the groups ( $p<0.01$ ). In the palate dimensions, a significant difference between the groups was obtained, with smaller horizontal distance in the intercanine region and greater vertical distance in the premolar and molar region in the MB group (Table 1).

**Table 1** – Measures of the horizontal and vertical palatine distances in the NB and MB groups

	Horizontal Measures		p value	Vertical Measures		p value
	NB group (n=39)	MB group (n=38)		NB group (n=39)	MB group (n=38)	
	Mean±SD	Mean±SD		Mean±SD	Mean±SD	
Intercanine (mm)	$24.65\pm 1.8$ 4	$23.95\pm 2$	$0.04^*$ *	$5.76\pm 1.80$	$6.13\pm 1.92$	0.20
First premolar (mm)	$27.38\pm 2$	$26.5\pm 2.47$	0.09	$10.33\pm 1.80$	$11.26\pm 1.81$	$0.03^*$
Second premolar (mm)	$32.05\pm 2.4$ 4	$31.11\pm 2.8$ 8	0.12	$13.51\pm 1.90$	$14.86\pm 2.15$	$0.03^*$
First molar (mm)	$34.28\pm 2.7$ 4	$34.35\pm 3.3$ 9	0.93	$13.68\pm 2.23$	$15.45\pm 3.16$	$<0.01^*$ *

Values expressed in mean±standard-deviation

mm= millimeters, NB=nasal breathing; MB= mouth breathing; \**t-student* test for independent samples;

\*\* *Mann-Whitney*.

The greatest palate depth observed in the MB group may be as result of the pressoric amplification of the mouth cavity and due to the fact that the adequate maxillary growth is stimulated as by the air passage by the nasal fossae as by the tongue positioning in the hard palate<sup>2</sup>. The lower PNIF in the MB group is indicative of the higher nasal resistance to the airflow, which induces to the mouth breathing mode with damage to the physiological nasal functions<sup>7</sup>. These findings may be related between them, once the nasal resistance increase demands the air entry through the mouth and the consequent change in the palate dimension.

## CONCLUSION

The MB mode determines increase in the hard palate depth, in consequence of the air passage through the oral cavity due to the nasal resistance, demonstrated by the PNIF decrease.

## REFERENCES

1. Araújo CAF, Villar MLGP, Oliveira MR, Gomes MRS. Avaliação etiológica dos respiradores bucais relacionados à idade e sexo no Ambulatório Escola da Faculdade de Medicina de Petrópolis. *Revista SORL* 2009; 9(2):91-6.
2. Di Francesco RC, Bregola EGP, Pereira LS, Lima RS. A obstrução nasal e o diagnóstico ortodôntico. *Rev Dent Press Ortod Ortopedi Facial* 2006;11(1):107-13.
3. Yi LC, Jardim JR, Inoue DP, Pignatari SS. The relationship between excursion of the diaphragm and curvatures of the spinal column in mouth breathing children. *J Pediatr* 2008; 84(2):171-7.
4. Ottaviano G, Lund VJ, Coles S, Staffieri A, Scadding G. Does peak nasal inspiratory flow relate to peak expiratory flow? *Rhinology* 2008; 46(3):200-3.
5. Kjærgaard T, Cvancarova M, Steinsvåg SK. Does nasal obstruction mean that the nose is obstructed? *The Laryngoscope* 2008; 118(8):1476-81.
6. Berwig LC, Silva AMT, Corrêa ECR, Moraes AB, Montenegro MM, Ritzel RA. Quantitative analysis of the hard palate in different facial typologies in nasal and mouth breathers. *Rev CEFAC* 2012; 14(4):616-25.
7. van Spronsen E, Ingels KJ, Jansen AH, Graamans K, Fokkens WJ. Evidence-based recommendations regarding the differential diagnosis and assessment of nasal congestion: using the new GRADE system. *Allergy* 2008; 63(7):820-33.

# TREINO DE FORÇA E O VOLUME DE REPETIÇÕES PARA O EMAGRECIMENTO: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Silva Filho JN, Alencar B, Soares EA, Delani, D

Departamento de Educação Física (DEF-UNIR/RO).

E-mail: balencarfl@gmail.com

## INTRODUÇÃO

O sobrepeso e a obesidade, segundo a Organização Mundial da Saúde<sup>1</sup>, são juntos as principais causas de inúmeras doenças sistêmicas representando o quinto risco de mortes globais, matando cerca de 2,8 milhões de adultos ao ano. Como tratamento da obesidade, a redução de peso corporal é seu objetivo mais comum, alcançado através da redução de ingestão calórica e aumento do gasto energético, sendo que o gasto é potencializado com a prática de exercícios físicos<sup>2</sup>. Diversos exercícios vêm sendo sugeridos para potencializar o emagrecimento, tanto aeróbios quanto anaeróbios, ou até uma combinação desses<sup>3</sup>. O exercício físico contribui no emagrecimento por elevar a taxa de metabolismo basal (TMB), e o treino de força (TF) vem mostrando-se, além de eficaz, superior ao treino aeróbio neste e vários outros aspectos<sup>4</sup>. Entretanto, embora o TF contribua para o emagrecimento, a manipulação de suas variáveis ainda não estão claramente descritas na literatura. Portanto o objetivo deste estudo foi verificar as evidências científicas sobre número de repetições (NR) usadas nos estudos que utilizaram o TF voltado para o emagrecimento.

## MÉTODOS

*Desenho:* Trata-se de uma revisão sistemática, que seguiu as recomendações PRISMA. Sendo realizada nas bases de dados: *SciELO*; *PUBMED*, e no site de busca *Scholar Google* (G.S) por haver algumas revistas nacionais que não estão disponíveis nas bases supracitadas. *Busca dos artigos:* teve início com a busca dos termos chave nos Descritores em Ciências da Saúde “*DeSC*”, e do *Medical Subject Headings* (MeSH), selecionando os termos na língua portuguesa e inglesa (Treino de Força/*Strength Training*; Treino Resistido/*Resistance Training*; Número de repetições/*Number of Reps*; Perda de Peso/*Wight Loss*). Houve a devida inserção dos operadores booleanos “*AND*” para separar os Termos, e “*OR*” para separar o sinônimos, e o levantamento aconteceu entre Dez/2013 a Jan/2014. *Critérios de inclusão:* incluiu-se apenas ensaios clínicos com variável independente o treino de força e variável dependente o emagrecimento, e descrevesse o número de repetições utilizadas na intervenção. Critérios de elegibilidade: depois de selecionados pelo título, baseou-se na técnica sugerida por Lakatos; Marconi<sup>6</sup>, sendo leitura do resumo, e caso atendesse aos critérios, realizava-se a leitura completa do artigo. *Análise estatística:* foi verificado a média e desvio padrão das repetições encontradas os estudos através do *software* (IBM® *SPSS*® *Statistic*, vs 21, Nova York/EUA, 2012).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram encontrados 17 estudos, 09 nacionais e 08 internacionais, sendo que em 16 dos estudos, o TF mostrou-se para o emagrecimento (<%G), e média e desvio padrão das repetições mínimas ( $9,59 \pm 2,47$ ) e máximas ( $12,47 \pm 2,83$ ). Dados representados na Tabela 1.

Quanto ao NR utilizadas, encontra-se apenas diretrizes voltadas para manutenção da saúde, como as diretrizes do *American College Sport Medicine* (ACSM) e da *American Heart Association* (AHA)<sup>(7)</sup>, recomendando entre (8 a 12) repetições para manutenção da saúde. Porém, quanto ao objetivo TF for especificamente emagrecimento, nota-se uma lacuna, e o NR acabam sendo manipuladas de acordo com a expertise e/ou experiência profissional de cada pesquisador.

**Tabela 1 - Desfecho dos estudos encontrados**

Nº	Estudo	< Nº Rep	>Nº Rep	Desfecho
1	Kraemer et al. (1997)	5	10	<%G
2	Prabhakaran et al. (1999)	8	8	<%G
3	Santos et al. (2002)	8	12	N<%G
4	Janssen et al. (2002)	8	12	<%G
5	Layman et al. (2005)	12	12	<%G
6	Varela et al. (2007)	15	15	<%G
7	Batista et al. (2008)	10	15	<%G,
8	Veloso; Freitas. (2008)	8	12	<%G
9	Macedo; Silva. (2009)	12	15	<%G
10	Rezende et al. (2009)	6	15	<%G
11	Goncalves et al. (2010)	8	12	<%G
12	Wycherley et al. (2010)	8	12	<%G
13	Chinen et al. (2011)	10	10	<%G
14	Fisher et al. (2011)	10	10	<%G
15	Willis et al. (2012)	10	12	<%G
16	Monteiro et al. (2013)	15	20	<%G
17	Sanal et al. (2013)	10	10	<%G
Mínimo e Máximo		(5 – 15)	(8 – 20)	
Média ± DP		(9,59 ± 2,47)	(12,47 ± 2,83)	

**Legendas:** <Nº Rep.: Menor número de repetições; >Nº Rep.: Maior número de repetições; <%C: diminuiu a porcentagem de gordura; N<%G: não reduziu a porcentagem de gordura.

Os estudos que apresentaram fora da média como se, no primeiro, tratava-se de indivíduos com problemas hepáticos, o que pode ter levado a usarem uma baixa intensidade com número maior de repetições, já no segundo, a intervenção foi treino de força justificando um número mais baixo de repetições. No demais, pôde-se notar que há certa similaridade entre as recomendações para manutenção da saúde<sup>7</sup> e o número médio de repetições votadas para o emagrecimento encontradas nos estudos (8 a 12) e (9 ±2 a 12 ±2) respectivamente. Contrariando um mito que perdura entre os ginásios e academias de ginástica, onde muitos profissionais sugerem que TF para o emagrecimento, deveria conter intensidades menores (menos carga), e maiores volumes (número de repetições). Pois, dentre os 17 (100%) estudos encontrados apenas 01 (3,89%) não encontrou resultados significativos, na redução de gordura, deixando evidente que além do TF ser um meio de intervenção eficaz para o emagrecimento<sup>3</sup>, seu número de repetições utilizadas devem estar entre 9±2 a 12±2 repetições.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que a prescrição do número de repetições no treino de força voltado para o emagrecimento, baseado na literatura deve estar por volta de 9 a 12 repetições.

## REFERÊNCIAS

1. WHO. Obesity and overweight - global strategy. Fact sheet. 2013; 311. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/#>>. Acessado em: 01 Jan.2014.
2. Ammon PK. Individualizing the approach to treating obesity. The Nurse Prac. 1999;24(2):27-41.
3. Sanal E, Ardic F, Kirac S. Effects of aerobic or combined aerobic resistance exercise on body composition in overweight and obese adults: gender differences. a randomized intervention study. Eur J Phys Rehabil Med. 2012;49(1):1-11.
4. Silva Filho, JN. Treinamento de força e seus benefícios voltados para um emagrecimento saudável. Rev Bras Presc Fisiol Exercício. 2013;7(40):329-38.
5. Haskell WL, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the ACSM and AHA. Circulation, 2007;116(9):1081-93.

## STRENGTH TRAINING AND VOLUME OF REPS FOR WEIGHT LOSS: A SYSTEMATIC REVIEW

Silva Filho JN, Alencar B, Soares EA, Delani, D

Physical Education Department (DEF-UNIR/RO)

Presenter's E-mail: Balencarfl@gmail.com

### INTRODUCTION

Overweight and obesity according to World Health Organization<sup>(1)</sup>, overweight and obesity together are the main cause of many systemic diseases representing the fifth overall risk of death killing about 2.8 million adults per year. How treatment of obesity, weight reduction is your most common goal, achieved by reducing the intake and increased energy expenditure, and the expenditure is enhanced with physical exercise<sup>(2)</sup>. Several exercises have been suggested to enhance weight loss, both aerobic and anaerobic, or even a combination of these<sup>(3)</sup>. This exercise helps in weight loss by raising the basal metabolic rate (BMR), and strength training (ST) has proved beyond higher than this aerobic training and various other aspects<sup>(4)</sup> effectively. However, although the TF contributes to weight loss, the handlings of their variables are not clearly described in the literature. Therefore the aim of this study was to investigate the scientific evidence concerning the number of repetitions (NR) used in the studies that used the ST toward weight loss.

### METHODS

**Design:** This was a systematic review, which followed the recommendations PRISMA. Being held in databases: SciELO, PubMed, and Google Scholar search (GS) site for having some national magazines are not available in the above bases. **Search Articles:** began with the search for key terms in the Health Sciences Descriptors "DESC", and the Medical Subject Headings (MeSH), selecting the terms in English and Portuguese (Treino de Força/Strength Training, Treinamento Resistido/Resistance Training; Número de Repetições/Number of reps; Perda de Peso/Wight Loss). There was the proper insertion of the Boolean operators "AND" to separate the Terms and "OR" to separate the synonyms, and the survey took place between Dec/2013 Jan/2014. **Inclusion criteria:** we included only trials with independent variable strength training and the dependent variable slimming, and disbelieve the number of replicates used in the intervention. **Eligibility criteria:** when selected the title, relied on the technique suggested by Lakatos; Marconi (2003), read the summary, and if met the criteria, performed to read the full article. **Statistical analysis:** was verified the mean and standard deviation of replicates studies found through the software (IBM ® SPSS ® Statistic, vs 21, New York / USA, 2012).

### RESULTS AND DISCUSSION

Met 17 studies, 09 national and 08 international, where 16 of the studies showed the ST to weight loss (<% BF), and mean and standard deviation of the minimum repetitions ( $9.59 \pm 2.47$ ) and maximum ( $12.47 \pm 2.83$ ), the data are presented in Table 1.

As for the NR used, only lies guidelines aimed at maintaining health, as the guidelines American College of Sports Medicine (ACSM) and the American Heart Association (AHA)<sup>(5)</sup>, recommending between (8-12) repetitions for maintenance health. However, as the objective ST is specifically weight loss, we note a gap, and NR end up being handled according to expertise and / or experience of each researcher. The studies that showed off the medium as, at first, it was about people with liver problems, which may have led to a low intensity use with larger of repetitions, in the second, the strength training intervention was justifying a lower number of repetitions. It may be

noted that there is some similarity enters recommendations for maintaining health<sup>(5)</sup>, and the average number of repetitions voted for weight loss found in studies (8-12) and (9±2 to 12±2) respectively. Contradicting a myth that persists between the gyms and fitness centers, where many professionals suggest that ST for weight loss should contain minor (lower load), and lower volumes (number of repetitions) intensities. For, among the 17 (100%) studies found only 01 (3.89%) did not find significant results in the reduction of fat, making it clear that besides the ST be an effective form of intervention for weight loss<sup>(3)</sup>, and its number of repetitions should be used in (9±2 and 12±2) repetitions.

**Table 1** - Outcome of the studies found

N°	Studies	< N° Rep	>N° Rep	Upshot
1	Kraemer et al. (1997)	5	10	<% G
2	Prabhakaran et al. (1999)	8	8	<% G
3	Santos et al. (2002)	8	12	N<% G
4	Janssen et al. (2002)	8	12	<% G
5	Layman et al. (2005)	12	12	<% G
6	Varela et al. (2007)	15	15	<% G
7	Batista et al. (2008)	10	15	<% G,
8	Veloso; Freitas. (2008)	8	12	<% G
9	Macedo; Silva. (2009)	12	15	<% G
10	Rezende et al. (2009)	6	15	<% G
11	Goncalves et al. (2010)	8	12	<% G
12	Wycherley et al. (2010)	8	12	<% G
13	Chinen et al. (2011)	10	10	<% G
14	Fisher et al. (2011)	10	10	<% G
15	Willis et al. (2012)	10	12	<% G
16	Monteiro et al. (2013)	15	20	< %G
17	Sanal et al. (2013)	10	10	<% G
<b>Minimum &amp; Maximum</b>		(5 – 15)	(8 – 20)	
<b>Mean - Standard Deviation</b>		(9,59 ± 2,47)	(12,47 ± 2,83)	

**Legend:** <N° Rep.: Fewest repetitions; >N° Rep: Increased number of repetitions; <% G: Decreased fat percentage; N<G%: Not reduced the percentage of fat.

## CONCLUSION

In conclusion that the prescription of the number of repetitions in strength training focused on weight loss, based on the literature should be around between 9 and 12 repetitions.

## REFERENCES

1. WHO. Obesity and overweight - global strategy. Fact sheet. 2013; 311. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/#>>. Acessado em: 01 Jan.2014.
2. Ammon PK. Individualizing the approach to treating obesity. The Nurse Prac. 1999;24(2):27-41.
3. Sanal E, Ardic F, Kirac S. Effects of aerobic or combined aerobic resistance exercise on body composition in overweight and obese adults: gender differences. a randomized intervention study. Eur J Phys Rehabil Med. 2012;49(1):1-11.
4. Silva Filho, JN. Treinamento de força e seus benefícios voltados para um emagrecimento saudável. Rev Bras Presc Fisiol Exercício. 2013;7(40):329-38.
5. Haskell WL, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the ACSM and AHA. Circulation, 2007;116(9):1081-93.

## FORÇA MUSCULAR CERVICO-ESCAPULAR E DIAGNÓSTICO DE DTM EM MULHERES COM CERVICALGIA MECÂNICA

Pasinato F<sup>1</sup>, Paz CCSC<sup>2</sup>, Souza JA<sup>1</sup>, Corrêa ECR<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-graduação em Distúrbios da Comunicação Humana da Universidade Federal de Santa Maria (PPGDCH/UFSM)

<sup>2</sup>Curso de Fisioterapia da Universidade de Brasília

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia e Reabilitação e do PPGDCH/UFSM

E-mail do apresentador: [fepas.fisio@yahoo.com.br](mailto:fepas.fisio@yahoo.com.br); Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

A redução da força isométrica dos músculos flexores e extensores cervicais tem sido verificada em mulheres com disfunções inespecíficas da coluna cervical<sup>1</sup>. Esta fraqueza, atribuída à inibição reflexa associada à dor, pode causar prejuízo na função muscular<sup>2</sup>. Há indícios de que a desordem temporomandibular (DTM) pode estar relacionada à redução da resistência dos músculos cervicais<sup>3,4</sup>. Desta forma, o presente estudo se propõe a investigar a força isométrica dos músculos cervico-escapulares e sua relação com a presença e severidade da DTM em mulheres com e sem cervicalgia mecânica.

### METODOLOGIA

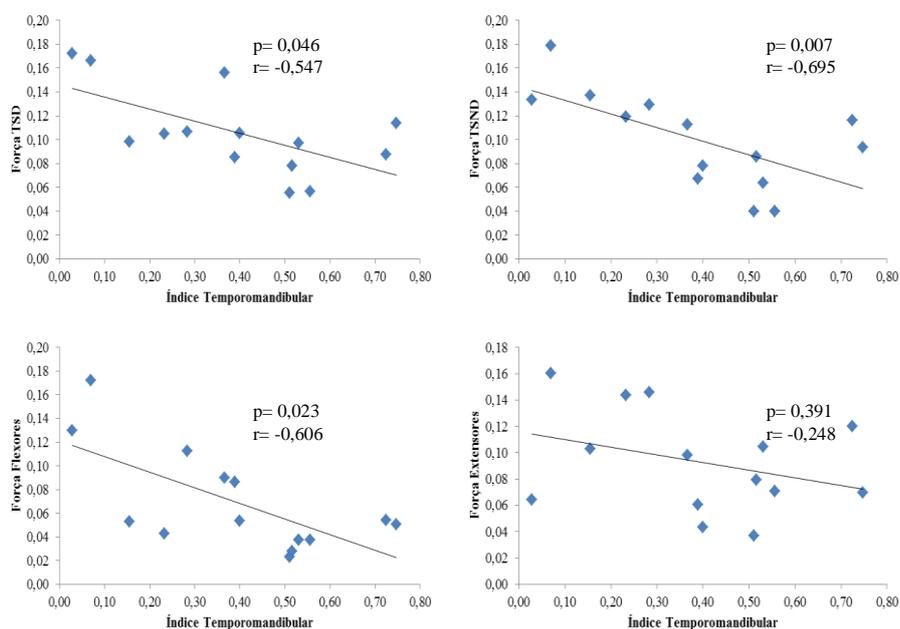
Participaram do estudo 14 mulheres com cervicalgia mecânica (Grupo com cervicalgia mecânica - GCM) e incapacidade relacionada à dor cervical, confirmada pelo *Neck Disability Index* (NDI) e 15 mulheres sem queixa de dor (Grupo Controle - GC). O diagnóstico de DTM foi realizado pelo protocolo Critérios Diagnósticos para Pesquisa em Desordens Temporomandibulares (RDC/TMD). A partir dos resultados do RDC, foram obtidos escores para o cálculo do Índice Temporomandibular (IT). O IT considera aspectos funcionais, palpação muscular e articular na determinação da severidade da DTM e seus escores variam de 0 a 1<sup>5</sup>. A força isométrica dos músculos trapézio superior, flexores e extensores cervicais foi avaliada por meio do dinamômetro digital manual (*Microfet 2 HHD*). Foram consideradas as médias de duas medidas, expressas em quilograma força (kgf) e normalizadas pela massa corporal (kg) de cada voluntária. Valores de força e do IT foram comparados pelos testes de *Mann Whitney* e teste t *Student* (independente), respectivamente. A correlação entre a força cervico-escapular e o IT foi analisada pela *correlação de Spearman*, considerando  $\alpha \leq 5\%$ , em todas as comparações.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O GCM apresentou menores valores de força dos músculos flexores ( $0,07 \pm 0,04$  versus  $0,09 \pm 0,02$ ;  $p=0,044$ ) e extensores cervicais ( $0,09 \pm 0,04$  versus  $0,15 \pm 0,05$ ;  $p=0,006$ ) que o GC. O escore do IT foi significativamente maior no GCM ( $0,393 \pm 0,22$ ) em relação ao GC ( $0,245 \pm 0,14$ ), denotando maior severidade da DTM em mulheres com cervicalgia ( $p=0,038$ ). No GCM, os escores do IT tiveram correlação negativa moderada ( $0,3 < r < 0,7$ )<sup>6</sup> com valores de força para todos os músculos avaliados, exceto para os extensores cervicais. No GC não foram encontradas correlações significativas (Figura 1).

Lindstrom et al.<sup>1</sup> observaram uma redução de 23-50% do pico de força isométrica dos músculos cervicais em mulheres com cervicalgia. Além disso, a hiperalgesia na região trigeminal em pacientes com cervicalgia crônica foi confirmada pelo menor limiar de sensibilidade dolorosa à pressão observado nos músculos masseter, temporal e trapézio. Este achado demonstra que a dor cervical pode sensibilizar os nociceptores da região trigeminal<sup>7</sup>. Desta forma, o mecanismo de

inibição muscular pode contribuir para o pior desempenho na geração de força associado a quadros mais severos de DTM. Outros estudos<sup>2,3</sup> verificaram a redução do tempo de manutenção da contração e resistência dos músculos flexores e extensores cervicais em indivíduos com DTM miogênica e mista associada à disfunção cervical.



**Figura 1** - Gráfico de dispersão e valores de correlação entre o grau de severidade de DTM (IT) e a força isométrica dos músculos trapézio superior dominante (TSD), não dominante (TSND), extensores e flexores cervicais de mulheres com cervicalgia.

## CONCLUSÃO

O principal resultado deste estudo sugere que mulheres com cervicalgia possuem menor força dos músculos flexores e extensores cervicais e maior severidade da DTM. Além disso, a redução da força dos músculos flexores cervicais e do trapézio superior encontra-se moderadamente correlacionada à maior severidade da DTM em mulheres com cervicalgia mecânica.

## REFERÊNCIAS

1. Lindstroem R, Graven-Nielsen T, Falla D. Current pain and fear of pain contribute to reduced maximum voluntary contraction of neck muscles in patients with chronic neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2012; 93(11):2042-8.
2. Ylinen J, Takala EP, Kautiainen H, Nykanen M, Hakkinen A, Pohjolainen T, et al. Association of neck pain, disability and neck pain during maximal effort with neck muscle strength and range of movement in women with chronic non-specific neck pain. *Eur J Pain*. 2004; 8(5):473-8.
3. Armijo-Olivo S, Fuentes JP, da Costa BR, Major PW, Warren S, Thie NM, et al. Reduced endurance of the cervical flexor muscles in patients with concurrent temporomandibular disorders and neck disability. *Man ther* 2010; 15(6):586-92.
4. Armijo-Olivo S, Silvestre RA, Fuentes JP, da Costa BR, Major PW, Warren S, et al. Patients with temporomandibular disorders have increased fatigability of the cervical extensor muscles. *Clin J Pain* 2012; 28(1):55-64.

5. Pehling J, Schiffman E, Look J, Shaefer J, Lenton P, Fricton J. Interexaminer reliability and clinical validity of the temporomandibular index: a new outcome measure for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2002; 16(4):296-304.
6. Chan VH. *Biostatistics 104: Correlational Analysis*. Singapore Med J. 2003; 44(2):614-9.
7. La Touche R, Fernandez-de-Las-Penas C, Fernandez-Carnero J, Diaz-Parreno S, Paris-Alemany A, Arendt-Nielsen L. Bilateral mechanical-pain sensitivity over the trigeminal region in patients with chronic mechanical neck pain. *J Pain* 2010; 11(3):256-63.

## CERVICO-SCAPULAR STRENGTH AND TMD DIAGNOSIS IN WOMEN WITH MECHANICAL NECK PAIN

Pasinato F<sup>1</sup>, Paz CCSC<sup>2</sup>, Souza JA<sup>1</sup>, Corrêa ECR<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Program in Human Communication Disorders, Federal University of Santa Maria (PGPHCD/UFSM)

<sup>2</sup>Physiotherapist at Brasilia University

<sup>3</sup>Adjunct Professor at Department of Physical Therapy and Rehabilitation and PGPHCD/UFSM

Presenter's E-mail: fepas.fisio@yahoo.com.br

### INTRODUCTION

The reduction in the flexor and extensor neck muscles strength has been observed in women with nonspecific disorders of cervical spine<sup>1</sup>. This weakness, attributed to an inhibition reflex associated with pain, can cause a loss of muscle function<sup>2</sup>. There are indications that the temporomandibular disorder (TMD) may be related to the reduction of the resistance of cervical muscles<sup>3,4</sup>. This study aims to investigate the isometric strength of the cervical-scapular muscles and its relation to the presence and severity of TMD in women with and without mechanical neck pain.

### METHOD

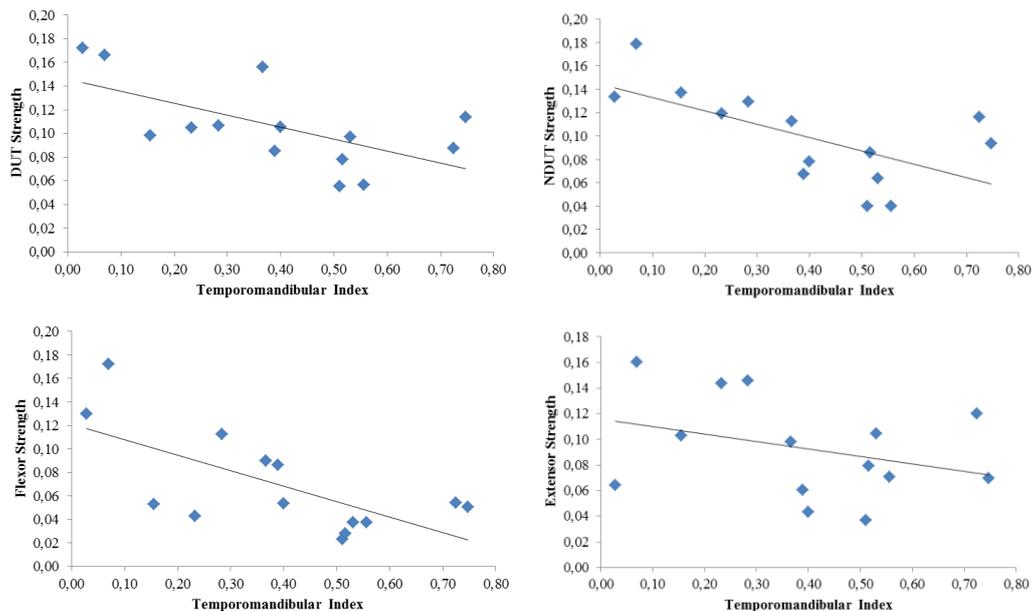
The study included 14 women with mechanical neck pain (Neck Pain Group - NPG) and disability related to neck pain, confirmed by the Neck Disability Index (NDI) and, 15 women without pain complaints (control group - CG). The diagnosis of TMD was performed by the protocol Diagnostic Criteria for Research in Temporomandibular Disorders (RDC/TMD). From the results of the RDC, the Temporomandibular Index (TI) was obtained. The TI considers functional aspects and joint palpation in determining the severity of TMD and their scores range from 0 to 15. Isometric strength of the upper trapezius, flexors and extensors neck muscles was assessed by a manual digital dynamometer (HHD MicroFET 2). The average of two measurements, expressed in kilogram force (kgf) and normalized by the body mass (kg) of each volunteer, was considered. Strength and IT were compared by Mann Whitney and t Student test (independent), respectively. The correlation between cervico-scapular strength and TI was analyzed by Spearman correlation, whereas  $\alpha \leq 5\%$  in all comparisons.

### RESULTS AND DISCUSSION

The NPG presented lower strength in cervical flexors muscles ( $0.07 \pm 0.04$  versus  $0.09 \pm 0.02$ ,  $p = 0.044$ ) and cervical extensors muscles ( $0.09 \pm 0.04$  versus  $0.15 \pm 0.05$ ,  $p = 0.006$ ) than the CG. The TI score was significantly higher in NPG ( $0.393 \pm 0.22$ ) compared to the CG ( $0.14 \pm 0.245$ ), indicating a greater severity of TMD in women with neck pain ( $p = 0.038$ ). In NPG, the TI scores had moderate negative correlation ( $0.3 < r < 0.7$ )<sup>6</sup> with strength values for all muscles tested, except for the neck extensors muscles. In GC no significant correlations were found (Figure 1).

Lindstrom et al.<sup>1</sup> observed a reduction of 23-50% of peak isometric muscle strength in women with cervical neck. Furthermore, the hyperalgesia in the trigeminal region in patients with chronic neck pain was confirmed by the lower pressure pain sensitivity threshold observed in the masseter, temporalis and trapezius. This finding demonstrates that the neck pain may sensitize nociceptors in the region trigeminal<sup>7</sup>. Thus, the mechanism of muscle inhibition may contribute to poorer performance in power generation associated with more severe conditions of TMD. Other studies<sup>2,3</sup> reported a reduction in the maintenance of the contraction time and the endurance of the

flexors and extensors neck muscles in subjects with myogenic and mixed TMD associated with cervical dysfunction .



**Figure1.** Scatter plot and the correlation values between the severity of TMD (TI) and isometric strength of the dominant upper trapezius muscles (DUT), nondominant (NDUT), neck flexors and extensors muscles in women with neck pain.

## CONCLUSION

The main result of this study suggests that women with neck pain have lower strength of the flexors and extensor neck muscles and greater severity of TMD. Furthermore, the reduction of the cervical flexors and upper trapezius strength was moderately correlated with greater severity of TMD in women with mechanical neck pain.

## REFERENCES

1. Lindstroem R, Graven-Nielsen T, Falla D. Current pain and fear of pain contribute to reduced maximum voluntary contraction of neck muscles in patients with chronic neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2012; 93(11):2042-8.
2. Ylinen J, Takala EP, Kautiainen H, Nykanen M, Hakkinen A, Pohjolainen T, et al. Association of neck pain, disability and neck pain during maximal effort with neck muscle strength and range of movement in women with chronic non-specific neck pain. *Eur J Pain*. 2004; 8(5):473-8.
3. Armijo-Olivo S, Fuentes JP, da Costa BR, Major PW, Warren S, Thie NM, et al. Reduced endurance of the cervical flexor muscles in patients with concurrent temporomandibular disorders and neck disability. *Man ther* 2010; 15(6):586-92.
4. Armijo-Olivo S, Silvestre RA, Fuentes JP, da Costa BR, Major PW, Warren S, et al. Patients with temporomandibular disorders have increased fatigability of the cervical extensor muscles. *Clin J Pain* 2012; 28(1):55-64.
5. Pehling J, Schiffman E, Look J, Shaefer J, Lenton P, Friction J. Interexaminer reliability and clinical validity of the temporomandibular index: a new outcome measure for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2002; 16(4):296-304.
6. Chan VH. *Biostatistics 104: Correlational Analysis*. Singapore Med J. 2003; 44(2):614-9.
7. La Touche R, Fernandez-de-Las-Penas C, Fernandez-Carnero J, Diaz-Parreno S, Paris-Alemany A, Arendt-Nielsen L. Bilateral mechanical-pain sensitivity over the trigeminal region in patients with chronic mechanical neck pain. *J Pain* 2010; 11(3):256-63.

## LIMITES DE ESTABILIDADE EM PACIENTES COM MIGRÂNEA – ESTUDO PILOTO

Carvalho GF<sup>1</sup>, Florencio LL<sup>1</sup>, Gonçalves MC<sup>1</sup>, Dach F<sup>2</sup>, Chaves TC<sup>2</sup>, Bevilaqua Grossi DB<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor – FMRP/USP

<sup>2</sup> Departamento de Neurociências e Ciências do Comportamento – FMRP/USP

E-mail do apresentador: [gabriela.fisioterapia@gmail.com](mailto:gabriela.fisioterapia@gmail.com)

### INTRODUÇÃO

A migrânea é uma cefaleia primária de alta prevalência que pode estar associada a complicações isquêmicas nas regiões de cerebelo, tronco encefálico e ouvido interno, especialmente na presença de aura<sup>1,2</sup>. Suas repercussões clínicas são desconhecidas, entretanto, estas alterações anatômicas, fisiológicas e genéticas favorecem clinicamente o aparecimento de vertigem, instabilidade postural, incoordenação dos movimentos, dismetria, além de prejuízos na força e ritmo da contração muscular<sup>3,4</sup>.

Assim, a fim de verificar a existência de comprometimento funcional neste grupo de pacientes, o objetivo deste trabalho foi avaliar os Limites de Estabilidade (LOS) de pacientes com Migrânea com Aura (MA) e Controles (GC).

### MÉTODOS

Foram avaliadas, até o presente, 10 mulheres com MA com média de idade de 41,7 (DP:7,9) e 10 mulheres do GC com média de idade de 31,9 (DP:8,4) anos. Foram excluídas mulheres com doenças sistêmicas, com história de vestibulopatias ou outros tipos de cefaleia, triadas do ambulatório de cefaleia de um hospital terciário e diagnosticadas por neurologistas especialistas em cefaleia de acordo com a segunda edição da Classificação Internacional de Cefaleias (ICHD-II, 2004).

Um avaliador, cego quanto ao diagnóstico das pacientes, realizou o Teste de Limites de Estabilidade no equipamento *Balance Master System* (Neurocom®). Os pacientes foram orientados a deslocar intencionalmente o seu Centro de Pressão (COP) sem mudar a base de suporte até a distância máxima em 8 direções: Frente (F), Frente Direita (FD), Direita (D), Atrás Direita (AD), Atrás (A), Atrás Esquerda (AE), Esquerda (E) e Frente Esquerda (FE). Foram analisadas as variáveis: tempo de reação após o comando do equipamento (seg.); velocidade média de excursão (graus/seg); excursão máxima do COP (%), e ponto final da excursão do COP (%) em cada direção.

Os grupos foram comparados pelo Teste *t-Student* (independente) e foi analisada a diferença entre as oito direções em cada grupo por meio do teste *one-way* ANOVA e *post-hoc* de *Tukey*. O testes foram realizados por meio do software *GraphPad Prism 6* e foi adotado nível de significância de 5%.

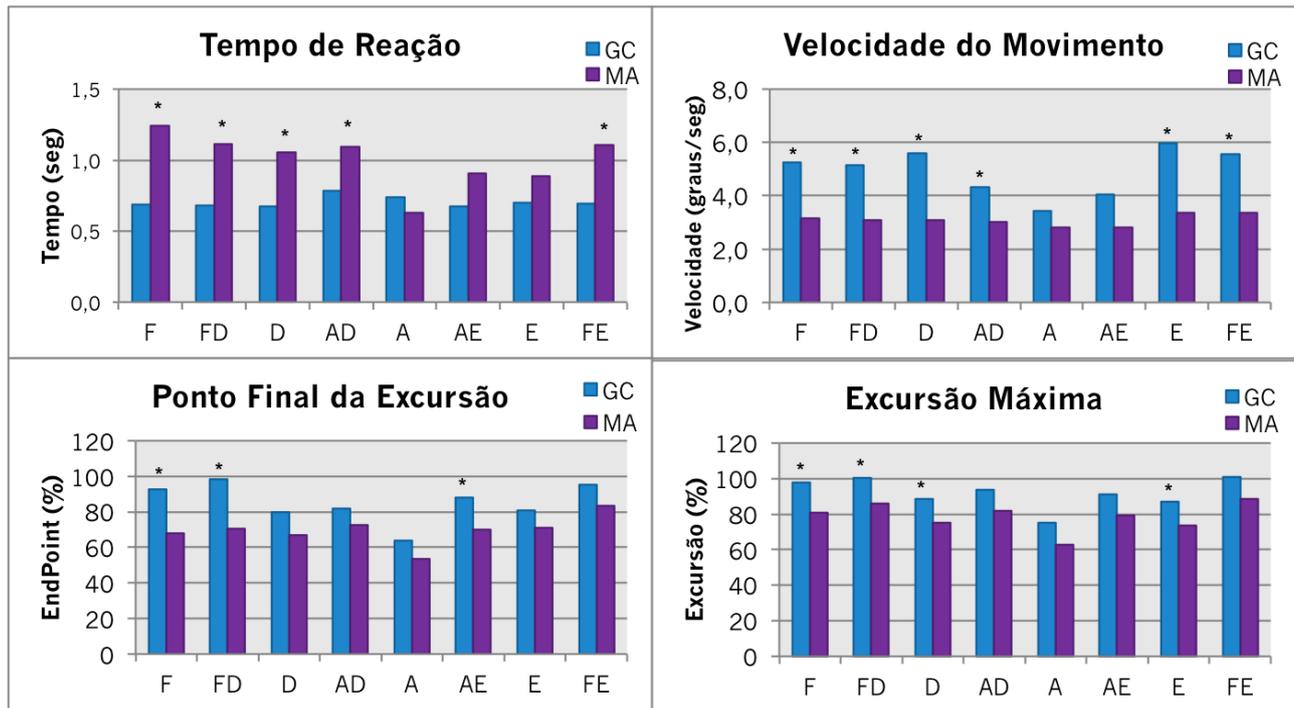
### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O tempo de reação foi maior no grupo MA em relação ao grupo controle nas direções: F (P=0,001), FD (P=0,01), D (P=0,002), AD (P=0,02) e FE (P=0,002). O tempo de reação aumentado está relacionado com o risco de quedas, devido a demora no processamento pelo sistema nervoso central e aos aspectos cognitivos das respostas neurais responsáveis pelo início do movimento<sup>5</sup>.

A velocidade média para realizar a tarefa foi menor no grupo MA nas direções: F (P=0,02), FD (P=0,002), D (P=0,0005), AD (P=0,01), E (P=0,04) e FE (P=0,008). A diminuição da velocidade pode estar relacionada a integração inadequada dos reflexos posturais e da escolha de estratégias de movimento durante o deslocamento do centro de massa<sup>5</sup>.

O grupo MA apresentou % menor do ponto final de excursão nas direções: F (P=0,002), FD (P=0,006) e AE (P=0,03), e menor % da excursão máxima nas direções: F (P=0,01), FD (P=0,03), D (P=0,005), E (P=0,01) (Figure 1). As limitações na habilidade de deslocar o Centro de Gravidade dentro dos limites de estabilidade pode resultar em redução do nível de atividade assim como aumentar o risco de quedas<sup>5</sup>.

O GC não apresentou diferença entre as oito direções na variável Tempo de Reação (p=0,88), entretanto, o grupo MA apresentou diferença, com maior tempo de reação para a direção F em relação á direção A (p<0,01). Não houve diferença entre as direções na Velocidade de Movimento, em ambos os grupos (p=0,09). Nas variáveis Ponto Final de Excursão e Excursão máxima, ambos os grupos apresentaram diferença entre as direções F e A, como já evidenciado na literatura em indivíduos normais<sup>6</sup>.



**Figura 1** - Tempo de Reação, Velocidade do Movimento, Ponto Final da Excursão e Excursão Máxima do teste de Limites de Estabilidade em Pacientes com Migrânea com aura (MA) versus Controles (CG). \*P<0.05.

## CONCLUSÃO

Estes resultados preliminares destacam a presença de alterações, especialmente no tempo de reação e velocidade de movimento, contribuindo para a instabilidade postural de pacientes com migrânea.

## REFERÊNCIAS

1. Etminan M, Takkouche B, Isorna FC, Samii A. Risk of ischaemic stroke in people with migraine: systematic review and meta-analysis of observational studies. *BMJ*. 2005; 330(63):1-4.
2. Swartz RH, Kern RZ. Migraine Is Associated With Magnetic Resonance Imaging White Matter Abnormalities A Meta-analysis. *Arch Neurol*. 2004; 61:1366-8.
3. Ishizaki K, Mori N, Takeshima T, Fukuhara Y, Ijiri T. Static stabilometry in patients with migraine and tension-type headache during a headache-free period. *Psychiatry Clin Neurosci*. 2002; 56(1):85-90.

4. Rossi C, Alberti A, Sarchielli P, Mazzotta G, Capocchi G, Faralli M, et al. Balance disorders in headache patients: evaluation by computerized static stabilometry. *Acta Neurol Scand.* 2005; 111(6): 407-13.
5. NeuroCom International; Pro Balance Master Operator's Manual, 2011.
6. Holbein MA, Redfern MS. Functional stability limits while holding loads in various positions. *Int J Ind ergon.* 1997; 19:387-95.

## LIMITS OF STABILITY OF MIGRAINE PATIENTS – A PILOT STUDY

Carvalho GF<sup>1</sup>, Florencio LL<sup>1</sup>, Gonçalves MC<sup>1</sup>, Dach F<sup>2</sup>, Chaves TC<sup>2</sup>, Bevilaqua Grossi DB<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Biomechanics, Medicine and Rehabilitation of the Locomotor Apparatus –  
FMRP/USP

<sup>2</sup> Department of Neuroscience – FMRP/USP

Presenter's E-mail: [gabriela.fisioterapia@gmail.com](mailto:gabriela.fisioterapia@gmail.com)

### INTRODUCTION

Migraine is a high prevalent primary headache and may be associated with ischemic complications in the cerebellum, auditory and/or vestibular systems of patients with migraine, especially when there is presence of aura<sup>1,2</sup>. The clinic repercussions are unknown, whatever, these anatomic, physiologic and genetic changes could affect the balance, increase the frequency of reports of vertigo, postural instability, incoordination of movements, dysmetria, and losses in the strength of muscle contraction<sup>3,4</sup>.

Thus, in order to verify the existence of functional impairment in these patients, the aim of this study is to evaluate the limits of stability in patients with Migraine with Aura (MA) and Controls (CG).

### METHODS

It was evaluated 10 patients in MA group, with 41.7(SD: 7.9) and 10 control subjects (CG), with 31.9 (SD: 8.4) years old. They had no systemic diseases, history of vestibular diseases or other types of headache and were screened from a headache out patients clinic, diagnosed by neurologists experts on headache according to ICHD-II (2004).

A blind examiner assessed the limits of stability on a Balance Master System (Neurocom<sup>®</sup>) and the patients were oriented to displace intentionally their Center of Pressure (COP) without changing their base of support to the maximum distance in eight directions: Forward (F), Right Forward (RF), Right (R), Right Back (RB), Back (B), Left Back (LB), Left (L) and Left Forward (LF). The limits of stability were computed as the reaction time after the equipment command (sec), average of movement velocity (deg/sec), maximal COP excursion (%) and end-point COP excursion (%) in each direction.

A Student t-test was applied to contrast the groups and the differences between the limits of stability test directions were analyzed by one-way ANOVA and Tukey's post-hoc test. The tests were done at GraphPad Prism 6 and a significant level of 5% was adopted.

### RESULTS AND DISCUSSION

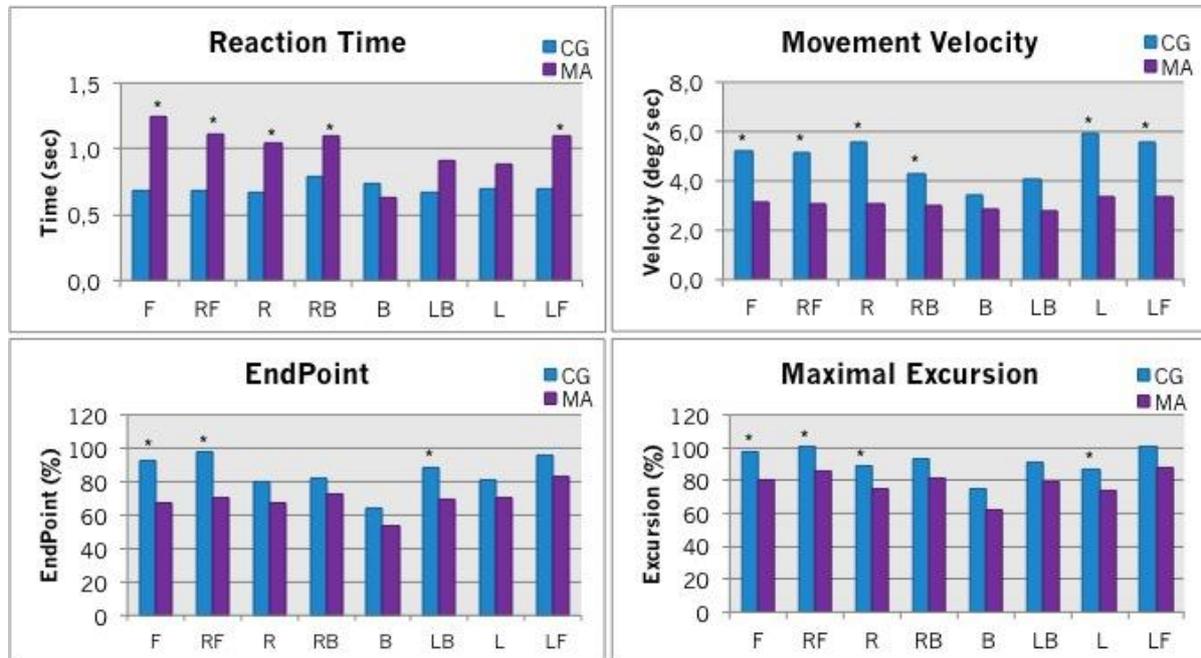
The reaction time was higher in MA group in relation to the CG in the directions: F (P=0.001), RF (P=0.01), R (P=0.002), RB (P=0.02) and LF (P=0.002). The increased reaction time is associated with the risk of falls, due the delay in the central nervous system processing and due the cognitive aspects of neural responses, responsible for the movement initiation<sup>5</sup>.

The mean velocity to perform the task was lower in MA group in the directions: F (P=0.02), RF (P=0.002), R (P=0.0005), RB (P=0.01), L (P=0.04) and LF (P=0.008). The decrease in speed may be related to inadequate integration of postural reflexes and strategies of movement during the displacement of the center of mass<sup>5</sup>.

MA had lower endpoint of the excursion in the directions: F (P=0.002), RF (P=0.006) and LB (P=0.03), and lower maximal excursion in the directions: F (P=0.01), RF (P=0.03), R

( $P=0.005$ ), L ( $P=0.01$ ) (Figure 1). The limited ability to move the center of mass within the stability limits could result in reduced level of activity as well as increased the risk of falls<sup>5</sup>.

The CG was not different among the eight directions at the Reaction Time variable ( $p=0.88$ ), however, the MA group presented higher Reaction Time at the F direction in relation to the B ( $p<0.01$ ). There was no difference between the directions in the Movement Velocity, in both groups ( $p=0.09$ ). In the Endpoint and Maximal Excursion variables, both groups showed differences between the F and B directions, similar to the literature in normal subjects<sup>6</sup>.



**Figure 1** - Reaction time, Movement Velocity, Endpoint and Maximal Excursion of Limits of Stability Test in Migraine with Aura Patients (MA) versus Controls (CG). \* $P<0.05$ .

## CONCLUSION

These preliminary findings highlight the presence of impairment, especially in the reaction time and movement velocity, increasing the postural instability of patients with migraine.

## REFERENCES

1. Etminan M, Takkouche B, Isorna FC, Samii A. Risk of ischaemic stroke in people with migraine: systematic review and meta-analysis of observational studies. *BMJ*. 2005; 330(63):1-4.
2. Swartz RH, Kern RZ. Migraine Is Associated With Magnetic Resonance Imaging White Matter Abnormalities A Meta-analysis. *Arch Neurol*. 2004; 61:1366-8.
3. Ishizaki K, Mori N, Takeshima T, Fukuhara Y, Ijiri T. Static stabilometry in patients with migraine and tension-type headache during a headache-free period. *Psychiatry Clin Neurosci*. 2002; 56(1):85-90.
4. Rossi C, Alberti A, Sarchielli P, Mazzotta G, Capocchi G, Faralli M, et al. Balance disorders in headache patients: evaluation by computerized static stabilometry. *Acta Neurol Scand*. 2005; 111(6): 407-13.
5. NeuroCom International; Pro Balance Master Operator's Manual, 2011.
6. Holbein MA, Redfern MS. Functional stability limits while holding loads in various positions. *Int J Ind ergon*. 1997; 19:387-95.

## CORRELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS CLINICOMÉTRICAS EM MULHERES JOVENS COM SÍNDROME DE DOR PATELOFEMORAL

Lopes JM<sup>1</sup>, Silva IC<sup>2</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, TeodoroVAA<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>, Sanchis JGB<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva – UFRN

<sup>2</sup>Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi – FACISA/UFRN

<sup>3</sup>Universidade Federal do Paraná – UFPR

<sup>4</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do apresentador: ilanecatjs@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

A síndrome da dor patelofemoral é considerada uma condição clínica caracterizada por uma dor retropatelar e/ou dor peripatelar, associada as atividades da vida diária que envolvam os membros inferiores, como subir e descer escadas, agachar, ajoelhar, ou permanecer sentada por longo períodos<sup>1</sup>. Essa síndrome apresenta etiologia multifatorial, e entre os fatores que causam a mesma estão as alterações neuromusculares da musculatura extensora, abduzora e rotadora externa do quadril<sup>2</sup>. As dores no joelho, característica dessa síndrome, advém do percurso inadequado da patela sobre os côndilos femorais ocasionando crepitações e desgaste na cartilagem articular<sup>3</sup>.

Esta síndrome é considerada uma das principais causas de disfunções ortopédicas no joelho presente na clínica médica. É incisivamente de maior prevalência e incidência em mulheres do que em homens, e seu diagnóstico é condicionado pela presença um quadro clínico associado a uma dor presente na região anterior do joelho que, geralmente, perdura por mais de 30 dias<sup>4,5</sup>.

Entre os instrumentos utilizados para avaliar a dor e o comprometimento funcional de indivíduos que apresentam a SDPF, pode-se utilizar a escala numérica de classificação da dor (NPRS), a escala de intensidade da síndrome da dor femoropatelar (EISDF), o questionário do índice de função (QIF), e a escala da percepção do efeito global (EPEG)<sup>1</sup>.

Desta forma, o estudo teve como objetivo investigar a correlação entre as características clinicométricas de dor e disfunção nas AVD's que envolvesse membros inferiores em mulheres jovens com a SDPF.

### MÉTODOS

Desenhou-se um estudo seccional com estudantes universitárias do sexo feminino da Universidade Federal do Rio Grande do Norte a respeito da presença de dores na região anterior dos joelhos que surgiam ao permanecer ajoelhada ou sentada por tempo prolongado, agachar-se, descer e subir escadas e que essas dores permaneciam por mais de 30 dias. Neste panorama, foram classificadas como apresentando SDFP aquelas que apresentassem três ou mais componentes do quadro clínico supracitado. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa sobre protocolo 0703.0.133.000-11.

As participantes responderam a um interrogatório contendo os seguintes instrumentos: EISDF, QIF, NPRS e EPEG no qual esses instrumentos dispõe de uma medida escalar das características que examinam.

Os dados foram analisados por meio do teste de correlação de *Pearson* ( $r$ ) e coeficiente de determinação ( $R^2$ ), sendo adotado um  $\alpha \leq 0,05$ . Onde o teste de normalidade utilizado foi o de Shapiro-Wilk; com o programa SPSS (20.0). E classificação  $r < 0,30$  fraco,  $0,31 < r < 0,70$  moderado,  $0,71 < r < 0,99$  forte e;  $r = 1$  perfeito.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Participaram da pesquisa 30 jovens mulheres universitárias com idade média de 21,42 ( $\pm 2,08$ ) anos, variando de 18 a 28 anos. Identificamos que a intensidade da disfunção está negativamente relacionada com o índice de função de forma moderada ( $r = -0,74$ ;  $p < 0,001$ ) como também a EPEG ( $r = -0,46$ ;  $p < 0,01$ ), mas leve. No entanto, mostrou relação positiva e moderada com a dor ( $r = 0,72$ ;  $p < 0,001$ ).

O índice de função (QIF) revelou correlação moderada e negativa com a dor ( $r = -0,65$ ;  $p < 0,001$ ) e positiva-leve com EPEG ( $r = 0,43$ ;  $p = 0,01$ ), e este não possui relação com a dor referida pelas as participantes.

**Tabela 1** - Correlação entre as características clinicométricas de jovens mulheres com SDPF

		QIF	NPRS	EPEG
<b>EISDF</b>	r de Pearson	-0,74	0,72	-0,46
	p-valor	<0,001	<0,001	<0,01
	N	30	30	30
<b>QIF</b>	r de Pearson	1	-0,65	0,43
	p-valor		<0,001	0,01
	N		30	30
<b>NPRS</b>	r de Pearson		1	-0,28
	p-valor			0,12
	N			30

As medidas clinicométricas de intensidade da disfunção (EISDF), o índice de função (QIF), dor (NPRS) e percepção da disfunção (EPEG) são correlacionados entre si. Embora estes instrumentos meçam características semelhantes, existem algumas diferenças na probabilidade o que cada ferramenta mede em pacientes com SDPF. Por conseguinte, os quatro instrumentos analisados por este estudo são capazes de identificar os participantes cuja condição pode melhorar ou piorar<sup>1</sup>. Os resultados deste estudo são importantes para os clínicos e pesquisadores, pois fornecem evidências sólidas de apoio à utilização destas medidas para avaliar pacientes brasileiros com SDPF na prática clínica e para a investigação clínica por pesquisadores brasileiros.

## CONCLUSÃO

Ficou evidenciado que as medidas clinicométricas de intensidade da disfunção (EISDF), o índice de função (QIF), dor (NPRS) e percepção da disfunção (EPEG) são correlacionados entre si, com exceção da dor e percepção da disfunção.

## REFERÊNCIAS

1. Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the brazilian population. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2013; 43(5):332-9.
2. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb tep-down. *J Sport Rehabil.* 2009; 18(1):104-17.
3. Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, Eng JJ, Macintyre DL. Reliability and validity of observation risk screening in evaluation dynamic knee valgus. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2009; 39(9):665-74.

4. Souza, Richard B, Powers, Christopher M. Predictors of hip internal rotation during running: An evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2009; 37(3):579-87.
5. Metsavaht L, Leporace G, Riberto M, Sposito MM, Del Castillo LN, Oliveira LP, et al. Translation and cross-cultural adaptation of the lower extremity functional scale into the lower extremity functional scale into a brazilian portuguese version and validation on patients with knee injuries. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2012; 42(11):932-9.

## CORRELATION BETWEEN CLINICOMÉTRICAS FEATURES IN YOUNG WOMEN WITH PAIN SYNDROME PATELLOFEMORAL

Lopes JM<sup>1</sup>, Silva IC<sup>2</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Teodoro VAA<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>, Sanchis JGB<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Post-Graduate Program in Public Health - UFRN

<sup>2</sup>College of Health Sciences, Trairi - FACISA / UFRN

<sup>3</sup>Federal University of Paraná - UFPR

<sup>4</sup>Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

Presenter's email: [Ilanecatjs@hotmail.com](mailto:Ilanecatjs@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The syndrome of patellofemoral pain is considered a clinical condition characterized by a retropatellar pain and / or peripatellar pain with activities of daily life involving the lower limbs, such as climbing and descending stairs, squatting, kneeling, or remain seated for long periods<sup>1</sup>. This syndrome has a multifactorial etiology, and among the factors that cause it are neuromuscular changes of the extensor muscles, abductor and external rotator of the hip<sup>2</sup>. The knee pain characteristic of this syndrome comes from the inappropriate route of the patella on the femoral condyles causing crackles and tear on the articular cartilage<sup>3</sup>.

This syndrome is considered a major cause of orthopedic dysfunctions present in clinical medicine knee. It sharply higher prevalence and incidence in women than in men. And your diagnosis is conditioned by the presence of a clinical picture of a pain in the anterior knee that usually lasts for more than 30 days<sup>4,5</sup>.

Among the instruments used to assess pain and functional impairment in individuals with PPS, you can use the numeric pain rating scale (NPRS), the intensity scale of patellofemoral pain (EISDF) syndrome, the questionnaire index function (QIF) and the scale of global perceived effect (EPEG)<sup>1</sup>.

Thus, the study aimed to investigate the correlation between clinimetric characteristics of pain and disability in ADLs that be involved lower limbs in young women with PFPS.

### METHODS

Drew up a cross-sectional study of university female students of the Federal University of Rio Grande do Norte regarding the presence of pain in the anterior knee that appeared to remain kneeling or sitting for prolonged periods, squatting, going up and down stairs and that these pains remain for more than 30 days. In this view, were classified as having PFPS those who submit three or more components of the aforementioned clinical picture. This study was approved by the Ethics Committee on Research on protocol 0703.0.133.000-11.

Participants responded to an interrogation containing the following instruments: EISDF, QIF, NPRS and EPEG in which these instruments have a scalar measure of the features that examine.

Data were analyzed using Pearson's correlation (r) and coefficient of determination (R<sup>2</sup>) test, and adopted a  $\alpha \leq 0.05$ . Where the normality test was used Shapiro-Wilk; with SPSS (20.0). And rank  $r < 0.30$  poor,  $0.31 < r < 0.70$  moderate,  $0.71 < r < 0.99$  and  $r = 1$  strong perfect.

### RESULTS AND DISCUSSION

Participated in the study 30 young college women with a mean age of 21.42 ( $\pm 2.08$ ) years, ranging from 18 to 28 years. We found that the intensity of the disorder is negatively related to the index function moderate ( $r = -0.74$ ,  $p < 0.001$ ) as well EPEG ( $r = -0.46$ ,  $p < 0.01$ ) but slight. However, showed moderate positive relationship with pain ( $r = 0.72$ ,  $p < 0.001$ ).

The index of function (QIF) showed moderate and negative correlation with pain ( $r = -0.65$ ,  $p < 0.001$ ) and positively with mild EPEG ( $r = 0.43$ ,  $p = 0.01$ ), and this does not own relationship with pain reported by the participants.

**Table 1** - correlation between clinimetric features of young women with PFPS

		QIF	NPRS	EPEG
<b>EISDF</b>	r de Pearson	-0.74	0.72	-0.46
	p-valor	<0.001	<0.001	<0.01
	N	30	30	30
<b>QIF</b>	r de Pearson	1	-0.65	0.43
	p-valor		<0.001	0.01
	N		30	30
<b>NPRS</b>	r de Pearson		1	-0.28
	p-valor			0.12
	N			30

The clinimetric measures intensity of dysfunction (EISDF), the index of function (QIF), pain (NPRS) and perception of dysfunction (EPEG) are correlated. Although these instruments measure similar characteristics, there are some differences in the probability that each tool measures in patients with PFPS. Therefore, the four instruments examined in this study are able to identify participants whose condition can improve or worsen.<sup>1</sup> The results of this study are important for clinicians and researchers because they provide solid evidence supporting the use of these measures to evaluate Brazilian patients with PFPS in clinical practice and for clinical research by Brazilian researchers.

## CONCLUSION

We show that the measures of intensity clinimetric dysfunction (EISDF), the index of function (QIF), pain (NPRS) and perception of dysfunction (EPEG) are correlated, with the exception of pain and dysfunction awareness.

## REFERENCES

1. Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2013; 43(5):332-9.
2. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil.* 2009; 18(1):104-17.
3. Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, Eng JJ, Macintyre DL. Reliability and validity of observation risk screening in evaluation dynamic knee valgus. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2009; 39(9):665-74.
4. Souza, Richard B, Powers, Christopher M. Predictors of hip internal rotation during running: An evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *American Journal of Sports and Medicine* 2009; v. 37, n. 3, p. 579-587.
5. Metsavaht L, Leporace G, Riberto M, Sposito MM, Del Castillo LN, Oliveira LP, et al. Translation and cross-cultural adaptation of the lower extremity functional scale into the lower extremity functional scale into a Brazilian Portuguese version and validation on patients with knee injuries. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2012; 42(11):932-9.

## A DOR E A FORÇA MUSCULAR NA OA DE QUADRIL: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Santos BH, Moraes MEG, Leite WS, Ferreira LL, Oliveira UF, Coutinho CC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: brunaherculano@hotmail.com

### INTRODUÇÃO

A osteoartrose (OA) é uma condição heterogênea, com variação na apresentação clínica e nas respostas ao tratamento, quer seja clínico ou fisioterapêutico<sup>1,2,3</sup>. Resultados de estudos mostram que pacientes com OA apresentam dor acentuada noturna e referida ou irradiada para regiões distais às articulações envolvidas<sup>4,5</sup>, fraqueza muscular<sup>6,7</sup>, dificuldades para subir escadas, amarrar os sapatos e permanecer sentado durante uma hora, além de claudicação, ou seja, a dor e a diminuição da funcionalidade<sup>1,4,5,6,7</sup> estão presentes na maioria dos pacientes. Assim, o objetivo deste estudo foi revisar quais os principais comprometimentos funcionais decorrentes da dor e quais os grupos musculares mais afetados em OA de quadril.

### MÉTODOS

A revisão sistemática foi realizada nas bases de dados eletrônicas Medline, Lilacs, Cochrane e PEDro, por meio dos seguintes descritores: “*osteoarthritis*”, “*osteoarthritis hip*”, “*strength of hip muscles*”, “*hip pain*”. Esses descritores foram cruzados e procurou-se artigos na íntegra, sem delimitação do tipo de estudo e amostra. Foram selecionados ao final um total de 12 artigos. Foram incluídos estudos definidos com alta qualidade de evidências de até B1, sendo 12 artigos como revisões sistemáticas, metanálises e ensaios clínicos controlados randomizados (ECR). A população de interesse incluiu pacientes com osteoartrose do joelho e/ou quadril em tratamento não cirúrgico para osteoartrose dolorosa.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Segundo Camanho *et al.*<sup>1</sup> e Bennel e Hinman<sup>7</sup> a dor está diretamente ligada ao aumento da pressão intraóssea causada pela congestão vascular do osso subcondral. Sendo assim, o aumento da pressão intrarticular somado ao crescimento dos osteófitos e sionite causará inflamação e fibrose capsular, que conseqüentemente gerará contraturas e fraqueza muscular e, uma vez instalada a fraqueza haverá instabilidade das articulações provocando tensões em tecidos inervados gerando mais dor.

De acordo com Matos *et al.*<sup>8</sup>, a Organização Mundial de Saúde estima que 10% da população mundial com idade acima de 60 anos sofrem de osteoartrose, sendo que 80% desta população têm restrição de movimentos e 25% apresentam limitações funcionais para desempenho das atividades cotidianas. Indivíduos sintomáticos têm dor mecânica, noturna e referida ou irradiada para regiões distais às articulações envolvidas, e rigidez matinal de curta duração ou no início dos movimentos (protocinética)<sup>4</sup>.

Sendo assim, é consenso entre os autores que a dor, juntamente com rigidez, instabilidade, inchaço e fraqueza muscular leva a incapacidade física e psicológica e redução da qualidade de vida<sup>1,4,5,7</sup>.

Foi observado que os pacientes com OAQ demonstraram através das amplitudes eletromiográficas bilaterais que enquanto subiam e desciam escada, houve aumento dos níveis de ativação músculo glúteo médio além de durante a marcha. Na marcha, o glúteo médio junto com o sóleo e o gastrocnêmio, impulsiona o centro de massa para frente e fornece o suporte vertical na fase final da marcha<sup>9,10</sup>, então o aumento da ativação provavelmente é uma resposta compensatória

à fraqueza muscular<sup>6</sup>. Um outro estudo demonstrou que em pessoas com OAQ o grau de atrofia seletiva de fibras do tipo II foi significativamente maior<sup>10</sup>, que foi interpretado como em consequência do desuso.

Segundo Silva *et al.*<sup>10</sup> a presença de líquido nas articulações é capaz de inibir a atividade muscular reflexa de determinadas articulações, induzindo a uma hipotrofia e fraqueza dos músculos, que podem a progredir com a perda de movimento devido ao encurtamento do músculo.

## CONCLUSÃO

A OA de quadril é um das principais patologias que promovem a diminuição de força e aumento da dor. Pode-se observar no decorrer do estudo, que a presença de tais fatores influencia diretamente na capacidade funcional do indivíduo, o qual envolve inabilidade física e psicológica, dificuldade na realização de suas atividades de vida diária, gerando assim, diminuição de força devido à atrofia muscular por desuso. Sabendo que a OAQ diminui o torque flexor e extensor do quadril pode-se inferir, segundo a literatura, que o músculo mais afetado na osteoartrose do quadril é o glúteo médio. Faz-se necessários mais estudos sobre a fraqueza dos músculos do quadril dentro desta doença, pois a literatura ainda continua escassa e pouco precisa. Nesse contexto, a fisioterapia visará a diminuição da dor, promoção de amplitudes normais e fortalecimento muscular por meio da realização de exercícios.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Camanho GL, Imamura M, Arendt-Nielsen L. Genesis of pain in arthrosis. Rev Bras Ortop. São Paulo: 2011; 46(1):14-7.
- 2 - French HP, Galvin R, Cusack T, McCarthy GM. Predictors of Short – Term outcome to exercise and manual Therapy for people with Hip Osteoarthritis. Phys Ther. 2014; 24(1):31-9.
- 3 - Dawson J, Juszczak E, Thorogood M, Marks S-A, Dood C, Fitzpatrick R. An investigation of risk factors for symptomatic osteoarthritis of the Knee in women using a life course approach. J Epidemiol Com Health. 2003; 57:823-30.
- 4 - Felice JC, Costa LFC, Duarte DG, Chahade WH. Elementos básicos no diagnóstico de osteoartrose. Temas de Reumatol Clin. 2002; 3(3):68-81.
- 5 - Busija L, Bridgett L, Williams SEM, Osborne RH, Buchbinder R, March L, et al. Osteoarthritis. Best Practice Res Clin Rheumatol. 2010; 24:757–68.
- 6 - Dwyer MK, Stafford K, Mattacola CG, Uhl TL, Giordani M. Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. Clin Biomech. 2013; 28(7):757-61.
- 7 - Bennell KL, Hinman RS. A review of the clinical evidence for exercise in osteoarthritis of the hip and knee. J Sci Med Sport. 2011; 14:4–9.
- 8- Matos DR, Araujo TCCF. Qualidade de vida e envelhecimento: questões específicas sobre Osteoartrose. Psicologia em Estudo. 2009; 14(3):511-8.
- 9 - Thompson JA, Chaudhari AMW, Schmitt LC, Best TM, Siston RA. Gluteus maximus and soleus compensate for simulated quadriceps atrophy and activation failure during walking. J Biomech. 2013; 46(13):2165–72.
- 10 - Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. Gait Post. 2004; 19:194–205.
- 11 - Silva ALP, Imoto DM, Croci AT. Estudo comparativo entre a aplicação de crioterapia, cinesioterapia e ondas curtas no tratamento da osteoartrite de joelho. Acta Ortop Bras. 2007; 15(4):204-9.
- 12 - Sirca A, Susec-Michieli M. Selective type II fiber muscular atrophy in patients with osteoarthritis of the hip. J Neurol Sci. 1980; 44(2-3):149-59.

## **PAIN AND MUSCLE STRENGTH IN HIP OA: A SYSTEMATIC REVIEW**

Santos BH, Moraes MEG, Leite WS, Ferreira LL, Oliveira UF, Coutinho CC

Department of Physiotherapy of the Federal University of Paraíba – UFPB

### **INTRODUCTION**

Osteoarthritis (OA) is a heterogeneous condition, with variation on clinical presentation and on responses to the treatment, either clinical or physiotherapeutic care<sup>1,2,3</sup>. Study results show that patients with OA present intense night pain and reported by patients or radiating to distal site from joints involved<sup>4,5</sup>, loss of muscle strength<sup>6,7</sup>, difficulty to walk upstairs, to tie their own shoes and to remain seated for an hour, in addition of claudication, that is to say, pain and decreasing functionality present in most of the patients<sup>1,4,5,6,7</sup>. Thus, the purpose of this study was to review what main functional deficiencies are resulting from pain and what muscular groups are most affected in OA of hips.

### **METODOLOGY**

A systematic review was performed in the electronic databases Medline, Lilacs, Cochrane and PEDro using the following descriptors: "osteoarthritis", "hip osteoarthritis", "strength of hip muscles", "hip pain". These descriptors were crossed and we sought to articles in full, without delimitation of study type and sample. To assess the methodological quality of these articles we used the PEDro scale. A total of 12 articles were selected in the end.

### **RESULTS NA DISCUSSION**

According to Camanho *et al.*<sup>1</sup> and Bennel e Hinman<sup>7</sup> the pain is directly linked to the increased of the intraosseous pressure caused by vascular congestion of subchondral bone. Thus, the pressure increase inside the join added to the growth of osteophytes and sionite cause capsular fibrosis and inflammation, which consequently generates contractures and muscle weakness, and once installed will weakness of the joints causing instability stress in innervated tissues generate more pain.

According to Matos *et al.*<sup>8</sup>, the World Health Organization estimates that 10% of the population over age 60 suffer from osteoarthritis, with 80% of this population have restraint and 25% had functional limitations to performance of daily activities

Symptomatic individuals present mechanical pain, at night and reported or radiating to distal sites from the involved regions, and morning rigidity of short term or at the beginning of motion (protokinetic)<sup>4</sup>.

The authors agree that the pain along with stiffness, instability, swelling, and muscle weakness leads to physical and psychological disability and reduced quality of life<sup>1,4,5,6,7</sup>.

It has been observed that patients with HOA demonstrated, through bilateral EMG amplitudes, that during the ascent of the stairs, down stairs, there were increased levels of activation in gluteus medium, besides during walking, which together with the soleus and gastrocnemius it will boost the center mass forward and provide vertical support during late marcha<sup>9,10</sup> then the increase activation is probably a compensatory response to muscular weakness<sup>6</sup>. Another study showed that in persons with the HO degree of selective atrophy of type II fibers was significantly higher<sup>10</sup>, which has been interpreted as a consequence of disuse.

According to Silva *et al.*<sup>10</sup> the presence of fluid in the joints is capable of inhibiting the reflex muscle activity of certain joints, inducing an atrophy and weakness of muscles which can progress to the loss of motion due to muscle shortening

## CONCLUSION

Hip OA is one of the main conditions that promote the reduction of strength and increased pain. One can be noticed during the study that the presence of these factors directly influences the functional capacity of the individual, which involves physical and psychological disability, difficulty in performing activities of daily living, thus generating, reduction in strength due to atrophy muscle disuse. Knowing that the HOA decreases flexor and hip extensor torque can infer, according to the literature, the most affected muscle in osteoarthritis of the hip is the gluteus medius. It is necessary to further studies on the weakness of the hip muscles in this disease, because the literature is still scarce and imprecise. In such context, the physiotherapist will aim at decreasing pain, promoting normal amplitudes and muscle strengthening through the exercises.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Camanho GL, Imamura M, Arendt-Nielsen L. Genesis of pain in arthrosis. *Rev Bras Ortop*. São Paulo: 2011; 46(1):14-7.
- 2 - French HP, Galvin R, Cusack T, McCarthy GM. Predictors of Short – Term outcome to exercise and manual Therapy for people with Hip Osteoarthritis. *Phys Ther*. 2014; 24(1):31-9.
- 3 - Dawson J, Juszczak E, Thorogood M, Marks S-A, Dood C, Fitzpatrick R. An investigation of risk factors for symptomatic osteoarthritis of the knee in women using a life course approach. *J Epidemiol Com Health*. 2003; 57:823-30.
- 4 - Felice JC, Costa LFC, Duarte DG, Chahade WH. Elementos básicos no diagnóstico de osteoartrose. *Temas de Reumatol Clin*. 2002; 3(3):68-81.
- 5 - Busija L, Bridgett L, Williams SEM, Osborne RH, Buchbinder R, March L, et al. Osteoarthritis. *Best Practice Res Clin Rheumatol*. 2010; 24:757–68.
- 6 - Dwyer MK, Stafford K, Mattacola CG, Uhl TL, Giordani M. Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. *Clin Biomech*. 2013; 28(7):757-61.
- 7 - Bennell KL, Hinman RS. A review of the clinical evidence for exercise in osteoarthritis of the hip and knee. *J Sci Med Sport*. 2011; 14:4–9.
- 8- Matos DR, Araujo TCCF. Qualidade de vida e envelhecimento: questões específicas sobre Osteoartrose. *Psicologia em Estudo*. 2009; 14(3):511-8.
- 9 - Thompson JA, Chaudhari AMW, Schmitt LC, Best TM, Siston RA. Gluteus maximus and soleus compensate for simulated quadriceps atrophy and activation failure during walking. *J Biomech*. 2013; 46(13):2165–72.
- 10 - Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Post*. 2004; 19:194–205.
- 11 - Silva ALP, Imoto DM, Croci AT. Estudo comparativo entre a aplicação de crioterapia, cinesioterapia e ondas curtas no tratamento da osteoartrite de joelho. *Acta Ortop Bras*. 2007; 15(4):204-9.
- 12 - Sirca A, Susec-Michieli M. Selective type II fiber muscular atrophy in patients with osteoarthritis of the hip. *J Neurol Sci*. 1980; 44(2-3):149-59.

## INCIDÊNCIA DO FORTALECIMENTO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES EM PACIENTES HEMIPLÉGICOS

Ferreira LL<sup>1</sup>, Freitas RB<sup>1</sup>, Santos BH<sup>1</sup>, Silva JN<sup>1</sup>, Silva CC<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Graduanda de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: luana.lima84@gmail.com

### INTRODUÇÃO

A Organização Mundial de Saúde (OMS) define o Acidente Vascular Encefálico (AVE) como o desenvolvimento rápido de sinais clínicos de distúrbios focais (ou globais) da função cerebral, com sintomas que duram mais de 24 horas ou conduzem à morte, sem outra causa aparente que não a de origem vascular<sup>1</sup>. As lesões corticoespinhais decorrentes do AVE geram danos sensório-motores de acordo com a localização e extensão da lesão vascular e determinam o prognóstico do paciente<sup>2-5</sup>. Na literatura atual, a fraqueza muscular é uma séria limitação à função e à reabilitação, podendo atrasar o ganho funcional dos pacientes hemiparéticos crônicos durante a terapia<sup>6</sup>. As características da força muscular após o AVE incluem redução na geração de torque isométrico e isocinético, lentidão para gerar o torque, reduzindo assim o desempenho em diversas tarefas funcionais, como: transferências, levantar a partir de sentado, velocidade de marcha e ao subir escadas, sugerindo que o treinamento de força pode levar a melhora no desempenho funcional<sup>7,8</sup>. O objetivo deste trabalho foi investigar a incidência do treinamento de força muscular de membros inferiores em indivíduos hemiplégicos crônicos devido à AVE.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo acadêmico qualitativo e descritivo, utilizando prontuários de pacientes com diagnóstico de AVE que frequentaram a Clínica Escola de Fisioterapia e do Ambulatório de Fisioterapia HULW da Universidade Federal da Paraíba no ano de 2013. Tomou-se como critérios de inclusão, a descrição da técnica que estabelecesse o objetivo de fortalecimento de qualquer músculo dos membros inferiores. Sendo assim, foram encontradas técnicas que se repetiam em 10 pacientes, e a partir desse ponto traçou-se o perfil dos pacientes, com posterior avaliação da importância de cada conduta realizada e correlação com a literatura. Foi utilizado o Programa Excel 2010 para realizar a estatística descritiva, através de médias e desvio padrão.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra foi composta por 10 pacientes (7 mulheres e 3 homens) com média de idade de 27,3±20,51 anos, e tempo de lesão de 3,9±1,52 anos. Observou-se que dentro dos protocolos de tratamento estabelecidos para os pacientes com sequelas de AVE, cinco destes (50%) realizavam o exercício de tríplice flexão nas articulações de quadril, joelho e tornozelo com resistência manual ou com a utilização de caneleira e seis pacientes, a transferência de peso seja na cama elástica ou em solo representando 60% da amostra. Dois pacientes fizeram o treino de sentar e levantar, agachamento, fortalecimento de flexo-extensores de joelho, fortalecimento de tríceps sural, fortalecimento da musculatura extensora de quadril e/ou diagonais de membros inferiores da técnica de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) correspondendo a 20% da amostra para cada técnica supracitada. Dos dez pacientes, cinco utilizavam no tratamento a bicicleta ergométrica (50%), quatro realizavam o exercício de ponte (40%) e três, o fortalecimento de flexores do quadril (30%). Verificou-se ainda que apenas um indivíduo, (10%), executou alguma das seguintes condutas: fortalecimento de isquiotibiais, avanço, fortalecimento de abdutores ou adutores de quadril, eletroestimulação funcional para musculatura dorsiflexora de tornozelo, *bad ragaz* ou ainda reforço muscular de dorsiflexores de tornozelo.

No estudo de Oullette *et al.*<sup>9</sup>, o grupo experimental recebeu um programa de treinamento resistido com carga de intensidade de 70% de 1 RM. Os indivíduos realizaram *leg press* bilateral, extensão de joelho unilateral nos dois membros, dorsiflexão e plantiflexão unilateral, 3 vezes na semana, durante 12 semanas. Já no estudo de Kim *et al.* foram 3 sessões de 45 minutos em 6 semanas. A intervenção consistiu em 10 minutos divididos para aquecimento e alongamentos do membro parético, e 30 minutos de fortalecimento com máximo esforço concêntrico no dinamômetro isocinético, com 3 séries de 10 repetições de flexo-extensão de quadril, joelho e tornozelo<sup>10</sup>.

Sharp e Brouwer<sup>7</sup>, realizaram um estudo de pré e pós-teste com 15 indivíduos, que realizaram treinamento isocinético de força durante 40 minutos, 3 vezes na semana, por 6 semanas. Foram encontradas diferenças significativas, no pico de torque de extensores e flexores de joelho, velocidade de marcha e nível de atividade física no pós-teste. Fica demonstrado que a espasticidade não aumenta com exercícios de fortalecimento. Contudo, a falta de um grupo controle limitou a interpretação dos resultados, uma vez que pacientes após AVE, mesmo crônicos, podem melhorar sua condição com a prática de tarefas específicas.

O estudo de Teixeira Salmela *et al.*<sup>6</sup> combinou treinamento de força com exercício aeróbico durante 10 semanas, cada sessão com duração de 60 a 90 minutos, 3 vezes na semana em pacientes com hemiparesia crônica. Os resultados mostraram aumento de força muscular, qualidade de vida, velocidade de marcha e desempenho ao subir de escadas. Ainda que o estudo não tenha estabelecido o efeito isolado do treinamento de força, conseguiu mostrar o benefício de intervenções com ênfase no condicionamento cardiopulmonar e fortalecimento muscular<sup>6</sup>.

## CONCLUSÃO

Os indivíduos com sequelas de AVE apresentam fraqueza muscular, o que acarreta incapacidades e alterações na marcha, assim como modificações nas suas atividades de vida diária. Fica demonstrado no estudo que as condutas de fortalecimento de MMII podem contribuir satisfatoriamente para a reabilitação da de pacientes crônicos pós-AVE, possibilitando-os mais funcionalidade e melhorando a qualidade de vida, como testificados em outros estudos.

## REFERÊNCIAS

1. Organização Mundial de Saúde – OMS. Classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde - CIF: classificação detalhada com definições; 2003.
2. Rodrigues JE, Sá MS, Alouche SR. Perfil dos pacientes acometidos por AVE tratados na clínica escola de fisioterapia da UMESP. *Rev Neurociências*. 2004; 12:117-22.
3. Nunes S, Pereira C, Silva MG. Evolução funcional de utentes após AVC nos primeiros seis meses após a lesão. *EssFisiOnline*. 2005; 1(3):3-20
4. Pereira S, Coelho FB, Barros H. Acidente vascular cerebral: hospitalização, mortalidade e prognóstico. *Acta Med Port* 2004;17:187-192.
5. Corrêa FI, Soares F, Andrade DV, Gondo RM, Peres JA, Fernandes AO, Corrêa JCF. Atividade muscular durante a marcha após acidente vascular encefálico. *Arq Neuropsiquiatr*. 2005; 63(3b): 847-51.
6. Teixeira-Salmela LF, Augusto ACC, Lima RCM, Silva PC, Goulart F. Musculação e condicionamento aeróbico em hemiplégicos: impacto no desempenho motor. *Rev Bras Fisioter*. 2003; 7(3):209-15.
7. Sharp SA, Brouwer BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997; 78(11):1231-6.
8. Morris SL, Dodd KJ, Morris ME. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. *Clin Rehabil*. 2004; 18(1):27-39.

9. Ouellette MM, Le Brasseur NK, Bean JF, Phillips E, Stein J, Frontera WR, et al. High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. *Stroke*. 2004; 35(6):1404-9.
10. Kim CM, Eng JJ, Macintyre DL, Dawson AS. Effects of isokinetics strength training on walking in persons with stroke: a double-blind controlled pilot study. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2001; 10(6):265-73.

## INCIDENCE OF STRENGTHENING MUSCLE OF LOWER LIMBS IN HEMIPLEGIC PATIENTS

Ferreira LL<sup>1</sup>, Freitas RB<sup>1</sup>, Santos BH<sup>1</sup>, Silva JN<sup>1</sup>, Silva CC<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Physiotherapy's graduation student of the Federal University of Paraiba – UFPB

<sup>2</sup>Department of Physiotherapy of the Federal University of Paraiba – UFPB

Presenter contact: luana.lima84@gmail.com

### INTRODUCTION

The World Health Organization (WHO) defines Cerebrovascular accident (CVA) as the rapid development of clinical signs of focal (or global) disturbance of cerebral function, with symptoms lasting for more than 24 hours or leading to death, with no apparent cause than the source vascular<sup>1</sup>. The injuries in the corticospinal system arising from the stroke cause a sensorimotor damage according to the location and extent of vascular injuries and it determines the functional prognosis of the patient<sup>2-5</sup>. The current literature shows that muscle weakness, is a serious limitation to the function and rehabilitation, often delaying the functional gain of chronic hemiparetic patients throughout therapy<sup>6</sup>. The features of muscle strength caused by stroke include reduction in the generation of isometric and isokinetic torque, slowness to generate torque, as well as decreasing in the performance in several functional tasks, such as: transfers, raise from sitting, walking speed and stair climbing performance, suggesting that strength training could lead to an improvement in functional performance<sup>7,8</sup>. The aim of this study was to investigate the incidence of muscular strength training of the lower limbs in chronic hemiplegic people due to stroke.

### METHODOLOGY

This is a qualitative and descriptive academic study, where were used caught medical records of patients diagnosed with stroke who attended in the School's Clinics of Physiotherapy and Physiotherapy Clinic of the HULW belonging to the Federal University of Paraiba in 2013. We take as inclusion criteria, the technical description which established order to strengthening any muscle of the lower limbs. As such techniques that recurred in 10 patients were found, and from that point traced the profile of the patients, with subsequent assessment of the importance of each conduct performed and the correlation with literature. The Excel program 2010 was used to perform descriptive statistics, means and standard deviation.

### RESULTS AND DISCUSSION

The sample consisted by 10 patients (7 women and 3 men) with a mean age of  $27.3 \pm 20.51$  years, and injury time since,  $3.9 \pm 1.52$  years. We saw that, within the established treatment protocols for the patients with stroke sequelae, five of these (50%) performed the triple flexion exercise in the hip, knee and ankle joints with manual resistance or with anklets and six patients performed the weight transfer that was made on the trampoline or in the ground, representing 60% of the sample. Two patients did the workout of raising and sitting, crouching, strengthening of the flexor-extensors knee muscles, strengthening of the triceps surae, strengthening of the extensor muscles of the hip and/or diagonal lower limb of the Neuromuscular Facilitation Proprioceptiva technic (FNP), corresponding to 20 % for each sample aforementioned technique. Of the ten patients, five performed the treatment with cycle ergometer (50%), four underwent the exercise of bridge (40%) and three strengthened the hip flexors (30%). It was also found that just one person, (10%), performed some of the following behaviors: strengthening of the hamstrings, advancement, strengthening of the abductors or adductors, functional electrical stimulation for ankle dorsiflexor muscles, *bad ragaz* or muscle strengthening of ankle dorsiflexors.

In the study of Oullette et al<sup>9</sup>, the experimental group received a program of resistance training load intensity of 70% of 1 Maximal Repetition (MR). Subjects performed bilateral leg press, unilateral knee extension in the two members, unilateral dorsiflexion and plantar flexion, three times a week for 12 weeks. The study by Kim et al. had a shorter duration: were 6 weeks with 3 sessions of 45 minutes. The intervention consisted of 10 min divided for heating and cold of the paretic member and about 30 minutes of strengthening exercises with maximal effort concentric in the isokinetic dynamometer Kin-Con, with 3 sets of 10 repetitions of flexion and extension of the hip, knee and ankle<sup>10</sup>.

Sharp and Brouwer performance a study of pre-and post-test with 15 subjects, who were underwent isokinetic strength training for 40 minutes, 3 times a week, for 6 weeks. There were found in the peak of torque of knee extensors and flexors, gait speed and level of physical activity at post-test. This study was important because it showed that spasticity does not increase with strengthening exercises. However, the lack of a control group limits the interpretation of results, once patients after a stroke, even chronic, can improve their condition with practice of specific tasks<sup>7</sup>.

The study by Teixeira Salmela et al combined strength training with aerobic exercise for 10 weeks, each session lasting 60 to 90 minutes, 3 times a week in patients with chronic hemiparesis. Results showed the increase in muscle strength, quality of life, gait speed and performance in stair climbing. Even the study did not show the isolated effect of strength training, they could show the benefit of a combination of interventions with an emphasis on cardiopulmonary fitness and muscular strengthening in this population<sup>6</sup>.

## **CONCLUSION**

Subjects with sequelae of stroke have muscle weakness, resulting of the impairments and gait disturbance, as well as changes in their daily activities. This study show that the conduct of lower limbs strengthening can contribute satisfactorily to the rehabilitation of chronic post-stroke patients, allowing them more functionality and improving quality of life, because its effects were testified in some studies.

## **REFERENCES**

1. Organização Mundial de Saúde – OMS. Classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde - CIF: classificação detalhada com definições; 2003.
2. Rodrigues JE, Sá MS, Alouche SR. Perfil dos pacientes acometidos por AVE tratados na clínica escola de fisioterapia da UMESP. *Rev Neurociências*. 2004; 12:117-22.
3. Nunes S, Pereira C, Silva MG. Evolução funcional de utentes após AVC nos primeiros seis meses após a lesão. *EssFisiOnline*. 2005; 1(3):3-20
4. Pereira S, Coelho FB, Barros H. Acidente vascular cerebral: hospitalização, mortalidade e prognóstico. *Acta Med Port* 2004;17:187-192.
5. Corrêa FI, Soares F, Andrade DV, Gondo RM, Peres JA, Fernandes AO, Corrêa JCF. Atividade muscular durante a marcha após acidente vascular encefálico. *Arq Neuropsiquiatr*. 2005; 63(3b): 847-51.
6. Teixeira-Salmela LF, Augusto ACC, Lima RCM, Silva PC, Goulart F. Musculação e condicionamento aeróbio em hemiplégicos: impacto no desempenho motor. *Rev Bras Fisioter*. 2003; 7(3):209-15.
7. Sharp SA, Brouwer BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997; 78(11):1231-6.
8. Morris SL, Dodd KJ, Morris ME. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. *Clin Rehabil*. 2004; 18(1):27-39.
9. Ouellette MM, Le Brasseur NK, Bean JF, Phillips E, Stein J, Frontera WR, et al. High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. *Stroke*. 2004; 35(6):1404-9.
10. Kim CM, Eng JJ, Macintyre DL, Dawson AS. Effects of isokinetics strength training on walking in persons with stroke: a double-blind controlled pilot study. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2001; 10(6):265-73.

# ANÁLISE DO EFEITO MODULADOR DA INTERVENÇÃO NEUROFUNCIONAL EM GRUPO SOBRE O RISCO DE QUEDAS E SUA RELAÇÃO COM O EQUILÍBRIO EM HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS

Pimentel MM, Silva Júnior JR, Almeida FEO, Franco CIF

Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba

E-mail do apresentador: pimentellmarcela@gmail.com

## INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) manifesta-se como a primeira causa mundial de incapacidades. Diz respeito a uma interrupção súbita do fluxo cerebral vascular, seja pelo tipo isquêmico ou hemorrágico<sup>1</sup>. Dentre as principais alterações geradas pelo AVC enquadra-se a hemiparesia, que afeta o controle motor voluntário do hemicorpo acometido. É sabido, portanto, que lesões no Sistema Nervoso acarretam déficits no equilíbrio, representando, assim, uma preocupação de saúde pública, devido associação com quedas. Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos da Intervenção Neurofuncional em grupo - direcionada à estimulação sensorial, mobilidade e equilíbrio em indivíduos acometidos por AVC, em fase crônica, sob a perspectiva do risco de quedas e sua relação com o equilíbrio.

## MÉTODOS

Trata-se de uma pesquisa longitudinal, descritiva, com abordagem quantitativa. A amostra foi composta por 12 indivíduos com diagnóstico clínico de AVC em fase crônica ( $\geq 6$  meses), atendidos no “Grupo de Assistência Interdisciplinar ao Paciente Hemiparético (GAIPH)” na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba. A pesquisa foi realizada após autorização do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual da Paraíba, sob o protocolo de registro nº 0126.0.133.000-10.

O estudo consistiu em 4 etapas: 1ª) capacitação do avaliador para aplicação das escalas, por meio de leituras, pilotos e discussões com o orientador; 2ª) avaliação inicial por meio do questionário estruturado para caracterização do perfil sociodemográfico e clínico, grau de incapacidade funcional (Escala de *Rankin*) e o risco de quedas e o equilíbrio (Escala de *Tinetti*), considerando como critérios de seleção das escalas: confiabilidade, aplicabilidade e validação testadas; 3ª) submissão dos avaliados à duas seções fisioterapêuticas semanais, realizadas em grupo, com duração de aproximadamente 50 minutos cada, que consistiram de: atividades de cinesioterapia, incluindo alongamentos globais, dissociação de cinturas escapular e pélvica, exercícios ativos livres para movimentos articulares de flexo-extensão e rotação em membros superiores e inferiores, atividades de transferência de peso estática e dinâmica na bola suíça e na posição bípede, treinos funcionais e proprioceptivos da marcha e de adaptações para as atividades da vida diária.; e 4ª) reavaliação com as escalas mencionadas.

Os dados foram obtidos por meio do pacote estatístico SPSS (18.0). Para testar a normalidade de distribuição dos dados foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*. Os dados demográficos e clínicos foram apresentados em estatística descritiva por meio de média e desvio padrão. Para comparar todos os valores das escalas de *Rankin* e *Tinetti*, pré e pós-intervenção fisioterapêutica, utilizou-se o teste de *Wilcoxon*, considerando-se um intervalo de confiança de 95% e significância estatística de  $p < 0,05$  para todos os testes

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente estudo, no que condiz com a caracterização sociodemográfica, evidenciou-se uma predominância do gênero feminino (58,3%), faixa etária entre 43 e 69 anos, 58,3% possuem vínculo empregatício e não possuem cônjuge.

Em relação ao tempo de acometimento do AVC, verificou-se que os hemiparéticos apresentaram uma média de 7,0  $\pm$  3,0 anos. O tipo de AVC predominante entre os indivíduos da amostra foi do tipo isquêmico, atingindo 83,3% destes. Quanto ao predomínio da hemiparesia, verificou-se uma semelhança entre braquial (41,7%) e crural (41,7%).

Quando avaliados a funcionalidade e independência na Escala de *Rankin* modificada, não se observou diferença estatística ( $p=0,180$ ) com valores de 2,9  $\pm$  0,9 antes e 2,5  $\pm$  0,6 após as intervenções fisioterapêuticas. Segundo Geiger *et al.*<sup>2</sup>, a incapacidade funcional provém de uma série de déficits motores, que incluem perda de capacidade de adaptação postural, do controle de tronco e membros, do equilíbrio estático e dinâmico e da coordenação motora.

Avaliando o risco de quedas com equilíbrio, observou-se aumento significativo ( $p<0,01$ ) na pontuação da Escala de *Tinetti* com valores 17,1  $\pm$  6,1 pontos quando comparado a 20,2  $\pm$  5,4 pontos após a intervenção fisioterapêutica, o que indica melhora nas condições de equilíbrio e marcha dos pacientes, passando de um estado de comprometimento considerado alto para moderado. De acordo com *Tinetti et al.*<sup>3</sup>, escores menores que 19 pontos eram preditivos de quedas recorrentes, entre 19 e 23 pontos, comprometimento moderado. Da mesma forma, Oliveira<sup>4</sup> afirmou que os principais fatores de risco de quedas em pacientes após AVC são as deficiências do equilíbrio, dificuldades para se virar e levantar, falha na liberação do pé parético na fase do balanço da marcha.

## CONCLUSÃO

Com base na análise dos dados, pode-se concluir que o programa de intervenção fisioterapêutica em grupo foi capaz de modular o equilíbrio nos hemiparéticos crônicos na amostra estudada, reduzindo, assim, o risco de quedas nesses. Porém, sugere-se estudos que englobem um maior número de indivíduos, bem como se utilize de um grupo controle para que se avalie com maior acurácia a efetividade do tratamento aplicado.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Bobath B. Hemiplegia em adultos. 3 ed. São Paulo: Manole; 2011. p. 209.
- 2 - Geiger AR, Allen JB, O'Keefe J, Hicks RR. Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/force plate training. *Phys Ther.* 2001; 81(4):995-1005.
- 3 - Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986; 34:114-26.
- 4 - Oliveira CB. Avaliação do equilíbrio em pacientes hemiparéticos após Acidente Vascular Encefálico [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2008.

## **ANALYSIS OF THE MODULATOR EFFECT OF GROUP NEUROFUNCTIONAL INTERVENTION ON FALLS RISK AND ITS RELATION WITH THE BALANCE IN CHRONIC HEMIPARETIC**

Pimentel MM, Silva Júnior JR, Almeida FEO, Franco CIF

Physical Therapy Department – Paraíba State University

Presenter E-mail: pimentellmarcela@gmail.com

### **INTRODUCTION**

The Stroke manifests itself as the world's leading cause of disability. It involves a sudden interruption of cerebral vascular flow, either by ischemic or hemorrhagic type<sup>1</sup>. Among the major changes generated by the stroke fits hemiparesis, affecting voluntary motor control of the affected side of the body. It is known, however, that the nervous system injuries cause deficits in balance, thus representing a major public health concern because of its association with falls. Given these aspects, the objective of this study is to assess the falls risk and its connection with the balance of individuals affected by stroke underwent physiotherapeutic intervention in group in the Teaching Clinic of Physical Therapy, Paraíba State University.

### **METHODS**

This is a longitudinal, descriptive study with a quantitative approach. The sample consisted of 12 individuals with a clinical diagnosis of stroke in chronic phase ( $\geq 6$  months) attending the "Group of Interdisciplinary Patient Care in Hemiparesis ( GAIPH )" in the Teaching Clinic of Physical Therapy, Paraíba State University. The survey was conducted after the release of Paraíba State University Research Ethics Committee (CEP) under the protocol registration No. 0126.0.133.000-10. The study consisted of four stages: The first one corresponded to the evaluator training for the application of scales, through readings, discussions and pilots with the supervisor. The second one consisted of an initial assessment through structured to characterize the sociodemographic and clinical profile questionnaire. Then the degree of functional disability through the Rankin scale and the falls risk and balance were evaluated through the Tinetti scale. The criteria for selection of the scales to be used were reliability, applicability and validation tested. The third stage set up in the submission of assessed twice weekly physical therapy sections conducted in groups, from May to September 2013, lasting approximately 50 minutes each. These interventions consisted of kinesiotherapy activities, including global stretching, dissociation of scapular and pelvic girdles, free active exercises for joint movements of flexion-extension and rotation of upper and lower limbs, the weight transfer of static and dynamic activities in the Swiss ball and standing position, functional and proprioceptive training and gait adaptations for activities of daily living. The fourth and final stage corresponded to reevaluation with the mentioned scales. To test the normality of distribution of the statistical tests was used the Shapiro Wilk test. Demographic and clinical data were presented in descriptive statistics as means and standard deviations. To compare all the values of Rankin and Tinetti scales, pre and post-intervention physical therapy, we used the Wilcoxon test. Data were obtained using the statistical package SPSS (18.0). For all tests was considered a confidence interval of 95% and a statistical significance of  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

In the present study, the sociodemographic characterization showed a predominance of females (58.3%), aged between 43 and 69 years old, 58.3% of these had employment and didn't have spouse.

Regarding the time of onset of stroke, it was found that hemiparetic showed a mean of  $7,0 \pm 3,0$  years. The predominant type of stroke in the sample was the ischemic type, reaching 83.3% of these. As the prevalence of hemiparesis, a similarity between the disability of arm (41.7%) and leg (41.7%) was found.

When it measured the functionality and independence in the modified Rankin Scale, there was no statistical difference ( $p = 0.180$ ) with values of  $2.9 \pm 0.9$  before and  $2.5 \pm 0.6$  after physiotherapeutic interventions. According to Geiger et al.<sup>2</sup>, functional disability stems from a series of motor deficits, including postural adjustment ability loss, the trunk and limbs control, the static and dynamic balance and motor coordination.

Evaluating the falls risk and balance, there was a significant increase ( $p < 0.01$ ) in the scores of the Tinetti scale with values  $17.1 \pm 6.1$  points compared to  $20.2 \pm 5.4$  points after physical therapy, indicating improvement in the conditions of balance and gait in patients, from a considered high to moderate impairment state. According to Tinetti et al.<sup>3</sup>, scores lower than 19 points were predictive of recurrent falls and between 19 and 23 points indicated moderate impairment. Likewise, Oliveira<sup>4</sup> asserted that the main risk factors for falls in patients after stroke are balance failures, turning and lifting difficulties and the paretic foot malfunction in the swing phase of gait.

## CONCLUSION

Based on data analysis, we can conclude that the program of physiotherapy intervention group was able to modulate the balance in chronic hemiparesis in the studied sample, thus reducing the risk of falls in those. However, it is suggested studies covering a larger number of individuals, as well as the use of a control group to which more accurately assess the effectiveness of the treatment applied.

## REFERENCES

- Bobath B. Hemiplegia em adultos. 3 ed. São Paulo: Manole; 2011. p. 209.
- Geiger AR, Allen JB, O'Keefe J, Hicks RR. Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/force plate training. *Phys Ther.* 2001; 81(4):995-1005.
- Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 1986; 34:114-26.
- Oliveira CB. Avaliação do equilíbrio em pacientes hemiparéticos após Acidente Vascular Encefálico [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2008.

# AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS SUPERIORES DE HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS

Pimentel MM, Silva KN, Almeida FEO, Franco CIF

Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba

E-mail do apresentador: [pimentellmarcela@gmail.com](mailto:pimentellmarcela@gmail.com)

## INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE), de acordo com a Organização Mundial da Saúde, é definido como um sinal clínico de rápido desenvolvimento de distúrbio focal da função cerebral, de origem vascular e com mais de 24 horas de duração<sup>1</sup>. Cerca de 90% dos indivíduos que sobrevivem, após o AVE, apresentam alguma comorbidade, dentre elas a hemiparesia do lado contralateral à lesão, que resulta comumente em controle ineficaz dos movimentos do braço e redução da destreza manual e digital. Em contrapartida, o lado homolateral à lesão, apesar de ser considerado normal, pode apresentar déficit funcional, principalmente nas atividades de maior complexidade. Sendo assim, o objetivo do presente estudo consiste em analisar e comparar a funcionalidade dos membros superiores, homolateral e contralateral à lesão cerebral, em indivíduos hemiparéticos acometidos por AVE crônico.

## MÉTODOS

A pesquisa é caracterizada como um estudo transversal, analítico e descritivo, com abordagem quantitativa. A amostra foi composta por 14 indivíduos com diagnóstico clínico de AVE em fase crônica, atendidos pelo Grupo de Assistência Interdisciplinar ao Paciente Hemiparético (GAIPH) da Universidade Estadual da Paraíba na Clínica-Escola de Fisioterapia. A pesquisa foi aprovada sob o parecer emitido pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual da Paraíba, de acordo com o protocolo 16905313.1.0000.5187. No primeiro momento, foi utilizado o questionário estruturado para caracterização do perfil sociodemográfico e clínico. Em seguida, foi aplicado o Inventário de Dominância Lateral de *Edimburg*, que determina a dominância manual do indivíduo. Posteriormente, foram avaliados o grau de incapacidade funcional, através da Escala de *Rankin*, e o grau de espasticidade, através da Escala Modificada de *Ashworth*. Para avaliação da destreza manual grossa, por sua vez, foi utilizado o teste Caixa de Blocos, através do qual o indivíduo deveria mover, um por um, o maior número de blocos de um lado do compartimento para o outro do mesmo tamanho, dentro de 60 s. Já para a destreza manual fina, foi utilizado o *Pardue Pegboard Test*, no qual os indivíduos manipularam os pinos, encaixando-os em sequência na prancha por 30 s, sendo registrado o número de pinos encaixados em três tentativas consecutivas. A pontuação registrada foi a média aritmética das três tentativas. Os dados obtidos foram analisados através do programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) e expressos em média, desvio padrão e porcentagem. Além disso, utilizou-se a estatística não-paramétrica (*Wilcoxon*) para os dados com distribuição não-normal através do teste de *Shapiro-Wilk*. Em todas as análises, considerou-se o nível de significância correspondente à  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

No que diz respeito aos dados sociodemográficos, evidenciou-se que a amostra foi composta em sua maioria pelo gênero feminino (57,1%) e idade média de 58,71  $\pm$  8,17 anos. Quanto ao grau de escolaridade, observou-se que a maior parte dos indivíduos possuíam ensino fundamental incompleto e quanto ao estado civil, 50% da amostra eram compostas por indivíduos casados.

Relacionado às características clínicas, por sua vez, verificou-se que 71,4% da amostra apresentaram o dimídio direito afetado e 28,6% o dimídio esquerdo. No tocante a dominância

manual, 13 (92,9%) indivíduos caracterizaram-se como destros e um (7,1%) como canhoto. Outro aspecto clínico observado foi o domínio da hemiparesia, no qual se evidenciou que 57,1% apresentaram domínio crural e 42,9% domínio braquial.

A respeito da avaliação do grau de incapacidade funcional, de acordo com a Escala de *Rankin* Modificada, observou-se que os indivíduos apresentam-se em maior proporção com incapacidade leve (71,4%). Na avaliação do tônus muscular, verificou-se que 8 hemiparéticos (57,2%), apresentaram grau de espasticidade leve, 3 (21,4%) espasticidade grave e 3 (21,4%) não apresentaram alteração do tônus muscular, de acordo com a Escala de *Ashworth* Modificada.

Avaliando a funcionalidade do membro contralateral (12,07 □□□□□□□□□□ em comparação ao membro homolateral (41,14 □□□□□□□□□□ verificou-se uma diminuição significativa da função motora grossa ( $p < 0,0001$ ), através do teste Caixa de Blocos. Da mesma forma, Novaes<sup>2</sup> em seu estudo comparativo da função motora grossa da mão “sadia” com a mão afetada de 24 indivíduos acometidos por AVC, evidenciou redução significativa no seu desempenho.

Em relação à função motora fina no *Pardue Pedboard Test*, observou-se uma redução significativa ( $p < 0,0001$ ) da funcionalidade do membro superior contralateral à lesão cerebral (2,64 □□□□□□) comparando com o membro homolateral (10,60n□□□□□□□□. Guimarães *et al.*<sup>3</sup>, obtiveram resultados similares, ao fazer o mesmo teste com 9 indivíduos com diagnóstico de hemiparesia espástica secundária ao AVE.

Quanto à análise comparativa dos valores obtidos da função motora grossa no membro homolateral dos indivíduos da amostra quando comparados com a população considerada normal, observou-se que há uma diminuição da funcionalidade deste membro. Estes resultados condizem com os resultados obtidos por Higgins *et al.*<sup>4</sup> e Lima<sup>5</sup> em seus estudos.

Com relação à avaliação da função motora fina, verificou-se diferença entre as médias obtidas pelos indivíduos da amostra no *Pardue Pedboard Test* quando comparado com os valores considerados referências nos indivíduos saudáveis, caracterizando uma redução no desempenho motor no membro homolateral. Em concordância à estes resultados, Guimarães *et al.*<sup>3</sup>, afirmaram que o membro contralateral ao distúrbio motor, largamente referido como “sadio”, na verdade seria melhor denominado “membro menos afetado”.

## CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste estudo, foi possível sugerir que os indivíduos hemiparéticos crônicos por AVE apresentaram alteração da funcionalidade tanto do membro contralateral à lesão cerebral, quanto do membro homolateral.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Cesário CMM, Penasso P, Oliveira APR. Impacto da disfunção motora na qualidade de vida em pacientes com Acidente Vascular Encefálico. *Rev Neurocienc.* 2006; 1(1):6-9.
- 2 - Novaes MM. Doença cerebrovascular: repercussões do Acidente Vascular Encefálico na funcionalidade dos membros superiores [monografia]. Campina Grande: Universidade Estadual da Paraíba; 2010.
- 3 - Guimarães CM, Brasil-Neto JP, Di Oliveira L, Valencia CEB. Desempenho motor em hemiparéticos após treino de relaxamento do membro superior não-afetado. *Rev Neurociênc.* 2011; 19(3):496-503.
- 4 - Higgins J, Mayo NE, Desoriers J, Salbach NM, Ahmed S. Upper-Limb function and recovery in the acute phase post stroke. *J Rehabil Res Develop.* 2005; 42(1):65-76.
- 5 - Lima AC. Avaliação funcional do membro superior homolateral em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico [dissertação]. Brasília: UNB/UNIGRAM; 2007.

## **BENCHMARKING THE FUNCTIONALITY OF UPPER LIMB IN CHRONIC HEMIPARETIC**

Pimentel MM, Silva KN, Almeida FEO, Franco CIF

Physical Therapy Department - Paraiba State University

Presenter Email: [pimentellmarcela@gmail.com](mailto:pimentellmarcela@gmail.com)

### **INTRODUCTION**

The stroke, according to the World Health Organization, is defined as a clinical sign of rapid development of focal disorder in brain function, presenting vascular origin and over 24 hours of duration<sup>1</sup>. About 90% of individuals who survive, show signs of comorbidity after stroke, among them the paresis on the contralateral side in relation to the injury, which commonly results in ineffective control of arm movements and reduction of manual and digital dexterity. In contrast, the ipsilateral side in relation to the injury, although considered normal, may have functional deficits, especially in more complex activities. Thus, the goal of this study is to analyze and compare the functionality of the upper members, same and opposite side in relation to the brain lesion in hemiparetic individuals who suffer from chronic stroke.

### **METHODS**

The research is characterized as a cross sectional analytical and descriptive study with a quantitative approach. The sample consisted of 14 individuals with a clinical diagnosis of stroke in chronic phase, assisted by the Group for Interdisciplinary Patient Care hemiparesis (GAIPH), State University of Paraiba in the School of Physiotherapy Clinic. The study was approved under the opinion issued by the Research Ethics Committee of Paraiba State University, according to the protocol 16905313.1.0000.5187. At first, structured to characterize the sociodemographic and clinical profile questionnaire was used. Then we applied the Handedness Inventory Edinburg, which determines the handedness of the individual. Subsequently, the degree of functional disability through the Rankin Scale, and the degree of spasticity were evaluated by Modified Ashworth Scale. For evaluation of manual dexterity thick we used the Box of Blocks Test, through which the individual would move one by one, the greatest number of blocks from one side to the other compartment of the same size in 60 s. As for the fine manual dexterity, the Purdue Pegboard Test was used, in which subjects manipulated the pin, putting them in sequence on the board for 30 s, and recorded the number of pins embedded in three consecutive attempts. The recorded score was the arithmetic average of the three attempts. Data were analyzed using the Statistical Package for Social Sciences-SPSS program and expressed as mean, standard deviation and percentage. Moreover, we used the non-parametric statistics (Wilcoxon) for data with non-normal distribution using the Shapiro -Wilk test. In all analyzes, we considered the significance level corresponding to  $p < 0.05$ .

### **RESULTS AND DISCUSSION**

Regarding the sociodemographic Data, it was observed that the sample consisted mostly of females (57.1 %) and mean age of 58.71  $\pm$  8.17 years. Concerning the educational level, it was observed that most individuals had incomplete primary education and as to marital status, 50 % of the sample consisted of married individuals.

In the clinical characterization, in its turn, it was found that 71.4 % of the sample had the right metamere affected, and left metamere was 28.6%. Is respectful of the handedness, 13 (92.9 %) individuals are characterized as right-handed and one (7.1 %) as a left-handed. Another clinical

finding was the domain of hemiparesis, who showed that 57.1% had domain of leg area and 42.9 % had arm area domain.

About the assessment of the degree of functional disability, according to the Modified Rankin Scale, it was observed that individuals present themselves in a great proportion with mild disability (1.4 %). In the assessment of muscle tone, it was found that 8 hemiparetics (57.2 %) presented a mild spasticity, 3 (21.4 %) severe spasticity and 3 (21.4 %) showed no change in muscle tone of accordance with the Modified Ashworth Scale .

Assessing the functionality of the opposite side limb (12.07  $\square$  14.52) compared to the same side limb (41.14  $\square$  10.65) there was a significant decrease in motor function thick ( $p < 0.0001$ ), through the Box Blocks Test. Likewise, Novaes<sup>2</sup> in his comparative study of gross motor function of the "healthy" hand with the affected hand of 24 individuals damaged by stroke, showed significant reduction in their performance.

Regarding the fine motor function in Purdue Pegboard Test, there was a significant reduction ( $p < 0.0001$ ) the functionality of the upper limb in the contralateral side to the brain injury (2.64  $\square$  3.19) compared with the same side limb (10.60  $\square$  2.27). Guimarães *et al.*<sup>3</sup> obtained similar results by doing the same test with 9 individuals diagnosed with spastic hemiparesis secondary to stroke. In respect of the comparative analysis of the obtained values of gross motor function in the ipsilateral limb of the sample, when comparing with the population considered normal, it was observed that there is a decrease in the functionality of this member. These results are consistent with the results obtained by Higgins *et al.*<sup>4</sup> and Lima<sup>5</sup> in their studies. In reference to the evaluation of fine motor function, we found differences between the means obtained of the sample in the Purdue Pegboard Test when compared to the values considered references in healthy subjects, showing a reduction in motor performance in the ipsilateral limb. In agreement with these results, Guimarães *et al.*<sup>3</sup>, stated that the contralateral limb motor impairment, widely referred to as "healthy" actually would be better named "least affected limb".

## CONCLUSION

Based on the results obtained in this study, we suggest that patients with chronic hemiparesis from stroke presented alteration in the functionality of both the contralateral limb to the brain injury, the ipsilateral limb.

## REFERENCES

- 1 - Cesário CMM, Penasso P, Oliveira APR. Impacto da disfunção motora na qualidade de vida em pacientes com Acidente Vascular Encefálico. *Rev Neurocienc.* 2006; 1(1):6-9.
- 2 - Novaes MM. Doença cerebrovascular: repercussões do Acidente Vascular Encefálico na funcionalidade dos membros superiores [monografia]. Campina Grande: Universidade Estadual da Paraíba; 2010.
- 3 - Guimarães CM, Brasil-Neto JP, Di Oliveira L, Valencia CEB. Desempenho motor em hemiparéticos após treino de relaxamento do membro superior não-afetado. *Rev Neurociênc.* 2011; 19(3):496-503.
- 4 - Higgins J, Mayo NE, Desoriers J, Salbach NM, Ahmed S. Upper-Limb function and recovery in the acute phase post stroke. *J Rehabil Res Develop.* 2005; 42(1):65-76.
- 5 - Lima AC. Avaliação funcional do membro superior homolateral em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico [dissertação]. Brasília: UNB/UNIGRAM; 2007.

# **AValiação DO EQUILÍBRIO DOS PACIENTES COM SEQUELAS NEUROLÓGICAS ATENDIDOS NA CLÍNICA ESCOLA DE FISIOTERAPIA DA UFPB E NO AMBULATÓRIO DE FISIOTERAPIA DO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO LAURO WANDERLEY**

Freitas RB, Ferreira LL, Lima JKG, Santos BH, Silva TG, Silva CC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB  
E-mail do apresentador: riselebf@hotmail.com

## **INTRODUÇÃO**

O equilíbrio é o estado em que todas as forças que atuam sobre o corpo estão balanceadas mantendo a posição, a estabilidade e a orientação desejada em condições estáticas ou dinâmicas<sup>1,2</sup>. O dano ao SNC altera a capacidade integrativa do cérebro, gerando sequelas neurológicas que comprometem órgãos e funções, determinando assim as manifestações clínicas, evolução e prognóstico de cada patologia neurológica<sup>3,4</sup>. As alterações de equilíbrio têm como principal consequência o comprometimento da funcionalidade e da qualidade de vida, causando grandes limitações na realização das atividades de vida diária (AVDs)<sup>1,4</sup>.

Desta forma, o objetivo desse estudo foi realizar um levantamento epidemiológico das condições funcionais de equilíbrio apresentadas por pacientes com sequelas neurológicas atendidos na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba (UFPB) e no Ambulatório de Fisioterapia do Hospital Universitário Lauro Wanderley - HULW da UFPB.

## **MÉTODOS**

Trata-se de um estudo transversal, de caráter retrospectivo e descritivo. A amostra foi composta por 21 pacientes com diferentes patologias neurológicas, atendidos em 2013, na Clínica Escola de Fisioterapia da UFPB e no Ambulatório de Fisioterapia do HULW, localizados em João Pessoa/PB. Foram excluídos do estudo sujeitos que não fossem independentes em ortostatismo.

Os sujeitos foram avaliados através da Escala de Equilíbrio Funcional de Berg (EEFB) para execução do levantamento epidemiológico das condições funcionais de equilíbrio, por meio da realização de 14 tarefas, com dificuldade progressiva, graduadas de 0-4 pontos, totalizando uma pontuação máxima de 56 pontos. A EEFB possui boa confiabilidade inter e intraexaminadores relatadas na literatura, de 0,98 e 0,99, respectivamente<sup>5</sup>. A coleta de dados foi realizada nas dependências dos locais anteriormente citados, a partir da análise dos prontuários dos pacientes.

Para análise dos dados foi conduzido o teste *Kolmogorov-Smirnov*, este demonstrou que as variáveis estudadas estavam dentro da normalidade, assim, observou-se a estatística descritiva através da média como medida de tendência central e do desvio-padrão como medida de dispersão. Também foi usado o Coeficiente de Correlação de *Pearson* para observar a relação entre as variáveis do estudo. Foi utilizado o pacote estatístico SPSS 17.0 e um nível de significância de 5%.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

A média de idade foi de 55,7 anos e com tempo de lesão médio de 5,3 anos. Não houve diferença significativa entre os gêneros, sendo 11 homens e 10 mulheres. Ao analisar as médias de idade em cada patologia, foi visto que os pacientes com Doença de Parkinson e Acidente Vascular Encefálico possuíam idade mais avançada, 62,6 e 60,8 anos, respectivamente. Já os sequelados por Traumatismo Crânio Encefálico, possuíam idade média de 36,0 anos. Porém, os que apresentaram o pior tempo de lesão foram aqueles com Ataxia Espinocerebelar, 12,0 anos (Tabela 1).

O score médio da EEFB para todos os participantes da pesquisa foi de 31,8 pontos, havendo um valor médio mais elevado no gênero masculino (36,2 pontos). Os pacientes com Doença de Parkinson apresentaram os maiores scores (48,6±11,7), demonstrando assim melhor equilíbrio. Isso é corroborado pelo estudo de Harada *et al.*<sup>6</sup>, este refere que o ponto de corte para prejuízos na velocidade da marcha é de 48 pontos, logo, tais pacientes também não se enquadram neste déficit.

**Tabela 1** - Valores de idade, tempo de lesão e score da EEFB dos pacientes do estudo

	n	Idade	Tempo de lesão	Score EEFB (mínimo-máximo)
<b>Acidente Vascular Encefálico</b>	11	60.8±13.8	3.8±1.4	25.1±20.1 (4.0-55.0)
<b>Traumatismo Crânio Encefálico</b>	03	36.0±15.5	6.0±2.0	34.6±13.0 (21.0-47.0)
<b>Doença de Parkinson</b>	05	62.6±7.9	5.6±2.7	48.6±11.7 (28.0-56.0)
<b>Ataxia Espinocerebelar</b>	02	40.5±9.1	12.0±4.2	22.5±16.2 (11.0-34.0)
<b>Homens</b>	11	55.0±16.4	5.3±2.1	36.2±19.5 (4.0-56.0)
<b>Mulheres</b>	10	56.6±15.6	5.3±4.0	27.0±19.0 (4.0-55.0)
<b>Total</b>	21	55.7±15.6	5.3±3.1	31.8±19.3 (4.0-56.0)

Legenda: DP = Desvio-padrão; EEFB = Escala de Equilíbrio Funcional de Berg

Foi conduzida uma análise de correlação entre as variáveis idade, tempo de lesão e score da EEFB em todos os participantes do estudo, bem como específico por patologia. No entanto, apenas a relação entre o tempo de lesão e o score da EEFB nos pacientes com Doença de Parkinson foram significante ( $r=-0,88$ ,  $p=0,048$ ), sendo possível supor que nestes pacientes quanto maior o tempo de lesão pior será o seu score, ou seja, maior o comprometimento no equilíbrio. Segundo estudo de Shumway-Cook *et al.*<sup>7</sup> a EEFB parece ser um bom preditor para risco de quedas, no qual foi demonstrado que o declínio do score desta escala relaciona-se ao aumento do risco de queda, assim scores abaixo de 36 pontos são relacionados a 100% de risco de queda<sup>7</sup>. Assim, com os dados desta pesquisa nota-se que todos os sujeitos do estudo estariam nesta faixa de risco (31,9 pontos), porém os portadores de Doença de Parkinson não se incluem nesta tendência.

Os pacientes com ataxia espinocerebelar apresentaram um score médio de 22,5±16,2 pontos, com scores máximo de 34 pontos. Estes dados corroboram com o estudo de Leonardi *et al.*<sup>8</sup> onde foram avaliados o equilíbrio de 7 pacientes de ataxia espinocerebelar pela EEFB, evidenciou-se nestes sujeitos uma correlação positiva ( $r=0,86$ ) entre o déficit de equilíbrio e o risco de quedas<sup>8</sup>.

## CONCLUSÃO

O equilíbrio é um dos principais elementos do sistema motor que é afetado por patologias que acometem o SNC. Este conceito foi elucidado e comprovado neste estudo, o qual demonstrou de forma geral, que todos os pacientes apresentam comprometimento do equilíbrio, sendo a maioria enquadrada, por meio de pontos de corte já existentes na literatura, em grupos que possuem risco para lentidão da marcha e risco de queda, que prejudicam sua qualidade de vida e funcionalidade.

## REFERÊNCIAS

1. Carruba, LB. Avaliação do equilíbrio, da simetria corporal e da funcionalidade em pacientes hemiparéticos submetidos ao treino por biofeedback visual [Dissertação]. São Paulo: Universidade Nove de Julho; 2010. 128 p.
2. Carvalho RL, Almeida GL. Sensorial and cognitive aspects of postural control. Rev Neurocienc 2009; 17(4):156-60.

3. Flores, FT. Equilíbrio corporal de indivíduos com doença de Parkinson [Dissertação]. Santa Maria: Universidade Federal da Santa Maria; 2009. 95 p.
4. Gavim, AEO, Oliveira IPL, Costa TV, Oliveira VR, Martins AL, Silva AM. A influência da avaliação fisioterapêutica na reabilitação neurológica. *Rev Saúde em Foco*. 2005; 6:71-7.
5. Miyamoto ST, Lombardi I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the berg balance scale. *Braz J Med Biol Res*. 2004; 37(9):1411-21.
6. Harada N, Chiu V, Fowler E, Siu A, Reuben DB. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Phys Ther*. 1995; 75(6):462-9.
7. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar, NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys Ther*. 1997;77(8):812-9.
8. Leonardi, MM, Lopes GDJ, Bezerra PP. Impacto do desequilíbrio estático e dinâmico no risco de quedas em indivíduos com ataxia espinocerebelar. *Rev Neurocienc*. 2009; 17(2):178-82.

# **ASSESSMENT OF BALANCE OF PATIENTS WITH NEUROLOGICAL DISORDERS TREATED IN UFPB CLINIC SCHOOL OF PHYSIOTHERAPY AND OUTPATIENT PHYSIOTHERAPY SERVICE OF HOSPITAL SCHOOL LAURO WANDERLEY**

Freitas RB, Ferreira LL, Lima JKG, Santos BH, Silva TG, Silva CC

Department of Physiotherapy of the Federal University of Paraíba – UFPB

## **INTRODUCTION**

The balance is the state where all the strength that are in the body are balanced keeping the position, the stability and the orientation desired in statics and dynamics conditions<sup>1,2</sup>. The CNS damage changes the brain's integrative capacity, causing neurological sequelae that compromises functions and organs, determining the clinic symptoms, evolution and prognostic of each neurological pathology<sup>3,4</sup>. The balance changes are mainly the result of impairment of functioning and quality of life, causing severe limitations in performing activities of daily living (ADLs)<sup>1,4</sup>.

Therefore, the aim of this study was to perform an epidemiological survey of the functional equilibrium conditions presented by patients with neurological disorders seen at the Clinic School of Physiotherapy and the outpatient physiotherapy service of UFPB hospital school.

## **METODOLOGY**

This is a cross-sectional, retrospective and descriptive study. The sample consisted of 21 patients with different neurological disorders, attended in 2013 in the School Clinic of Physiotherapy - UFPB and the HULW Physiotherapy Clinic, located in João Pessoa / PB. The study excluded subjects who were not able to be in standing position.

The subjects were assessed by Berg Balance Scale (BBS) for the epidemiologic raising of the balance functional condition, through 14 tasks, graduated with 0-4 points, totaling a maximum score of 56 points. The BBS has a good reliability inter intraexaminer reported in literature, 0.98 and 0.99, respectively. The data collection was performed on the premises of the places mentioned above, from the analysis of patients' records.

For the data analysis was conducted the Kolmogorov-Smirnov test, that showed that the variables were normal, as was observed by descriptive statistics using the mean as a measure of central tendency and the standard deviation as a measure of dispersion. We also used the Pearson correlation coefficient to observe the relationship between the study variables. The statistical package SPSS 17.0 and a significance level of 5% was used.

## **RESULTS AND DISCUSSION**

The average age was 55.7 years, with a mean lesion 5.3 years. There was no significant difference between genders, with 11 men and 10 women. By analyzing the mean age in each pathology was seen that patients with Parkinson's Disease (PD) and Stroke had older age, 62.6 and 60.8 years, respectively. On the other hand, sequelae for Traumatic Brain had an average age of 36.0 years. However, those who had the worst time of injury were those with Spinocerebellar Ataxia, 12.0 years (Table 1).

**Table 1** - Values of age, time of injury and the BBS score of the study patients

	n	Age	Time of injury	Score BBS (mínimo-máximo)
<b>Stroke</b>	11	60.8±13.8	3.8±1.4	25.1±20.1 (4.0-55.0)
<b>Traumatic Brain</b>	03	36.0±15.5	6.0±2.0	34.6±13.0 (21.0-47.0)
<b>Parkinson Disease</b>	05	62.6±7.9	5.6±2.7	48.6±11.7 (28.0-56.0)
<b>Spinocerebellar Ataxia</b>	02	40.5±9.1	12.0±4.2	22.5±16.2 (11.0-34.0)
<b>Mens</b>	11	55.0±16.4	5.3±2.1	36.2±19.5 (4.0-56.0)
<b>Womens</b>	10	56.6±15.6	5.3±4.0	27.0±19.0 (4.0-55.0)
<b>Total</b>	21	55.7±15.6	5.3±3.1	31.8±19.3 (4.0-56.0)

Legend: SD = standard deviation; BBS = Berg Balance Scale

The average score of the BBS for all survey participants was 31.8 points, with a higher mean value in males (36.2 points). Patients with Parkinson's disease showed the highest scores ( $48.6 \pm 11.7$ ), reflecting better balance. This is corroborated by the study of Harada et al.<sup>6</sup>, this indicates that the cutoff for impairments in gait speed is 48 points, so such patients did not fall into this deficit.

A correlation analysis between the variables age, time of injury and the BBS score in all study participants was conducted, as well as by specific pathology. However, only the relationship between the time of injury and the score of BBS in patients with Parkinson's disease were significant ( $r = -0.88$ ,  $p = 0.048$ ), being possible to assume that in these patients the longer the injury worse will be your score, in other words, the higher the impaired balance. According to a study of Shumway-Cook et al.<sup>7</sup>, BBS seems to be a good predictor for the risk of falls, where it was shown that the decline in score on this scale is related to an increased risk of falling, so scores below 36 points are related to 100% risk of falls<sup>7</sup>. Thus, with the data in this study it is noted that all the study subjects were in this risk range (31.9 points), but patients with Parkinson's disease are not included in this trend.

Patients with spinocerebellar ataxia had a mean score of  $22.5 \pm 16.2$  points, with maximum scores of 34 points. These results corroborate with the study by Leonardi et al.<sup>8</sup> where the balance of 7 patients with spinocerebellar ataxia were assessed by the BBS, it was evident in these subjects a positive correlation ( $r = 0.86$ ) between the deficit and the balance of risk falls<sup>8</sup>.

## CONCLUSION

Balance is one of the main elements of the motor system that is affected by pathologies affecting the CNS. This concept has been elucidated and confirmed in this study, which demonstrated a general way that all patients have impaired balance, being most of them framed through existing literature on groups that are at risk for slow gait cutoffs risk of falling, which impair their quality of life and functionality.

## REFERENCES

1. Carruba, LB. Avaliação do equilíbrio, da simetria corporal e da funcionalidade em pacientes hemiparéticos submetidos ao treino por biofeedback visual [Dissertação]. São Paulo: Universidade Nove de Julho; 2010. 128 p.
2. Carvalho RL, Almeida GL. Sensorial and cognitive aspects of postural control. *Rev Neurocienc* 2009; 17(4):156-60.
3. Flores, FT. Equilíbrio corporal de indivíduos com doença de Parkinson [Dissertação]. Santa Maria: Universidade Federal da Santa Maria; 2009. 95 p.
4. Gavim, AEO, Oliveira IPL, Costa TV, Oliveira VR, Martins AL, Silva AM. A influência da avaliação fisioterapêutica na reabilitação neurológica. *Rev Saúde em Foco*. 2005; 6:71-7.
5. Miyamoto ST, Lombardi I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the berg balance scale. *Braz J Med Biol Res*. 2004; 37(9):1411-21.
6. Harada N, Chiu V, Fowler E, Siu A, Reuben DB. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Phys Ther*. 1995; 75(6):462-9.
7. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar, NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys Ther*. 1997; 77(8):812-9.
8. Leonardi, MM, Lopes GDJ, Bezerra PP. Impacto do desequilíbrio estático e dinâmico no risco de quedas em indivíduos com ataxia espinocerebelar. *Rev Neurocienc*. 2009; 17(2):178-82.

# A INFLUÊNCIA DA CERVICALGIA MECÂNICA NA CLASSIFICAÇÃO DIAGNÓSTICA E NA SEVERIDADE DA DESORDEM TEMPOROMANDIBULAR

Pasinato F<sup>1</sup>, Paz CCSC<sup>2</sup>, Souza JA<sup>3</sup>, Corrêa ECR<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana da Universidade Federal de Santa Maria (PPGDCH/UFSM)

<sup>2</sup>Curso de Fisioterapia da Universidade de Brasília

<sup>3</sup>Programa de Pós-Graduação da Comunicação Humana PPGDCH/UFSM

<sup>4</sup>Departamento de Fisioterapia e Reabilitação e do PPGDCH/UFSM

E-mail do apresentador: [fepas.fisio@yahoo.com.br](mailto:fepas.fisio@yahoo.com.br)

## INTRODUÇÃO

A cervicalgia mecânica é uma desordem não específica da coluna cervical, caracterizada por dor e desconforto agravados pelo movimento, que se apresenta em períodos de remissão e exacerbação<sup>1</sup>. É causa frequente de incapacidade, trazendo prejuízos à qualidade de vida e considerável impacto socioeconômico<sup>2</sup>. A relação biomecânica e neuroanatômica entre a coluna cervical e sistema estomatognático tem sido verificada em estudos clínicos e experimentais<sup>3,4</sup>. Considerando a relevância da relação entre coluna cervical e articulação temporomandibular, o presente estudo foi conduzido para investigar e comparar a frequência de diagnósticos e a severidade da DTM em mulheres com e sem cervicalgia mecânica.

## METODOLOGIA

Participaram do estudo 14 mulheres com cervicalgia mecânica (Grupo Cervicalgia Mecânica - GCM) e presença de incapacidade relacionada à dor cervical, confirmada pelo Índice de incapacidade cervical - *neck disability index* (NDI)<sup>5</sup> e 15 voluntárias mulheres sem queixa de dor cervical (Grupo Controle - GC), com pontuação no NDI igual ou menor a 4. A incapacidade relacionada à dor cervical foi avaliada por meio do NDI, um questionário traduzido e validado para a população brasileira, composto por 10 itens referentes à interferência da dor durante a realização de atividades diárias, classificando o grau de interferência da dor cervical sobre a atividade avaliada<sup>5</sup>. O diagnóstico e classificação da DTM foram realizados por meio de exame clínico, segundo protocolo Critérios Diagnósticos para Pesquisa em Desordens Temporomandibulares (RDC/TMD)<sup>6</sup>. A partir dos resultados do RDC, foram obtidos escores para o cálculo do Índice Temporomandibular (IT)<sup>7</sup>. O IT é composto por três sub-índices: índice funcional (IF), índice muscular (IM) e índice articular (IA). O IT consiste na média dos escores dos três sub-índices, variando de 0 a 1, onde valores próximos de 1 denotam maior severidade da disfunção. Os dados foram submetidos à análise descritiva e de normalidade (Kolmogorov-Smirnov). As frequências de DTM entre os grupos foram comparadas pelo teste Qui-quadrado e os valores do IT foram comparados pelo teste t. Para todos os testes, o nível de significância considerado foi de  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os grupos não diferiram quanto à idade (GCM:  $27,5 \pm 3,89$  anos; GC  $25,4 \pm 6,04$  anos;  $p=0,05$ ) e peso corporal (GCM:  $62,93 \pm 14,03$  Kg; GC:  $58,13 \pm 12,37$  kg;  $p=0,18$ ). O escore do IT apresentou valores significativamente maiores no GCM ( $0,393 \pm 0,22$ ) em relação ao GC ( $0,245 \pm 0,14$ ), evidenciando maior severidade da DTM em mulheres com cervicalgia ( $p=0,038$ ). A frequência de diagnóstico de DTM em mulheres com cervicalgia mecânica foi de 64,26%, enquanto no grupo controle foi de 33,33% ( $p=0,095$ ). A distribuição das voluntárias de acordo com a classificação diagnóstica da DTM pelo RDC/TMD encontra-se na Tabela 1.

**Tabela 1- Classificação diagnóstica da DTM nos grupos Controle (GC) e com cervicalgia (GCM)**

Diagnósticos de DTM	GCM (n= 14)	GC (n=15)
Ia (Dor miofascial)	1	2
IIa (Deslocamento de disco com redução)	0	1
IIIa (Artralgia)	1	0
Ia, IIa	0	1
Ia, IIIa	2	0
Ib, IIIa	4	0
IIa, IIIa	1	1
Sem Diagnóstico	5	10
Múltiplos diagnósticos (>3)	7	0

Não houve diferença estatisticamente significativa em relação à frequência de diagnósticos de DTM entre os grupos. Estes resultados estão de acordo com estudos prévios que investigaram a presença de sinais e sintomas de DTM em indivíduos com cervicalgia e não encontraram diferença na comparação com indivíduos assintomáticos<sup>8</sup>. Entretanto, 50% das mulheres com cervicalgia apresentaram múltiplos diagnósticos simultâneos de DTM (>3), sendo mais frequente a associação entre a dor miofascial e artralgia. Estes resultados são compatíveis com a maior severidade de DTM determinada pelo IT no grupo GCM comparado ao GC. A comorbidade entre cervicalgia e DTM tem sido verificada, demonstrando um padrão recíproco entre o aumento da frequência e severidade da cervicalgia e da DTM e reforçando a hipótese de mecanismos fisiopatológicos comuns aos sintomas trigeminais e cervicais<sup>9</sup>.

## CONCLUSÃO

Mulheres com e sem cervicalgia mecânica não diferiram quanto à frequência de diagnóstico de DTM, entretanto a severidade da DTM foi maior no grupo com cervicalgia.

## REFERÊNCIAS

- O'Leary S, Falla D, Jull G. The relationship between superficial muscle activity during the craniocervical flexion test and clinical features in patients with chronic neck pain. *Man Ther* 2011;16(5):452-5.
- Fejer R, Kyvik KO, Hartvigsen J. The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2006;15(6):834-48.
- Armijo-Olivo S, Rappoport K, Fuentes J, Gadotti IC, Major PW, Warren S, et al. Head and cervical posture in patients with temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2011;25(3):199-209.
- Svensson P, Wang K, Sessle BJ, Arendt-Nielsen L. Associations between pain and neuromuscular activity in the human jaw and neck muscles. *Pain* 2004;109(3):225-32.
- Vernon H. The Neck Disability Index: state-of-the-art, 1991-2008. *J Manipulative Physiol Ther* 2008;31(7):491-502.
- Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *Cranio* 1992;6(4):301-55.
- Pehling J, Schiffman E, Look J, Shaefer J, Lenton P, Friction J. Interexaminer reliability and clinical validity of the temporomandibular index: a new outcome measure for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2002;16(4):296-304.
- Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Zaag J, Naeije M. Prevalence of cervical spinal pain in craniomandibular pain patients. *Eur J Oral Sci* 2001;109(2):76-80.
- Wiesinger B, Malke H, Englund E, Wanman A. Does a dose-response relation exist between spinal pain and temporomandibular disorders? *BMC Musculoskelet Disord* 2009;10:28.

## THE INFLUENCE OF MECHANICAL NECK PAIN ON CLASSIFICATION AND SEVERITY OF THE TEMPOROMANDIBULAR DISORDER

<sup>1</sup> Doctoral student at Program in Human Communication Disorders, Federal University of Santa Maria (PGPHCD/UFSM)

<sup>2</sup> Adjunct Professor of Physiotherapy at Brasilia University

<sup>3</sup> Master of Science in Human Communication Disorders (PGPHCD/UFSM)

<sup>4</sup> Adjunct Professor at Department of Physical Therapy and Rehabilitation and PGPHCD/UFSM

Presenter email: [fepas.fisio@yahoo.com.br](mailto:fepas.fisio@yahoo.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Mechanical neck pain is a nonspecific disorder of the cervical spine, characterized by pain and discomfort aggravated by movement, which presents itself in periods of remission and exacerbation<sup>1</sup>. It is common cause of disability, impairing the quality of life and causing great socioeconomic impact<sup>2</sup>. The biomechanics and neuroanatomical relation between the cervical spine and the stomatognathic system has been verified in clinical and experimental studies<sup>3,4</sup>. Considering the importance of the relationship between cervical spine and temporomandibular joint, the present study was conducted to investigate and compare the frequency and severity of TMD in women with and without mechanical neck pain.

### METHOD

The study included 14 women with mechanical neck pain (Neck Pain Group - NPG) and presence of disability related to neck pain, confirmed by Neck Disability Index (NDI)<sup>5</sup> and 15 women without neck pain complaints (Control Group - CG), with the NDI score equal to or less than 4. The disability related to a neck pain was assessed using the NDI, a translated and validated for the Brazilian population questionnaire consists of 10 items related to pain interference during the performance of daily activities, classifying the interference degree of the neck pain on the evaluated activity<sup>5</sup>. Diagnosis and classification of TMD were performed by clinical examination according to protocol Diagnostic Criteria for Research in Temporomandibular Disorders (RDC/TMD)<sup>6</sup>. From the results of the RDC, the Temporomandibular Index (TI)<sup>7</sup> was obtained. The TI consists of three sub index: functional index (FI), muscle index (MI) and articular index (AI). The TI is the average of the three sub index scores, ranging from 0 to 1, where values close to 1 denote greater severity of dysfunction. Descriptive analysis and normality test were performed (Kolmogorov - Smirnov). The frequencies of TMD between groups were compared by Chi-square test and the values of TI were compared by t test. For all tests, significance level was considered at  $p < 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

The groups did not differ in age (NPG:  $27.5 \pm 3.89$ , GC:  $25.4 \pm 6.04$  years old,  $p = 0.05$ ) and body weight (NPG:  $62.93 \pm 14.03$ ; GC:  $58.13 \pm 12.37$  Kg,  $p = 0.18$ ). The TI was significantly higher in NPG ( $0.393 \pm 0.22$ ) compared to the CG ( $0.14 \pm 0.245$ ), evidencing a greater severity of TMD in women with neck pain ( $p = 0.038$ ). The frequency of diagnosis of TMD in women with mechanical neck pain was 64.26%, while in the control group was 33.33% ( $p = 0.095$ ). The distribution of volunteer, according to the diagnostic classification of TMD by RDC / TMD, is in Table 1.

**Table 1 - Diagnostic classification of TMD in the control group (CG) and neck pain group (NPG)**

Diagnosis of TMD	NPG (n= 14)	GC (n=15)
Ia (Myofascial Pain)	1	2
IIa (Disk Displacement with reduction)	0	1
IIIa (Arthralgia)	1	0
Ia, IIa	0	1
Ia, IIIa	2	0
Ib, IIIa	4	0
IIa, IIIa	1	1
No diagnosis	5	10
Multiple diagnoses (>3)	7	0

There was not statistically significant difference in the frequency of diagnosis of TMD between groups. These overall results are in agreement with previous studies that investigated the presence of signs and symptoms of TMD in subjects with neck pain and found no difference in comparison with asymptomatic individuals<sup>8</sup>. However, 50% of women with neck pain showed multiple concurrent diagnoses of TMD (> 3), being the most frequent the association between myofascial pain and arthralgia. These results are consistent with the greater severity of TMD determined by TI in the NPG compared to CG. Comorbidity between neck pain and TMD has been verified, showing a reciprocal pattern between the increased frequency and severity of neck pain and TMD and supporting the hypothesis to the existence of common pathophysiological mechanisms of the trigeminal and cervical symptoms<sup>9</sup>.

## CONCLUSION

Women with and without mechanical neck pain not differ in frequency of diagnosis of TMD, however, a greater severity of TMD in women with neck pain.

## REFERENCES

- O'Leary S, Falla D, Jull G. The relationship between superficial muscle activity during the crano-cervical flexion test and clinical features in patients with chronic neck pain. *Man Ther* 2011; 16(5):452-5.
- Fejer R, Kyvik KO, Hartvigsen J. The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2006; 15(6):834-48.
- Armijo-Olivo S, Rappoport K, Fuentes J, Gadotti IC, Major PW, Warren S, et al. Head and cervical posture in patients with temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2011; 25(3):199-209.
- Svensson P, Wang K, Sessle BJ, Arendt-Nielsen L. Associations between pain and neuromuscular activity in the human jaw and neck muscles. *Pain* 2004; 109(3):225-32.
- Vernon H. The Neck Disability Index: state-of-the-art, 1991-2008. *J Manipulative Physiol Ther* 2008; 31(7):491-502.
- Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *Cranio* 1992; 6(4):301-55.
- Pehling J, Schiffman E, Look J, Shaefer J, Lenton P, Friction J. Interexaminer reliability and clinical validity of the temporomandibular index: a new outcome measure for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2002; 16(4):296-304.
- Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Zaag J, Naeije M. Prevalence of cervical spinal pain in craniomandibular pain patients. *Eur J Oral Sci* 2001; 109(2):76-80.
- Wiesinger B, Malker H, Englund E, Wanman A. Does a dose-response relation exist between spinal pain and temporomandibular disorders? *BMC Musculoskelet Disord* 2009; 10:28.

# VARIAÇÕES DA TEMPERATURA DA PELE AO LONGO DE UM DIA EMPREGANDO A TÉCNICA DE TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA EM HOMENS MILITARES

Lopes PRNR<sup>1</sup>, Costa CMA<sup>2</sup>, Cano SP<sup>3</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Escola de Especialistas e Aeronáutica – EEAR

<sup>3</sup>Universidad Politécnica de Madri – UPM

E-mail do apresentador: pniqiniufv@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUÇÃO

O ser humano realiza ajustes fisiológicos ao longo de 24 horas. A temperatura corporal ( $T_{\text{corporal}}$ ) é um dos principais marcadores utilizados para identificar as variações circadianas diárias do ritmo biológico<sup>1,2</sup>, as quais ocorrem a partir do sistema interno orgânico que permite a antecipação e a preparação relacionadas às mudanças diárias<sup>3</sup>.

A proposta de utilização da termografia infravermelha (TIR) para controle de mensuração da  $T_{\text{corporal}}$  apresenta aspectos interessantes. Sua aplicação é considerada vantajosa, pois permite análise imediata, de forma geral ou específica, focada em determinada parte do corpo, além de ser um procedimento não invasivo e não necessitar de contato físico com o avaliado, podendo ser utilizada como técnica alternativa para o estudo da variação térmica diária<sup>4,5</sup>.

Estabelecer a possível variação diária da temperatura da pele ( $T_{\text{pele}}$ ) pode auxiliar treinadores, preparadores físicos e fisioterapeutas a selecionar os melhores horários para determinadas intervenções<sup>6</sup>, ou a aplicar, no estudo da prevenção de lesões, que utiliza a comparação contralateral com o acompanhamento diário da temperatura da pele<sup>5</sup>.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi de identificar as variações da  $T_{\text{pele}}$  ao longo do dia utilizando a técnica de TIR em 13 regiões corporais de interesse (RCI) de homens militares.

## MÉTODOS

Foram analisados 31 militares do sexo masculino, com média de idade de  $22,9 \pm 3,0$  anos, massa corporal de  $73,4 \pm 8,2$  kg e estatura de  $178,3 \pm 7,8$  cm e classificados como sujeitos fisicamente ativos. As imagens termográficas foram coletadas em cinco períodos do dia. Em todos foi utilizada sala climatizada a  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  e termovisor (Fluke<sup>®</sup>) posicionado a 4 m de distância do avaliado com 0,98 de índice de emissividade. Foram coletadas 4 imagens englobando 13 RCI, distribuídas entre a face anterior e posterior do corpo. Empregou-se a ANOVA (*One Way*) com medidas repetidas, seguido pelo teste *post-hoc* de Tukey para determinar a diferença significativa entre os diferentes horários do dia em cada RCI. O nível de significância de  $p < 0,05$  foi adotado em todos os cálculos os quais foram realizados no *software* SigmaPlot, versão 11.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 apresenta os resultados da média da  $T_{\text{pele}}$  em cada RCI. Em todas as RCI houve registros de diferença significativa ( $p < 0,05$ ) na  $T_{\text{pele}}$  em algum momento ao longo do dia.

Os valores obtidos apresentam variações da  $T_{\text{pele}}$  nas RCI durante os 5 períodos do dia com diferentes magnitudes em função da área analisada. Os valores da  $T_{\text{pele}}$  nas RCI obtidos no presente estudo foram sistematicamente menores no período da manhã (7h). Existem vários ajustes metabólicos que podem justificar menor temperatura no início da manhã frente aos demais horários do dia, por exemplo, durante o período noturno de sono, ocorre redução aguda da taxa metabólica, impondo assim, diminuição da  $T_{\text{corporal}}$ <sup>7</sup>. Apesar deste aumento da  $T_{\text{pele}}$  nas regiões distais, elas não

chegaram a superar valores da  $T_{pele}$  nas regiões do tronco que, por sua vez, mantiveram-se mais homogêneas ao longo do dia. Essa menor variabilidade de  $T_{pele}$  na região central do corpo pode ser considerada como normal, haja vista a concentração dos grandes órgãos na região abdominal e torácica que, em condições de repouso, são os principais produtores de calor<sup>8</sup>.

**Tabela 1** - Distribuição da média da  $T_{pele}$  (°C) registrada nas diferentes horas do dia em cada RCI

RCI	RCI Anterior					RCI Posterior				
	7h	11h	15h	19h	23h	7h	11h	15h	19h	23h
Braço direito	32,5	32,5	32,6*	32,8*	32,9*	30,4	30,8	31,2*	31,1*	31,2*
Braço esquerdo	32,7	32,6	32,8*	33,0*	33,1*	30,3	30,5	30,9*	30,7*	30,9*
Coxa direita	30,2	30,9*†	31,6*	31,4*	31,3*	31,0	31,7*	31,9*	32,1*	33,0*
Coxa esquerda	30,2	31,1*	31,7*	31,5*	31,4*	31,0	31,7*	31,8*	31,9*	31,9*
Abdominal	32,8	33,1	33,3*	33,3*	33,4*					
Peitoral	32,7	33,2*	33,3*	33,3*	33,3*					
Dorsal Inferior						32,4	32,8	33,0*	33,1*	33,2*
Escápula direita						32,9	33,4*	33,3*	33,5*	33,5*
Escápula esquerda						32,9	33,3*	33,3*	33,4*	33,4*

\*Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) comparada à média da  $T_{pele}$  7h.

† Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) comparada à média da  $T_{pele}$  15h.

## CONCLUSÃO

As médias da  $T_{pele}$  das 13 RCI analisadas demonstraram variações ao longo do dia com menores valores no início da manhã (7h). As variações de temperatura observadas são específicas em função da RCI, havendo períodos de estabilização térmica em algumas regiões e tendência ascendente da  $T_{pele}$  ao longo do dia.

## REFERÊNCIAS

- Hofstra WA, de Weerd AW. How to assess circadian rhythm in humans: a review of literature. *Epilepsy Behav.* 2008; 13(3):438-44.
- Ortiz-Tudela E, Martinez-Nicolas A, Campos M, Rol MA, Madrid JA. A new integrated variable based on thermometry, actimetry and body position (TAP) to evaluate circadian system status in humans. *PLoS Comput Biol.* 2010;6(11):e1000996.
- Vitaterna MH, Takahashi JS, Turek FW. Overview of circadian rhythms. *Alcohol Res Health.* 2001; 25(2):85-93.
- Fernandes AA, Amorim PRS, Primola-Gomes TN, Sillero-Quinata M, Fernandez-Cuevas I, Silva RG, et al. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia por radiação infravermelha: uma revisão sistemática. *Rev Andal Med Deporte.* 2012; 5:113-7.
- Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors.* 2010; 10(5):4700-15.
- Teo WP, Newton MJ, McGuigan MR. Circadian rhythms in exercise performance: Implications for hormonal and muscular adaptation. *J Sport Sci Med.* 2011; 10(4):600-6.
- Wakamura T, Tokura H. Circadian rhythm of rectal temperature in humans under different ambient temperature cycles. *Journal of Thermal Biology.* 2002; 27(5):439-47.
- Campbell I. Body temperature and its regulation. *Anaesth Intens Care Med.* 2011; 12(6):240-4.

# SKIN TEMPERATURE CHANGES THROUGHOUT THE DAY IN MILITARY MEN USING THE TECHNIQUE OF INFRARED THERMOGRAPHY

Lopes PRNR<sup>1</sup>, Costa CMA<sup>2</sup>, Cano SP<sup>3</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Escola de Especialistas e Aeronáutica – EEAR

<sup>3</sup>Universidad Politécnica de Madri – UPM

Presenter's E-mail: pniquiniufv@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUCTION

Physiological adjustments are performed in human being over 24 hours. Body temperature ( $T_{\text{Body}}$ ) is one of the main markers used to identify the daily circadian variations of the biological rhythm<sup>1,2</sup>, which occur from the organic internal system that allows the anticipation and preparation related to daily changes<sup>3</sup>.

The use of infrared thermography (IT) in order to control the  $T_{\text{Body}}$  presents interesting points. Its application is considered appropriate because it allows immediate analysis, general or specific, focused on a certain body part, besides being a non-invasive procedure and does not require physical contact with the subject, as well as can be used as a complement tool to study the daily temperature variation<sup>4,5</sup>.

Monitoring the skin temperature ( $T_{\text{Skin}}$ ) variations can help coaches, trainers and physical therapists to select the best schedule to certain interventions<sup>6</sup>. Moreover, it can also be applied in injuries prevention, when using contralateral comparisons with the daily monitoring of skin temperature<sup>5</sup>.

Therefore, the aim of this study was to identify  $T_{\text{Skin}}$  variations throughout the day using the technique of IT in 13 body regions of interest (BRI) of military men.

## METHODS

Thirty-one military men were analyzed, aged  $22.9 \pm 3.0$  years, body mass of  $73.4 \pm 8.2$  kg, and  $178.3 \pm 7.8$  cm height and classified as physically active. The thermographic images were collected at five periods of the day. In every data collection, the temperature of the room remained stable at  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . The thermal camera (Fluke<sup>®</sup>) was set at 4 m from the subject. An index of 0.98 emissivity room was used. 4 images were collected covering a total of thirteen BRI, which were distributed between the front and back of the body. One Way ANOVA with related samples was used, followed by a Tukey test post-hoc to determine significant differences between the different times of day on each BRI. The significance level of  $p < 0.05$  was adopted for all calculations which were performed in SigmaPlot software, version 11.

## RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 shows the results of the average for each  $T_{\text{Skin}}$  BRI. In all BRI were no reports of significant difference ( $p < 0.05$ ) in  $T_{\text{Skin}}$  at some point throughout the day.

The values obtained are variations in  $T_{\text{Skin}}$  BRI during the five periods of the day with different magnitudes depending on the analyzed area. The values of the BRI  $T_{\text{Skin}}$  obtained in this study were consistently lower in the morning (7am). There are several metabolic adjustments that may justify lower temperature in early morning compared to other times of day, for instance, during the sleeping, an acute reduction in metabolic rate occurs, thus placing  $T_{\text{Body}}$  decreased<sup>7</sup>. Despite this  $T_{\text{Skin}}$  increment in the distal regions, they do not have overpassed  $T_{\text{Skin}}$  values of the regions of the trunk, which however, remained more homogeneous throughout the day. This low variability of the  $T_{\text{Skin}}$  in the central region of the body can be considered as normal, given the concentration of the

major organs in the abdominal area and chest that in resting conditions, are the main producers of heat<sup>8</sup>.

**Table 1** - Distribution of T<sub>skin</sub> (°C) average recorded at different times of the day in each BRI

RCI	Anterior BRI					Posterior BRI				
	7h	11h	15h	19h	23h	7h	11h	15h	19h	23h
Right arm	32.5	32.5	32.6*	32.8*	32.9*	30.4	30.8	31.2*	31.1*	31.2*
Left arm	32.7	32.6	32.8*	33.0*	33.1*	30.3	30.5	30.9*	30.7*	30.9*
Right thigh	30.2	30.9*†	31.6*	31.4*	31.3*	31.0	31.7*	31.9*	32.1*	33.0*
Left thigh	30.2	31.1*	31.7*	31.5*	31.4*	31.0	31.7*	31.8*	31.9*	31.9*
Abdominal	32.8	33.1	33.3*	33.3*	33.4*					
Pectoral	32.7	33.2*	33.3*	33.3*	33.3*					
Lower back						32.4	32.8	33.0*	33.1*	33.2*
Right scapula						32.9	33.4*	33.3*	33.5*	33.5*
Left scapula						32.9	33.3*	33.3*	33.4*	33.4*

\*Significant difference (p<0.05) compared to the average T<sub>skin</sub> 7h.

† Significant difference (p<0.05) compared to the average T<sub>skin</sub> 15h.

## CONCLUSION

The mean of the 13 T<sub>skin</sub> BRI showed variations during the day with the lowest values in the early morning (7am). The temperature variations are observed depending on the specific BRI, with periods of thermal stabilization in some regions and a raising T<sub>skin</sub> trend throughout the day.

## REFERENCES

- 1- Hofstra WA, de Weerd AW. How to assess circadian rhythm in humans: a review of literature. *Epilepsy Behav.* 2008; 13(3):438-44.
- 2- Ortiz-Tudela E, Martinez-Nicolas A, Campos M, Rol MA, Madrid JA. A new integrated variable based on thermometry, actimetry and body position (TAP) to evaluate circadian system status in humans. *PLoS Comput Biol.* 2010; 6(11):e1000996.
- 3- Vitaterna MH, Takahashi JS, Turek FW. Overview of circadian rhythms. *Alcohol Res Health.* 2001; 25(2):85-93.
- 4- Fernandes AA, Amorim PRS, Primola-Gomes TN, Sillero-Quinata M, Fernandez-Cuevas I, Silva RG, et al. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia por radiação infravermelha: uma revisão sistemática. *Rev Andal Med Deporte.* 2012; 5:113-7.
- 5- Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors.* 2010; 10(5):4700-15.
- 6- Teo WP, Newton MJ, McGuigan MR. Circadian rhythms in exercise performance: Implications for hormonal and muscular adaptation. *J Sport Sci Med.* 2011; 10(4):600-6.
- 7- Wakamura T, Tokura H. Circadian rhythm of rectal temperature in humans under different ambient temperature cycles. *Journal of Thermal Biology.* 2002; 27(5):439-47.
- 8- Campbell I. Body temperature and its regulation. *Anaesth Intens Care Med.* 2011; 12(6):240-4.

# **INFLUÊNCIA DA MASSOTERAPIA ASSOCIADA À MOBILIZAÇÃO MANDIBULAR INESPECÍFICA IMEDIATA SOBRE O SINAL ELETROMIOGRÁFICO NA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR – ESTUDO PILOTO**

Tosato JP, Casella GOP, Herpich CM, Arruda EEC, Politti F, Biasotto-Gonzalez DA

Departamento de Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE

E-mail do apresentador: jptfisioterapia@ig.com.br Web: www.cobec2014.com.br

## **INTRODUÇÃO**

As Disfunções Temporomandibulares (DTMs) estão presentes em cerca de 40-70% da população em geral, onde 33% apresentam pelo menos um sintoma. Dentre os vários sintomas associados às DTMs, estão às limitações, desvios e/ou deflexões dos movimentos da mandíbula, assimetria da musculatura mastigatória e alterações funcionais do sistema estomatognático<sup>1,2</sup>.

Para reversão destes e outros sintomas, diversos recursos são empregados. Dentre eles, os recursos fisioterapêuticos, como técnicas específicas de manipulações, terapia manual, massagens terapêuticas, eletroterapia aplicada, dentre outros.

A terapia manual é um dos recursos fisioterapêuticos mais importantes para o tratamento de pacientes com DTMs, porém poucos estudos têm investigado os efeitos desta intervenção terapêutica. Assim, o objetivo deste estudo foi investigar a influência da mobilização mandibular inespecífica associada à massoterapia, em indivíduos com disfunção temporomandibular.

## **MÉTODO**

Este estudo piloto contou com a participação de 10 indivíduos de ambos os sexos com idades entre 18 e 40 anos os quais foram avaliados quanto à presença de DTM, por meio dos Critérios de Diagnósticos para Pesquisa das Desordens Temporomandibulares (RDC/TMD) Eixo I e II. Estes foram submetidos a 2 avaliações de EMG, antes e imediatamente após a aplicação da massoterapia<sup>3</sup> e mobilização mandibular inespecífica. Foram registrados sinais eletromiográficos (*root mean square* - RMS) dos músculos masseter e temporal, bilateralmente em três condições: repouso; mastigação habitual e máxima intercuspidação. Para cada condição mastigatória foram realizadas três coletas com intervalo de descanso entre coletas de 3 minutos. Todo o processamento e extração das variáveis dos sinais obtidos em ambas as avaliações foram realizados utilizando o software Matlab, versão 7.1 (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, E.U.A.). Para todas as análises foi considerado um nível de significância de  $p < 0.05$ .

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

As comparações dos dados obtidos pré e pós-tratamento imediato com mobilização mandibular inespecífica associada à massoterapia demonstraram que o tratamento proporcionou alteração da RMS nas condições de máxima intercuspidação ( $F=5,52$ ;  $p < 0,03$ ) e repouso ( $F=102,34$ ;  $p < 0,0001$ ) e na frequência mediana na condição de máxima intercuspidação ( $F=56,84$ ;  $p < 0,0001$ ).

Outros estudos já demonstraram a eficácia das técnicas de fisioterapia em pacientes com DTM<sup>4,5,6</sup>, demonstrando diminuição global da dor e melhora na função com resposta a curto prazo.

Por meio da eletromiografia notou-se uma melhor simetria entre as atividades musculares, uma padronização entre os lados direito e esquerdo e entre os músculos masseter e temporal o que vai de acordo com Ferrario *et al.*<sup>7</sup>.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que a mobilização mandibular inespecífica associada à massoterapia interfere nos sinais eletromiográfico em pacientes com DTM.

## AGRADECIMENTO

Apoio financeiro da CAPES.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Biasotto-Gonzalez DA, Bérzin F. Electromyographic study of patients with masticatory muscles disorders, physiotherapeutic treatment (massage). *Braz J Sci.* 2004; 3(10):516-21.
- 2 - Svensson P, Graven-Nielsen T. Craniofacial muscle pain: review of mechanisms and clinical manifestations. *J Orofacial Pain.* 2001; 15(2):117-45.
- 3 - Biasotto-Gonzalez DA. Abordagem interdisciplinar das disfunções temporomandibulares. Barueri - SP: Ed. Manole; 2005.
- 4 - Townsend D, Nicholson RA, Buenaver L, Bush F, Gramling S. Use of a habit reversal treatment for temporomandibular pain in a minimal therapist contact format. *J Behaviour Ther Exp Psych.* 2001; 32:221–39.
- 5 - Michelotti A, Steenks MH, Farella M, Parisini F, Cimino R, Martina R. The additional value of a home physical therapy regimen versus patient education only for the treatment of myofascial pain of the jaw muscles: short term results of a randomized clinical trial. *J Orofac Pain.*, 2004; 18:114-25.
- 6 - McNeely ML, Armijo-Olivo S, Magee DJ. A systematic review of the effectiveness of physical therapy for temporo-mandibular disorders. *Phys Ther.* 2006; 86:710–25.
- 7 - Ferrario VF, Sforza C, D'Addona A, Miani A. Reproducibility of electromyographic measures: a statistical analysis. *J Oral Rehabil.* 1991; 18:513–21.

# **INFLUENCE OF MASSAGE THERAPY ASSOCIATED WITH NONSPECIFIC MANDIBULAR INSTANT MOBILIZATION OF THE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS IN TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS – A PILOT STUDY**

Tosato JP, Casella GOP, Herpich CM, Arruda EEC, Politti F, Biasotto-Gonzalez DA

Departamento de Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE

Presenter's E-mail: [jptfisioterapia@ig.com.br](mailto:jptfisioterapia@ig.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## **INTRODUCTION**

Temporomandibular Disorders (TMD) are present in approximately 40-70% of the general population, where 33% had at least one symptom. Among the various symptoms associated with TMD are limitations, variances and / or deflexions of jaw movement, asymmetry of the masticatory muscles and functional changes of the stomatognathic system<sup>1,2</sup>.

To reverse these and other symptoms, many resources are employed. Among them Physiotherapy resources such as technical specifications of manipulation, manual therapy, therapeutic massage, electrotherapy applied, among others.

The Manual therapy is one of the most important physiotherapeutic resources for the treatment of patients with TMD but few studies have investigated the effects of therapeutic intervention. Thus, the objective this study was to investigate the influence of unspecific mandibular mobilization associated with massage therapy in individuals with temporomandibular dysfunction.

## **METHOD**

This pilot study included the participation of 10 subjects of both sexes between the ages of 18 to 40 who were evaluated for the presence of TMD, using the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC / TMD) Axis I and II. They were submitted to 2 EMG reviews before and immediately after application of massage therapy<sup>3</sup> and unspecific mandibular mobilization. The electromyographic signals (*root mean square - RMS*) of the masseter and temporal muscles bilaterally were recorded in three conditions: rest, habitual chewing and maximum intercuspidal. For each condition masticatory three collections were performed with an interval of rest between collections of 3 minutes. All processing and extraction of variables from signals obtained in both evaluations were performed using the Matlab software, version 7.1 (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA). For all analyzes was considered a significance level of  $P < 0.05$ .

## **RESULTS AND DISCUSSION**

The comparisons of data obtained pre and immediately after the treatment with unspecific mandibular mobilization associated with massage therapy demonstrated that treatment afforded changing of the RMS in maximum intercuspidal conditions ( $F = 5.52$ ;  $p < 0.03$ ) and rest ( $F = 102.34$ ;  $p < 0.0001$ ) and the medium frequency in maximum intercuspidal condition ( $F = 56.84$ ;  $p < 0.0001$ ).

Other studies have demonstrated the effectiveness of physical therapy in patients with TMD<sup>4,5,6</sup>, demonstrating overall decrease in pain and improvement in function with short-term response.

Using electromyography noticed a better symmetry between muscle activities, standardization between the right and left sides and between the masseter and temporal muscles which goes according to Ferrario et al. 2002<sup>7</sup>.

## **CONCLUSION**

We conclude that nonspecific mandibular mobilization associated with massage therapy interferes with electromyographic signals in patients with TMD.

## **ACKNOWLEDGEMENT**

Financial support from CAPES.

## **REFERENCES**

- 1 - Biasotto-Gonzalez DA, Bérzin F. Electromyographic study of patients with masticatory muscles disorders, physiotherapeutic treatment (massage). *Braz J Sci.* 2004; 3(10):516-21.
- 2 - Svensson P, Graven-Nielsen T. Craniofacial muscle pain: review of mechanisms and clinical manifestations. *J Orofacial Pain.* 2001; 15(2):117-45.
- 3 - Biasotto-Gonzalez DA. Abordagem interdisciplinar das disfunções temporomandibulares. Barueri - SP: Ed. Manole; 2005.
- 4 - Townsend D, Nicholson RA, Buenaver L, Bush F, Gramling S. Use of a habit reversal treatment for temporomandibular pain in a minimal therapist contact format. *J Behaviour Ther Exp Psych.* 2001; 32:221–39.
- 5 - Michelotti A, Steenks MH, Farella M, Parisini F, Cimino R, Martina R. The additional value of a home physical therapy regimen versus patient education only for the treatment of myofascial pain of the jaw muscles: short term results of a randomized clinical trial. *J Orofac Pain.*, 2004; 18:114-25.
- 6 - McNeely ML, Armijo-Olivo S, Magee DJ. A systematic review of the effectiveness of physical therapy for temporo-mandibular disorders. *Phys Ther.* 2006; 86:710–25.
- 7 - Ferrario VF, Sforza C, D'Addona A, Miani A. Reproducibility of electromyographic measures: a statistical analysis. *J Oral Rehabil.* 1991; 18:513–21.

# CORRELAÇÃO ENTRE FUNÇÃO DO MEMBRO INFERIOR E TESTES CLINICOMÉTRICOS EM MULHERES COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Lopes JM<sup>1</sup>, Barbosa MCS<sup>2</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Neto JBC<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>, Sanchis JGB<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva –UFRN

<sup>2</sup>Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi – FACISA/UFRN

<sup>3</sup>Universidade Federal do Paraná – UFPR

<sup>4</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do apresentador: [fisio.clara@hotmail.com](mailto:fisio.clara@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

A síndrome da dor patelofemoral (SDPF) é umas das desordens mais comuns no joelho, Seu sintoma principal é a dor difusa na região anterior do joelho ou retropatela cujos efeitos causam prejuízos funcionais aos indivíduos portadores da síndrome<sup>1</sup>. De início insidioso, atinge principalmente mulheres jovens, adolescentes e atletas de ambos os sexos. A dor pode ser desencadeada por alguma atividade da vida diária, como ajoelhar-se ou sentar-se por tempo prolongado, subir e descer escadas e agachar-se. Em todos esses casos ocorre uma força compressiva na articulação patelofemoral, responsável pela sensação dolorosa. Apesar de ser bastante comum, a SDPF ainda tem etiologia desconhecida, embora alguns autores relatem alterações biomecânicas dos membros inferiores como principal causa.

Muitos instrumentos foram testados e validados para avaliar o joelho, entretanto, parte desses instrumentos foi construída para avaliar o joelho de uma forma mais abrangente e outra parte especificamente para uma determinada disfunção e até para uma população específico. Entre esses instrumentos destacam-se LEFS (*lower extremity functional scale*) que avalia a função do membro inferior assim como responderam à EISDF (escala de intensidade da síndrome da dor femoropatela), QIF (questionário do índice de função), NPRS (escala de avaliação numérica da dor) e EPEG (escala da percepção do efeito global) que são instrumentos de avaliação clínica do joelho em pacientes com SDPF.

Objetivo deste estudo foi verificar a correlação entre função do membros inferiores e testes clinicométricos em mulheres com síndrome da dor patelofemoral.

## MÉTODOS

Desenhou-se um estudo seccional com estudantes universitárias do sexo feminino da Universidade Federal do Rio Grande do Norte a respeito da presença de dores na região anterior dos joelhos que surgiam ao permanecer ajoelhada ou sentada por tempo prolongado, agachar-se, descer e subir escadas e que permaneciam por mais de 30 dias. Neste panorama, as classificávamos como apresentando SDPF aquelas que apresentassem três ou mais componentes do quadro clínico supracitado.

Todas as participantes passaram por avaliação de LEFS (*lower extremity functional scale*) que avalia a função do membro inferior assim como responderam à EISDF (escala de intensidade da síndrome da dor femoropatela), QIF (questionário do índice de função), NPRS (escala de avaliação numérica da dor) e EPEG (escala da percepção do efeito global) que são instrumentos de avaliação clínica do joelho em pacientes com SDPF. Esses instrumentos dispõe uma medida escalar das características que examinar.

Os dados foram analisados através de regressão linear simples para obtenção do coeficiente de correlação de *Pearson* ( $r$ ), coeficiente de determinação ( $R^2$ ), índice de inclinação da reta ( $B$ ) e

adotando-se um  $\leq 0,05$ . Esta pesquisa foi aprovada por Comitê de Ética em Pesquisa sob protocolo 0703.0.133.000-11.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Participaram da pesquisa 30 jovens mulheres universitárias com idade média de  $21,42 \pm 2,08$  anos, variando de 18 a 28 anos. Observamos que a função do membro inferior manteve uma correlação negativa e moderada com EISDF ( $p < 0,001$ ), onde o aumento em um ponto nesta escala reduz em 0,35 pontos na LEFS. O QIF mostrou-se correlacionado com a LEFS, de modo que um aumento de um ponto na QIF corresponde à elevação de 2,84 pontos nesse instrumento ( $p < 0,001$ ). Da mesma forma, a dor na SDPF (NPRS) está relacionada inversamente com a função do membro inferior (LEFS) de modo que aumento de um ponto na NPRS leva a um declínio de 2,85 na LEFS ( $p = 0,001$ ).

**Tabela 1** - Correlação da LEFS com a EISDF, QIF, NPRS e EPEG em mulheres jovens com síndrome de dor patelofemoral

		EISDF	QIF	NPRS	EPEG
LEFS	r de Pearson	-0,67	0,78	-0,58	0,31
	R <sup>2</sup>	44,89%	60,84%	33,64%	9,0%
	p-valor	<0,001	<0,001	0,001	0,08
	B	-0,35	2,84	-2,85	1,64

A função do membro inferior sugere apresentar uma correlação com as características clínicas de mulheres jovens com SDPF. Essa incidência pode estar associada à grande utilização da articulação patelofemoral, principalmente em atividades esportivas, onde merece destaque a participação crescente entre as mulheres.

## CONCLUSÃO

A função do membro inferior parece está relacionada com as características clínicas de mulheres jovens com SDPF como intensidade da disfunção, atividades funcionais e dor.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Bessa S, Santos EP, Silveira RAG, Maia PHB, Beasileiro JS. Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo em portadoras da síndrome da dor patelofemoral. *Fisioter Pesq.* 2008; 15(2):157-63.
- 2 - Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the brazilian population. *J Orthop & Sports Phys Ther.* 2013; 43(5):332-9.
- 3 - Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2002; 30 (3):447-56.
- 4 - Metsavaht L, Leporace G, Riberto M, Sposito MM, Del Castillo LN, Oliveira LP, et al. Translation and cross-cultural adaptation of the lower extremity functional scale into the lower extremity functional scale into a brazilian portuguese version and validation on patients with knee injuries. *J Orthop & Sports Phys Ther.* 2012; 42(11):932-9.
- 5 - Tumia N, Maffulli N. Patellofemoral pain in female athletes. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2002; 10(1):69-75.

## **CORRELATION BETWEEN FUNCTION OF LOWER LIMB AND TESTS CLINICOMÉTRICOS IN WOMEN WITH SYNDROME THE PAIN PATELLOFEMORAL**

Lopes JM<sup>1</sup>, Barbosa MCS<sup>2</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Neto JBC<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>, Sanchis JGB<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Post-Graduate Program in Public Health-UFRN

<sup>2</sup>Health Sciences College, Trairi - FACISA / UFRN

<sup>3</sup>Federal University of Paraná - UFPR

<sup>4</sup>Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

Presenter's E-mail: fisio.clara@htomail.com Web: www.cobec2014.com.br

### **INTRODUCTION**

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the most common disorders of the knee. Its main symptom is widespread pain in the anterior knee or retropatellar whose effects cause functional impairment to patients with síndrome individuals. Insidious onset, affects mainly young women, teens and athletes of both sexes. The pain can be triggered by any activity of daily living, such as kneel or sit for prolonged periods, up and down stairs and crouch. In all these cases a compressive force on the patellofemoral joint, responsible for the painful sensation occurs. Although quite common, PPS has yet unknown etiology, although some authors report biomechanical abnormalities of the lower limbs as the main cause.

Many instruments have been tested and validated to assess the knee however, of these instruments was constructed to assess the knee in a more comprehensive way and partly specific to a particular dysfunction and even for a specific population. Among these instruments stand out LEFS (lower extremity functional scale) to review the function of the lower limb as well as responded to EISDF (intensity scale of patellofemoral pain syndrome), QIF (questionnaire index function), NPRS (numeric rating scale pain) and EPEG (scale of global perceived effect) which are tools for clinical evaluation of the knee in patients with PFPS.

This study aimed to verify the correlation between function of the lower limbs and clinicmetric testing in women with patellofemoral pain syndrome.

### **METHODS**

Drew up a cross-sectional study of university female students of the Federal University of Rio Grande do Norte regarding the presence of pain in the anterior knee that appeared to remain kneeling or sitting for prolonged periods, squatting, going up and down stairs and remain for more than 30 days. In this scenario, the classification as having PFPS those who submit three or more components of the mentioned clinical picture.

All participants underwent an evaluation of LEFS (lower extremity functional scale) to review the function of the lower limb as well as responded to EISDF (intensity scale of patellofemoral pain syndrome), QIF (questionnaire index function), NPRS (numeric rating scale of pain) and Epeg (scale of global perceived effect) which are tools for clinical evaluation of the knee in patients with PFPS. These instruments have a measure of the scalar features to examine.

Data were analyzed by linear regression simples to obtain the coefficient of correlation ( $r$ ), coefficient of determination ( $R^2$ ), slope of the index ( $B$ ) and adopting a  $\leq 0.05$ . This research was approved by the Ethics in Research under protocol 0703.0.133.000-11.

## RESULTS AND DISCUSSION

Participated in the study 30 young college women with a mean age of 21.42 ( $\pm$  2.08) years, ranging from 18 to 28 years. We observed that the function of the lower limb was a negative and moderate correlation with EISDF ( $p < 0.001$ ), which increased at a point in this range reduces by 0.35 points in LEFS. QIF proved to be correlated with LEFS, so that an increase of one point corresponds to the QIF 2.84 lifting points on the instrument ( $p < 0.001$ ). Likewise, the PPS pain (NPRS) is inversely related to the function of the lower limb (LEFS) so that one point increase in NPRS leads to a decline in LEFS 2.85 ( $p = 0.001$ ).

**Tabela 1** - Correlation of the LEFS with EISDF, QIF, NPRS and EPEG in young women with patellofemoral pain syndrome

		EISDF	QIF	NPRS	EPEG
LEFS	r de Pearson	-0.67	0.78	-0.58	0.31
	R <sup>2</sup>	44.89%	60.84%	33.64%	9.0%
	p-valor	<0.001	<0.001	0.001	0.08
	B	-0.35	2.84	-2.85	1.64

The function of the lower limb present suggests a correlation with the clinical features of young women with PFPS. This incidence may be related to the widespread use of the patellofemoral joint, especially in sports, which deserves the increasing participation among women

## CONCLUSION

The function of the leg seems is related to the clinical features of young women with PFPS as intensity of dysfunction, functional activities and pain.

## REFERENCES

- 1 - Bessa S, Santos EP, Silveira RAG, Maia PHB, Beasileiro JS. Atividade eletromiográfica do vasto medial oblíquo em portadoras da síndrome da dor patelofemoral. *Fisioter Pesq.* 2008; 15(2):157-63.
- 2 - Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the brazilian population. *J Orthop & Sports Phy Ther.* 2013; 43(5):332-9.
- 3 - Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2002; 30 (3):447-56.
- 4 - Metsavaht L, Leporace G, Riberto M, Sposito MM, Del Castillo LN, Oliveira LP, et al. Translation and cross-cultural adaptation of the lower extremity functional scale into the lower extremity functional scale into a brazilian portuguese version and validation on patients with knee injuries. *J Orthop & Sports Phys Ther.* 2012; 42(11):932-9.
- 5 - Tumia N, Maffulli N. Patellofemoral pain in female athletes. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2002; 10(1):69-75.

## A INFLUÊNCIA DA DIABETES MELLITUS NA EFICIÊNCIA MASTIGATÓRIA – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Regalo SCH<sup>1</sup>, Borges TdeF<sup>1</sup>, Sousa DTC<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Morfologia, Fisiologia e Patologia Básica da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – FORP – USP, Brasil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brasil

E-mail do apresentador: simone@forp.usp.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

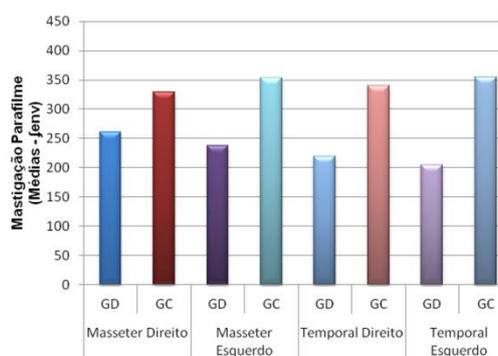
A mastigação é uma das funções mais importantes do sistema estomatognático. A função craniomandibular é determinada por uma complexa inter-relação de músculos, articulação, dentes e sistema neuromuscular. A diabetes *mellitus* está associada a várias desordens musculoesqueléticas, e apesar da patofisiologia não ser ainda bem elucidada sugere-se que alterações no tecido conjuntivo, vasculopatia, neuropatia, ou a combinação de vários desses fatores sejam os responsáveis por essas alterações<sup>1</sup>. Assim, este estudo objetivou analisar, em indivíduos portadores de diabetes tipo II, a eficiência dos ciclos mastigatórios, dos músculos masseteres e temporais.

### MÉTODOS

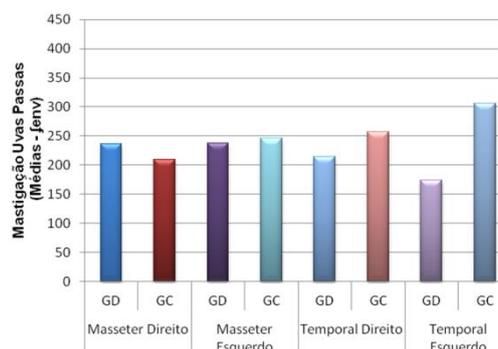
Vinte e oito indivíduos (22-69 anos) foram divididos em dois grupos: Grupo I (GD – com diabetes, n = 14) e Grupo II (GC - controle - sem diabetes, n = 14). A eficiência do ciclo mastigatório dos músculos masseter e temporal durante a mastigação de Parafilm M<sup>®</sup>, uva passa e amendoim (10 segundos cada) foi medida por meio da integral da envoltória do sinal EMG. A atividade eletromiográfica foi analisada através do sinal eletromiográfico (Myosystem - BR3.5 - DataHominis Ltda - Brasil), com eletrodos ativos diferenciais. Eletrodos ativos diferenciais de superfície foram colocados sobre a pele, limpa com álcool, em ambos masseteres e temporais. Um eletrodo de referência foi fixado na região frontal. Os sinais foram filtrados digitalmente utilizando um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz. Para comparação dos grupos, o teste *t* de Student foi aplicado para amostras independentes ( $p = 0,05$ ).

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

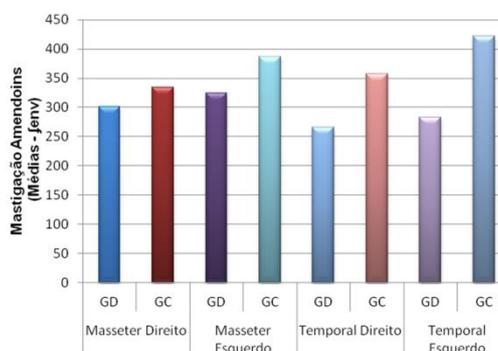
No presente estudo, a atividade muscular durante a mastigação para o GD (diabético) manteve-se com baixa ativação das fibras musculares quando comparado ao padrão de normalidade para todas as mastigações, não habitual, com Parafilm, ou habitual, com alimento macio, como a uva passa ou duro, como o amendoim (Figuras 1, 2, 3 e 4).



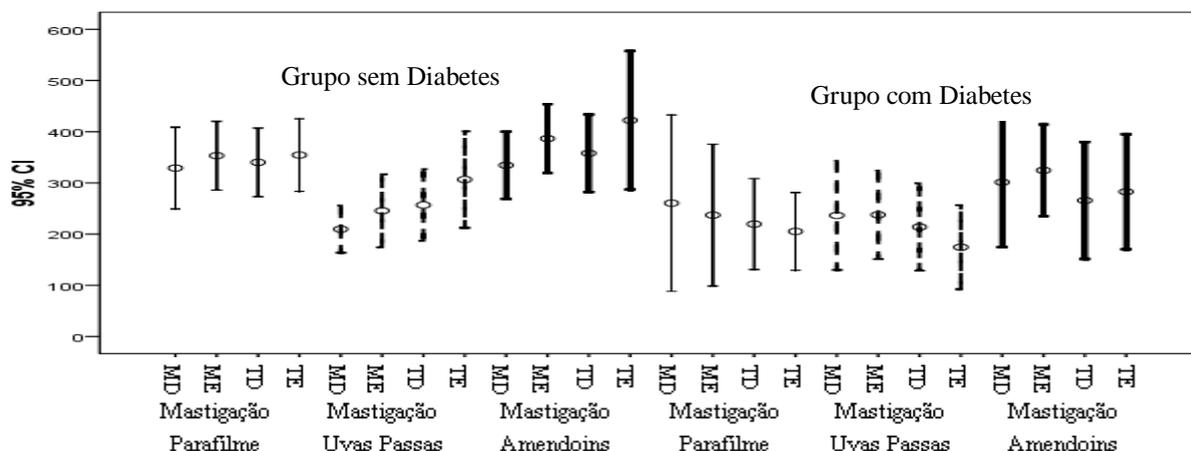
**Figura 1** – Médias da Integral da Envoltória do EMG ( $\mu_{env}$ ) dos músculos masseteres e temporais na mastigação não habitual do Parafilme durante 10 segundos, para os Grupos Diabéticos (GD) e Controle (GC)



**Figura 2** – Médias da Integral da Envoltória do EMG ( $\mu_{env}$ ) dos músculos masseteres e temporais na mastigação das uvas passas durante 10 segundos, para os Grupos Diabéticos (GD) e Controle (GC)



**Figura 3** – Médias da Integral da Envoltória do EMG (fenv) dos músculos masseteres e temporais na mastigação dos amendoins durante 10 segundos, para os Grupos Diabéticos (GD) e Controle (GC)



**Figura 4** – Intervalo de confiança para a eficiência dos músculos mastigatórios (MD – masseter direito; ME – masseter esquerdo; TD – temporal direito; TE – temporal ), durante a mastigação de amendoins, uvas passas e parafilme, do grupo sem diabetes e do grupo com diabetes.

Isto pode ocorrer tendo em vista que os movimentos mastigatórios ocorrem devido à inter-relação entre vários órgãos do sistema estomatognático, propriocepção, centros cerebrais e função oclusal. Qualquer mudança nas informações da oclusão, articulação temporomandibular ou músculos mastigatórios podem levar a alteração do padrão de movimentos mastigatórios e sua eficiência<sup>2,3</sup>.

## CONCLUSÃO

Concluiu-se que o diabetes causou alterações no recrutamento das fibras musculares durante o processo mastigatório, destacando a necessidade dos profissionais de saúde a considerar esta mudança no sistema estomatognático em indivíduos com esta doença crônica degenerativa.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Arkkila PE, Gautier JF. Musculoskeletal disorders in diabetes *mellitus*: an update. *Best Prac Res Clin Rheumatol*. 2003; 17:945-70.
- 2 - Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. Trad., ME Miranda. São Paulo: Artes Médicas 2000.
- 3- Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1048-55.

**Suporte Financeiro:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 e 2012/00897-8 No. Protocolo CEP: 2011.1.1162.58.9

## THE INFLUENCE OF DIABETES MELLITUS IN MASTICATORY EFFICIENCY - ANALYSIS ELECTROMYOGRAPHIC

Regalo SCH<sup>1</sup>, Borges TdeF<sup>1</sup>, Sousa DTC<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Zeitone MB<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departament of Morphology, Stomatology and Physiology of the Ribeirão Preto Dental School (RPDS), University of São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: simone@forp.usp.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

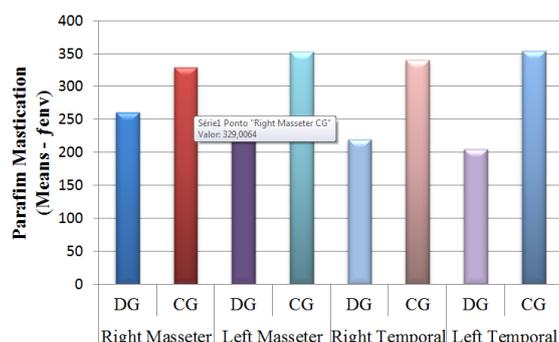
Chewing is one of the most important functions of the stomatognathic system. The craniomandibular function is determined by a complex interplay of muscle, joint, teeth and the neuromuscular system. Diabetes mellitus is associated with several musculoskeletal disorders, despite the pathophysiology is not yet elucidated suggest that changes in the connective tissue, vasculopathy, neuropathy, or a combination of several of these factors are responsible for these changes<sup>1</sup>. This study aimed to analyze in individuals with type II diabetes, the efficiency cycle's mastication, the masseter and temporal muscles.

### METHODS

Twenty eight subjects (22-69 years) were divided into two groups: Group I (diabetic; n=14) and Group II (control; n=14). The masticatory cycle efficiency was measured by the ensemble average of masseter and temporal muscles during chewing of Parafilm M<sup>®</sup>, raisin and peanut (10 seconds each). The electromyographic activity was analyzed through electromyographic signal (Myosystem – BR3.5 – DataHominis Ltda - Brazil) with differential active electrodes. Surface differential active electrodes were placed on the skin, cleaned with alcohol, on both masseter and temporalis muscles. A ground electrode was fixed on the frontal region. The signals were digitally filtered using a bandpass filter of 10 to 500 Hz. In comparison tests, the Student's t-test was applied for independent samples ( $p < 0.05$ ).

### RESULTS AND DISCUSSION

In the present study, muscle activity during mastication to GD (diabetic) remained low activation of muscle fibers when compared with the normal pattern for all chews, unusual with Parafilm M<sup>®</sup>, or usual, with soft food, such as raisins or hard, like peanuts.



**Figure 1** – EMG ensemble average ( $\bar{fenv}$ ), masseter and temporal muscles, in unusual Parafilm mastication for 10 seconds for Diabetics Groups (DG) and Control (CG)

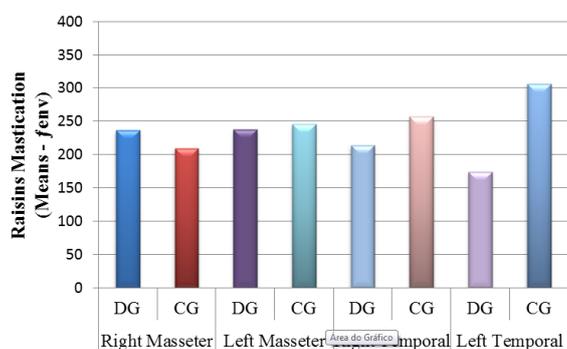


Figure 2 – EMG ensemble average (fenv), masseter and temporal muscles, in raisins mastication for 10 seconds for Diabetics Groups (DG) and Control (CG)

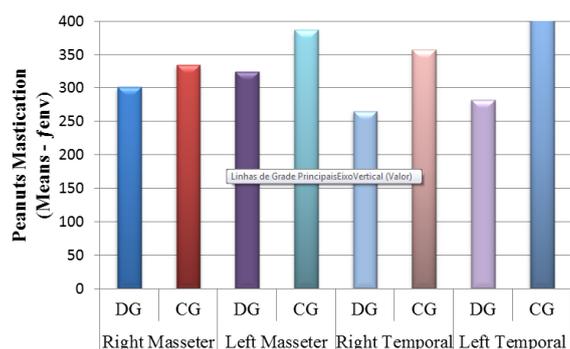


Figura 3 – EMG ensemble average (fenv), masseter and temporal muscles, in peanuts mastication for 10 seconds for Diabetics Groups (DG) and Control (CG)

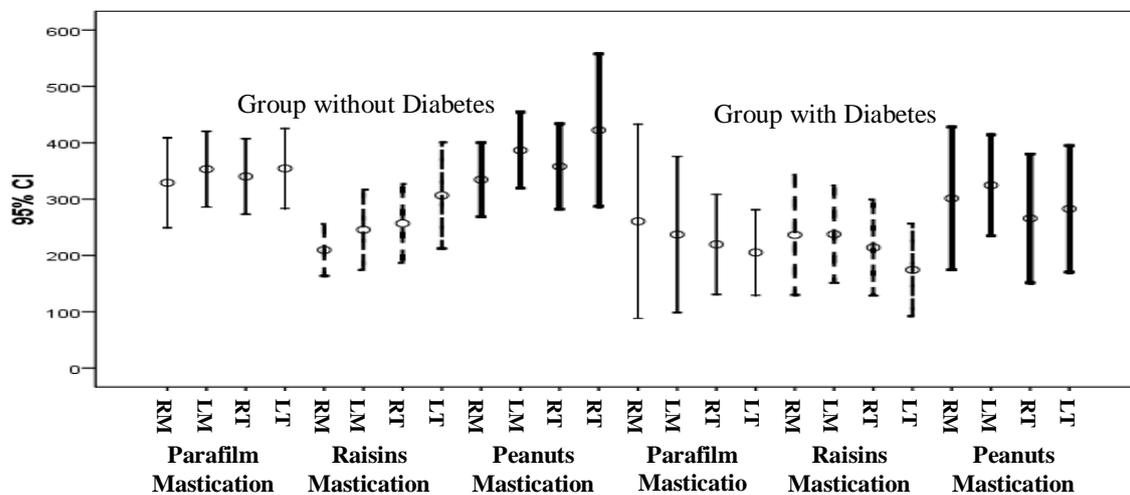


Figure 4 – Confidence interval for the masticatory cycles' efficiency (RM – right masseter, LM – left masseter, RT – right temporal, LT – left temporal) during mastication of parafilm, raisins and peanuts, the Control Group and Diabetes Group

This can occur given that the masticatory movements occur due to the interrelationship between various organs of the stomatognathic system, proprioception, and brain centers occlusal function. Any change in information occlusion, temporomandibular joint or masticatory muscles can lead to change in the pattern of masticatory movements and their efficiency (OKESON, 2000; Kim *et al*, 2001).

## **CONCLUSION**

It was concluded that diabetes caused changes in requesting of muscle fibers during the masticatory process, highlighting the need for health professionals to consider this change in the stomatognathic system in individuals with this chronic degenerative disease.

## **REFERENCE**

- Arkkila PE, Gautier JF. Musculoskeletal disorders in diabetes *mellitus*: an update. *Best Prac Res Clin Rheumatol* 2003; 17:945-70.
- Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. Trad., ME Miranda. São Paulo: Artes Médicas 2000.
- Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1048-55.
- Financial support: CNPq, FAPESP 2012/00928-0 and 2012/00897-8 Protocol No. CEP: 2011.1.1162.58.9

# ASSOCIAÇÃO ENTRE CONDIÇÕES DO POSTO DE TRABALHO E CARGA MUSCULAR EM TRABALHADORES DE ESCRITÓRIO

Oliveira AB, Barbieri DF, Januário LB

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar.

E-mail do apresentador: [biaoliveira@gmail.com](mailto:biaoliveira@gmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

Os distúrbios musculoesqueléticos são a principal causa de afastamento do trabalho em todo mundo<sup>1,2</sup>. Estudos apontam que um ambiente de trabalho ergonomicamente adequado pode diminuir o risco de lesões ocupacionais<sup>3,4</sup>. Considerando que as alterações musculares têm grande influência no aparecimento de sintomas e dor relacionada ao trabalho<sup>5</sup>, a eletromiografia de superfície (EMGs) pode trazer informações relevantes para o entendimento da relação entre lesões musculoesqueléticas e o ambiente de trabalho<sup>6</sup>. Portanto, o objetivo do presente estudo é investigar a associação entre as condições ergonômicas do posto de trabalho e os níveis de carga muscular.

## MÉTODOS

Foram avaliados 41 servidores administrativos (43,7±8,6 anos; 72,0±14,8 kg; 170±10 cm) de uma universidade pública, que realizavam trabalho de computador por mais de 4 horas/dia. O posto de trabalho foi avaliado a partir do protocolo de Análise Ergonômica dos Postos de Trabalho (AET), proposto pelo Instituto Finlandês de Saúde Ocupacional [7]. Cada um dos itens abordados foram avaliados por um analista (pontuados de 1-4/5, sendo 1 o nível ideal). Os níveis de carga muscular foram avaliados em ambiente real, a partir da EMGs dos músculos: trapézio superior direito (TSD) e esquerdo (TSE) e dos extensores do carpo direito (ECD) e esquerdo (ECE), por um período de duas horas durante o trabalho regular de cada sujeito. O processamento foi realizado em ambiente MatLab (versão 7.0.1, MathWorks Inc.). Cada sinal foi convertido em RMS a partir de janelas de 1/8s, sem sobreposição, e normalizado pelo maior valor RMS obtido em três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM). Foram calculados os percentis de ativação (P10, P50 e P90) baseados na APDF (*Amplitude Probability Distribution Function*) com intuito de quantificar a carga muscular (estática, média e de pico, respectivamente)<sup>8</sup>. A associação entre fatores ergonômicos e os níveis de ativação EMG foram testados por meio do coeficiente de correlação de Spearman ( $r_s$ ), executados pelo *software Statistical Package for Social Science* (SPSS – 17.0), com nível de significância de 0,05 (5%)

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dos 14 itens contemplados no protocolo AET, quatro apresentaram correlação significativa com a carga muscular, de acordo com os dados apresentados na Tabela 1. Foi encontrada para *Posturas de trabalho e movimentos* uma correlação negativa moderada em relação ao TSD-P10 ( $r_s = -0,35$ ;  $P = 0,03$ ). Isso mostra uma tendência de que maiores escores obtidos no AET, levam a menores níveis de ativação muscular no TSD, apontando aumento na demanda estática do músculo.

Para o item de *Restrição no trabalho*, observou-se uma correlação positiva moderada em relação ao ECD-P50 ( $r_s = 0,34$ ;  $P = 0,03$ ). Durante o trabalho considerado restrito (escores mais altos do AET), as condições de execução da tarefa limitam os movimentos e o ritmo do trabalhador e isso gera maiores níveis médios de ativação muscular dos extensores do carpo do lado direito.

O item *Tomada de decisão*, mostrou uma correlação negativa moderada nos percentis de ativação TSE-P90 ( $r_s = -0,32$ ;  $P = 0,04$ ), ECD-P10 ( $r_s = -0,35$ ;  $P = 0,02$ ), ECD-P50 ( $r_s = -0,40$ ;  $P = 0,01$ ), ECD-P90 ( $r_s = -0,33$ ;  $P = 0,03$ ), ECE-P10 ( $r_s = -0,33$ ;  $P = 0,04$ ) e ECD-P50 ( $r_s = -0,39$ ;  $P = 0,01$ ). Isso mostra que em ambientes onde existem diversas instruções e as informações podem ser ambíguas

ou errôneas, parece haver maiores níveis de ativação muscular, principalmente na musculatura extensora do punho.

Por fim, o escore *Atenção* mostrou uma correlação positiva moderada em relação ao TSD-P10 ( $r_s=0,35$ ;  $P=0,02$ ) e moderadamente negativa em relação a ECD-P90 ( $r_s= -0,31$ ;  $P=0,05$ ). Isso aponta que em trabalhos onde a demanda de atenção é alta na maior parte do ciclo do trabalho, a carga muscular estática do trapézio direito é grande e a carga de pico do extensor do punho direito é pequena, mostrando que tarefas de alta atenção exigem uma ativação muscular constante e de baixo limiar<sup>9</sup>.

**Tabela 1** - Resultados do teste de correlação ( $r_s$ ) entre os principais itens do protocolo AET, de acordo com os escores do analista, e os percentis de ativação muscular (P10, P50, P90) dos músculos trapézio superior direito (TSD) e esquerdo (TSE) e extensores do carpo direito (ECD) e esquerdo (ECE).

		Postura de trabalho e movimentos	Restrição no trabalho	Tomada de decisão	Atenção
TSD	P10	-0,35*	0,13	-0,19	0,35*
	P50	-0,20	-0,14	-0,16	0,29
	P90	-0,16	-0,08	-0,27	0,13
TSE	P10	-0,13	-0,14	-0,21	0,24
	P50	-0,12	-0,29	-0,09	0,23
	P90	-0,13	-0,27	-0,32*	0,23
ECD	P10	-0,28	0,26	-0,35*	-0,19
	P50	-0,24	0,34*	-0,40*	-0,18
	P90	-0,18	0,30	-0,33*	-0,31*
ECE	P10	-0,04	-0,11	-0,33*	-0,06
	P50	-0,11	-0,17	-0,39*	0,02
	P90	-0,20	-0,03	-0,26	-0,08

\* valores estatisticamente significativos -  $P<0,05$ .

De maneira geral, é possível concluir que ambientes de trabalho considerados inadequados de acordo com AET estão associados a sobrecarga do sistema muscular, seja ela devido ao aumento da carga estática muscular ou devido ao aumento na demanda muscular em todos os níveis de ativação.

## REFERÊNCIAS

- 1 - David G, Woods V, Li G, Buckle P. The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Appl Erg.* 2008; 39(1):57-69.
- 2 - Brooks PM. The burden of musculoskeletal disease: a global perspective. *Clin Rheumatol.* 2006; 25(6):778–81.
- 3 - Sharan D. Ergonomic workplace analysis (EWA). *Work* 2012 ;41(Suppl 1):5366-8.
- 4 - B.J. Kristensen, K. Sogaard, J. Stroyer, C. Jensen, Computer users' risk factors for developed shoulder, elbow and back symptoms. *Scand J Work Environ Health.* 2004; 30(5):390-8.
- 5 - Hansson GÅ, Asterland P, Skerfving S. Acquisition and analyses of whole-day electromyographic field recordings. In: Hermens HJ, Hägg G, Freriks B, (Eds.), *Proceedings of the Second General SENIAM (Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles) Workshop*, Stockholm, Sweden. Roessing Research and Development, Enschede, The Netherlands, 1997; p.19–27.

- 6 - Mathiassen SE, Winkel J, Hägg GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies. *J Electromyogr Kinesiol* 1995; 5:197–226.
- 7 - Ohlsson K, Attewell RG, Johnsson B, Ahlm A, Skerfving S. An assessment of neck and upper extremity disorders by questionnaire and clinical examination. *Ergonomics*. 1994; 37:891-7.
- 8 - Jonsson B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. *J Hum Ergol*. 1982; 11(1):73–88.
- 9 - Wahlström J. Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occup Med*. 2005; 55:168-76.

## ASSOCIATION BETWEEN JOB ENVIRONMENT AND MUSCLE LOAD AMONG OFFICE WORKERS

Oliveira AB, Barbieri DF, Januário LB

Department of Physical Therapy - Federal University of São Carlos – UFSCar

E-mail: biaooliveira@gmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Work Related Musculoskeletal Disorders (WMSDs) are one of the most prevalent occupational diseases all over the world [1,2]. The literature shows that an ergonomic safe work environment can reduce the risk of developing WMSDs [3,4]. Considering the influence of muscle alterations on pain and soreness related with work [5], surface electromyography (sEMG) can provide helpful information regarding WMSD and work environment [6]. Therefore the aim of this study is to analyze the association between work environment ergonomics and muscle load.

### METHODS

Forty-one office workers (43.7±8.6 years old; 72.0±14.8 kg; 170±10 cm) from a public university were evaluated. They performed computer activities for at least 4h/day. The workplace analysis was performed according to the *Ergonomic Workplace Analysis* (EWA) protocol, developed by the Finnish Institute of Occupational Health [7]. Each item of the protocol was evaluated by an analyst (and scored from 1-4/5, where 1 is the ideal score). Muscular load was evaluated in real environment, from the sEMG recordings of the right (RUT) and left upper trapezius (LUT), and right (RECR) and left extensor carpi radialis (LECR). The signals were recorded during two hours, while the subject performed their usual tasks. The sEMG signals were processed using Matlab (version 7.0.1, The Mathworks Inc.). Each recording was converted into RMS by means of 1/8s windows without overlapping, and normalized by the highest value obtained in 3 maximal voluntary contractions (MVC). The activation percentiles (P10, P50 e P90) based on the APDF (Amplitude Probability Distribution Function) was calculated in order to quantify the muscular load [8]. The association between workplace ergonomics and muscular load were tested through the Spearman correlation coefficient ( $r_s$ ) using SPSS software (Statistical Package for Social Science, v. 17), with a significance level at 0.05 (5%).

### RESULTS AND DISCUSSION

Four items, out of the 14 composing the EWA, were significantly correlated with muscular load, according to data presented at Table 1. A moderate negative correlation was found between *Work postures and movements* and the RUT-P10 ( $r_s = -0.35$ ;  $P=0.03$ ). This result shows that the higher the score obtained in EWA protocol for this item, the lower the RUT activation at P10, indicating an increase of the static muscle demand.

The score for the item *Job restrictiveness* was moderately correlated (positive) with RECR-P50 ( $r_s=0.34$ ;  $P=0.03$ ). During restrictive work (higher scores on EWA), the working conditions may impair the rhythm and movement, leading to higher activation of the extensor carpi radialis muscle, considering the right (and dominant) limb.

The *Decision making* item showed a moderate negative correlation with: LUT-P90 ( $r_s = -0.32$ ;  $P=0.04$ ), RECR-P10 ( $r_s = -0.35$ ;  $P=0.02$ ), RECR-P50 ( $r_s=-0.40$ ;  $P=0.01$ ), RECR-P90 ( $r_s = -0.33$ ;  $P=0.03$ ), LECR-P10 ( $r_s = -0.33$ ;  $P=0.04$ ) e LECR-P50 ( $r_s = -0.39$ ;  $P=0.01$ ). It suggests that workplaces with distinguished instructions or possible misguided and wrong information are associated to higher levels of muscle activation, mainly at the carpi extensor muscles.

Finally, the *Attentiveness* item showed a moderate positive correlation with the RUT-P10 ( $r_s=0.35$ ;  $P=0.02$ ), and a moderate negative correlation with the RECR-P90 ( $r_s = -0.31$ ;  $P=0.05$ ).

When the attention demand is high during most part of the work cycle, the static muscular load on the right trapezius is high, while the peak load on right extensor carpi radialis is low, suggesting that tasks demanding high attention also demand constant muscle activation at low levels [9].

**Table 1** - Results from the correlation tests ( $r_s$ ) between the main items of the EWA protocol, and muscle activation percentiles (P10, P50, P90) from the right (RUT) and left upper trapezius (LUT), and the right (RECR) and left extensor carpi radialis (LECR).

		Work postures and movements	Job restrictiveness	Decision making	Attentiveness
RUT	P10	-0.35*	0.13	-0.19	0.35*
	P50	-0.20	-0.14	-0.16	0.29
	P90	-0.16	-0.08	-0.27	0.13
LUT	P10	-0.13	-0.14	-0.21	0.24
	P50	-0.12	-0.29	-0.09	0.23
	P90	-0.13	-0.27	-0.32*	0.23
RECR	P10	-0.28	0.26	-0.35*	-0.19
	P50	-0.24	0.34*	-0.40*	-0.18
	P90	-0.18	0.30	-0.33*	-0.31*
LECR	P10	-0.04	-0.11	-0.33*	-0.06
	P50	-0.11	-0.17	-0.39*	0.02
	P90	-0.20	-0.03	-0.26	-0.08

\* Significant correlation -  $P < 0.05$ .

In general, poor workplace ergonomics according to the EWA protocol are associated with an overload of the musculoskeletal system, due to either an increase on the static load or a general increase on muscle activation.

## REFERENCES

- 1 - David G, Woods V, Li G, Buckle P. The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Appl Erg.* 2008; 39(1):57-69.
- 2 - Brooks PM. The burden of musculoskeletal disease: a global perspective. *Clin Rheumatol.* 2006; 25(6):778-81.
- 3 - Sharan D. Ergonomic workplace analysis (EWA). *Work* 2012 ;41(Suppl 1):5366-8.
- 4 - B.J. Kristensen, K. Sogaard, J. Stroyer, C. Jensen, Computer users' risk factors for developed shoulder, elbow and back symptoms. *Scand J Work Environ Health.* 2004; 30(5):390-8.
- 5 - Hansson GÅ, Asterland P, Skerfving S. Acquisition and analyses of whole-day electromyographic field recordings. In: Hermens HJ, Hägg G, Freriks B, (Eds.), *Proceedings of the Second General SENIAM (Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles) Workshop*, Stockholm, Sweden. Roessing Research and Development, Enschede, The Netherlands, 1997; p.19-27.
- 6 - Mathiassen SE, Winkel J, Hägg GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies. *J Electromyogr Kinesiol* 1995; 5:197-226.
- 7 - Ohlsson K, Attewell RG, Johnsson B, Ahlm A, Skerfving S. An assessment of neck and upper extremity disorders by questionnaire and clinical examination. *Ergonomics.* 1994; 37:891-7.
- 8 - Jonsson B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. *J Hum Ergol.* 1982; 11(1):73-88.
- 9 - Wahlström J. Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occup Med.* 2005; 55:168-76.

# A INFLUÊNCIA DA DOR LOMBOPÉLVICA SOBRE O SONO DE MULHERES GRÁVIDAS: UMA AVALIAÇÃO POR MEIO DA ACTIMETRIA

De Sousa VPS, Ribeiro SO, Viana ESR

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do apresentador: vanessafisio@gmail.com

## INTRODUÇÃO

As alterações do sono resultam da influência de diversos fatores, tais como: dor<sup>1</sup>, ansiedade, depressão<sup>2</sup> e distúrbios respiratórios<sup>3</sup>. Além disso, determinadas fases da vida também podem levar ao aparecimento desses distúrbios, tais como: gravidez<sup>4</sup>, menopausa<sup>5</sup> e envelhecimento<sup>6</sup>. O estudo sobre a relação entre dor lombopélvica (DLP) e alterações do sono, em mulheres grávidas, tem mostrado que, com o avançar da gravidez, há diminuição da duração média e qualidade do sono, bem como o aumento da intensidade da DLP<sup>7,8</sup>. Entretanto, esta relação tem sido pouco investigada. Hipotetizamos que as gestantes com DLP apresentarão pior qualidade e quantidade do sono, quando comparadas aquelas sem a referida queixa algica. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar a relação entre alterações do sono e dor lombopélvica, comparando a qualidade e quantidade do sono de mulheres grávidas com e sem DLP.

## MÉTODOS

Este estudo caracterizou-se por ser do tipo transversal, analítico. Participaram da pesquisa 51 mulheres grávidas saudáveis. Todas as participantes assinaram o Termo de Consentimento livre e esclarecido. Os critérios de inclusão foram: 1) ausência de alterações clínicas e obstétricas; 2) ausência de alterações do sono antes da gravidez e 3) que não apresentassem histórico de depressão. A amostra total foi dividida em dois grupos: Grupo com DLP (GDLP; n=25) e Grupo sem DLP (GSDLP; n=26).

As avaliações, clínica e fisioterapêutica, das gestantes foram realizadas por meio de uma ficha de identificação, previamente estruturada. O sono foi analisado, objetivamente, por meio da actimetria (Actlife, modelo GT3X - Actigraph<sup>TM</sup>). Através deste aparelho, selecionamos as seguintes variáveis: a) Tempo Total de Sono (TTS<sub>ACT</sub>) e b) Eficiência do Sono (ES<sub>ACT</sub>). A avaliação subjetiva do sono foi conduzida através do Índice de Qualidade do Sono de Pittsburgh<sup>9</sup> e da Escala de Sonolência de Epworth<sup>10</sup>. Com o objetivo de analisar a intensidade da DLP foi utilizada a Escala Visual Analógica (EVA).

Para análise estatística utilizou-se o teste de *Shapiro-Wilk* para testar a normalidade dos dados e o de *Mann-Whitney* para comparar a qualidade e quantidade do sono entre o GDLP e o GSDLP. Adotou-se uma significância menor do que 0,05.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

As médias das idades gestacional e cronológica da amostra estudada foram, respectivamente, 21,7±7,0 semanas e 28,5±4,0 anos. A análise das características sociodemográficas, clínicas e obstétricas da amostra mostrou que 17,6% (n=9) tinham ensino médio, enquanto que 82,4% (n=42), superior. Quanto ao estado civil, a maioria era casada (76,5% - n=39), enquanto que 11,8% (n=6) eram solteiras e 11,8% (n=6) viviam em união estável. No que diz respeito à atividade física, 68,6% (n=35) não realizavam qualquer tipo de atividade. A maioria das gestantes estava no segundo trimestre (62,7% - n=32), seguidas daquelas no terceiro (25,5% -

n=13) e no primeiro (11,8% - n=6). Quanto à presença de DLP, 49% (n=25) referiam tal queixa algica.

Ao se comparar as variáveis relativas à avaliação subjetiva e objetiva do sono, entre os grupos com DLP (GDLP) e sem DLP (GSDLP), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas (Tabela 1).

**Tabela 1** – Comparação das variáveis relativas à avaliação do sono, entre os grupos: com DLP (GDLP) e sem DLP (GSDLP)

Variáveis	GDLP (n=25)	GSDLP (n=26)	P
ESE	8,0 (6,0-11,7)	9,5 (5,7-11)	0,77
IQPS	7,5 (4,2-9,0)	6,0 (4,7-7,2)	0,21
TTS <sub>ACT</sub>	6,1 (5,1-7,0)	6,0 (5,5-7,0)	0,93
ES <sub>ACT</sub>	75,1 (65,2-81,8)	73,5 (64,1-80,7)	0,69

Nota: Os valores estão expressos em mediana (quartil 25% - quartil 75%); P- Nível de significância.

Legenda: ESE – Escala de Sonolência de Epworth; IQPS – Índice de Qualidade do Sono de Pittsburgh; TTS<sub>ACT</sub> – Tempo total de sono; ES<sub>ACT</sub> – Eficiência do sono.

De acordo com os resultados, a hipótese inicial deste estudo foi rejeitada. Tal achado pode ser justificado por alguns fatores: 1) a presença de voluntárias com diferentes idades gestacionais; 2) a alta porcentagem de gestantes que praticavam atividade física (31,4%), uma vez que a prática de exercícios durante a gestação melhora a qualidade do sono<sup>11</sup>; e 3) as características específicas do padrão de sono, para cada trimestre gestacional<sup>12</sup>.

## CONCLUSÃO

Não foram encontradas relações entre o padrão de sono e dor lombopélvica, quando comparadas gestantes com e sem DLP, na amostra estudada.

## REFERÊNCIAS

- Goodin BR, Fillingim RB, McGuire L, Machala S, Buenaver LF, Campbell CM, Smith MT. Subjective sleep quality and ethnicity are interactively related to standard and situation-specific measures of pain catastrophizing. *Pain Med.* 2011; 12:913–22.
- Gregory AM, Buysse DJ, Willis TA, Rijdsdijk FV, Maughan B, Rowe R, et al. Associations between sleep quality and anxiety and depression symptoms in a sample of young adult twins and siblings. *J Psychosomatic Res.* 2011; 71:250–5.
- Lee R, McNicholas WT. Obstructive sleep apnea in chronic obstructive pulmonary disease patients. *Cur Opin Pulm Med.* 2011, 17:79–83.
- Wilson DL, Barnes M, Ellett L, Permezel M, Jackson M, Crowe SF. Decreased sleep efficiency, increased wake after sleep onset and increased cortical arousals in late pregnancy. *Aust New Zealand J Obstetrics Gynaecol.* 2011; 51:38–46
- Archer DF, Sturdee DW, Baber R, Villiers TJ, Pines A, Freedman RR, et al. Menopausal hot flushes and night sweats: where are we now? *Climacteric.* 2011; 14:515–28.
- Mesas AE, López-García E, León-Muñoz LM, Graciani A, Guallar-Castillón L, Rodríguez-Artalejo F. The association between habitual sleep duration and sleep quality in older adults according to health status. *Age and Ageing* 2011; 40:318–23.
- Facco FL, Kramer J, Ho KH, Zee PC, Grobman WA. Sleep disturbances in pregnancy. *Obstetr Gynecol.* 2010; 115:77-83.
- Borodulin K, Evenson KR, Monda K, Wen F, Herring AH, Dole N. Physical activity and sleep among pregnant women. *Paediatr Perinatal Epidemiol.* 2010; 24:45–52.

9. Bertolazi AN, Fagondes SC, Perin C, Schonwald SV, John AB, Miozzo ICS. Validation of the Pittsburgh Sleep Quality Index in the brazilian portuguese language. In: Sleep 2008. 22nd Annual meeting of the associated professional sleep societies; 2008; Baltimore. Sleep. Westchester: APSS; 2008. v. 31. p. a347.
10. Bertolazi AN, Barreto SSM, Drehmer M. Tradução, adaptação cultural e validação da Escala de Sonolência de Epworth. In: XXXIII Congresso Brasileiro de Pneumologia e Tisiologia; 2006; Fortaleza: Jornal Brasileiro de Pneumologia 2006; 32: 217-402.
11. Ribeiro SO, Sousa VPS, Bezerra DA, Vale BEC, Cirne GNM, Viana ESR. Influência de um protocolo de exercícios cinesioterapêuticos sobre a qualidade do sono de mulheres grávidas: ensaio clínico randomizado controlado. Fisioter Bras. 2012, 13 (6):206-210.
12. Pires GN, Andersen ML, Giovenardi M, Tufik S. Sleep impairment during pregnancy: Possible implications on mother–infant relationship. Med Hypotheses. 2010; 75(6):578–82.

# THE INFLUENCE OF LUMBOPELVIC PAIN SLEEP ON PREGNANT WOMEN: AN ASSESSMENT THROUGH ACTIGRAPHY

De Sousa VPSS, Ribeiro SO, Viana ESR

Department of Physical Therapy at Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

Presenter's E-mail: [vanessafisio@gmail.com](mailto:vanessafisio@gmail.com)

## INTRODUCTION

Sleep disturbances result from the influence of several factors, such as pain<sup>1</sup>, anxiety<sup>2</sup>, depression and respiratory disorders<sup>3</sup>. In addition, certain stages of life can also lead to the onset of these disorders, such as pregnancy<sup>4</sup>, menopause<sup>5</sup> and aging<sup>6</sup>. The study on the relationship between lumbopelvic pain (LPP) and sleep disorders in pregnant women have shown that, with advancing pregnancy there is a decrease in the average duration and sleep quality, as well as increasing the intensity of the LPP<sup>7,8</sup>. However this relationship has been poorly investigated. Therefore, the aim of this study was to analyze the relationship between sleep disturbances and lumbopelvic pain, comparing the quality and quantity of sleep of pregnant women with and without LPP. We hypothesize that women with LPP submit poorer quality and quantity of sleep compared to those without such pain complaint.

## METHODS

This study was characterized by the cross-sectional, analytical type. Participated in the study 51 healthy pregnant women. All participants signed a free and informed consent. Inclusion criteria were: 1) absence of clinical and obstetric changes; 2) lack of sleep disorders before pregnancy; and 3) have shown no history of depression. The sample was divided into two groups: group with lumbopelvic pain (GLPP; n = 25) and group without lumbopelvic pain (GWLPP; n = 26).

The clinical evaluation and physical therapy of pregnant women was carried out by means of an identification assessment, previously structured. Sleep was analyzed objectively by actigraphy (Actlife model GT3X - ActigraphTM). Through this device, we selected the following variables: Total Sleep Time (TST<sub>ACT</sub>) and Sleep Efficiency (SE<sub>ACT</sub>). Subjective sleep evaluation was conducted by the Quality Index Pittsburgh Sleep<sup>9</sup> and Sleepiness Scale Epworth<sup>10</sup>. In order to analyze the intensity of DLP Visual Analogue Scale (VAS) was used.

For statistical analysis we used the Shapiro-Wilk test to test the normality of the data and the Mann-Whitney test to compare the quality and quantity of sleep between GLPP and GWLPP. We adopted a lower significance than 0.05.

## RESULTS AND DISCUSSION

Mean gestational and chronological age of the sample was 21.7±7.0 weeks and 28.5±4.0 years, respectively. The analysis of sociodemographic, obstetric and clinical characteristics of the sample showed that 17.6 % (n = 9) of the sample had completed high school, while 82.4 % (n = 42), above. Regarding marital status, the majority were married (76.5 % - n = 39), whereas 11.8% (n = 6) were single and 11.8 % (n = 6) had stable partners. With regard to physical activity, 68.6 % (n = 35) did not perform any activity. Most patients were in the second quarter (62.7 % - n = 32), followed by those in the third (25.5 % - n = 13) and first (11.8% - n = 6). Regarding the presence of DLP, 49 % (n = 25) reported such pain complaint.

When comparing the variables related to subjective and objective assessment of sleep among group with LPP (GLPP) and group without LPP (GWLPP), no statistically significant differences (Table 1) were observed.

**Table 1** - Comparison of variables related to assessment of sleep among the experimental group with LPP (GLPP) and group without LPP (GWLPP)

Variables	GLPP (n=25)	GWLPP (n=26)	P
ESS	8.0 (6.0-11.7)	9.5 (5.7-11)	0.77
IPSQ	7.5 (4.2-9.0)	6.0 (4.7-7.2)	0.21
TST <sub>ACT</sub>	6.1 (5.1-7.0)	6.0 (5.5-7.0)	0.93
SE <sub>ACT</sub>	75.1 (65.2-81.8)	73.5 (64.1-80.7)	0.69

Note: Values are expressed as median (25% quartile - 75% quartile), *P*-level of significance.

Legend: ESS - Epworth Sleepiness Scale; IPSQ - Index Pittsburgh Sleep Quality; TST<sub>ACT</sub> - Total sleep time; SE<sub>ACT</sub> - Sleep efficiency.

According to the results, the initial hypothesis of this study was rejected. This finding can be explained by several factors: 1) the presence of volunteers with different gestational ages, 2) the high percentage of women who engaged in physical activity (31.4%). It is known that physical activity during pregnancy improves the quality of sleep<sup>11</sup> and 3) the specific features of the sleep pattern, for each trimester<sup>12</sup>. Thus, it is possible that other variables than DLP, may have influenced most significantly the sleep pattern in the sample.

## CONCLUSION

No relationship between sleep pattern and lumbopelvic pain were found when compared pregnant women with and without DLP, in the sample studied.

## REFERENCES

- Goodin BR, Fillingim RB, McGuire L, Machala S, Buenaver LF, Campbell CM, Smith MT. Subjective sleep quality and ethnicity are interactively related to standard and situation-specific measures of pain catastrophizing. *Pain Med.* 2011; 12:913–22.
- Gregory AM, Buysse DJ, Willis TA, Rijdsdijk FV, Maughan B, Rowe R, et al. Associations between sleep quality and anxiety and depression symptoms in a sample of young adult twins and siblings. *J Psychosomatic Res.* 2011; 71:250–5.
- Lee R, McNicholas WT. Obstructive sleep apnea in chronic obstructive pulmonary disease patients. *Cur Opin Pulm Med.* 2011, 17:79–83.
- Wilson DL, Barnes M, Ellett L, Permezel M, Jackson M, Crowe SF. Decreased sleep efficiency, increased wake after sleep onset and increased cortical arousals in late pregnancy. *Aust New Zealand J Obstetrics Gynaecol.* 2011; 51:38–46
- Archer DF, Sturdee DW, Baber R, Villiers TJ, Pines A, Freedman RR, et al. Menopausal hot flashes and night sweats: where are we now? *Climacteric.* 2011; 14:515–28.
- Mesas AE, López-García E, León-Muñoz LM, Graciani A, Guallar-Castillón L, Rodríguez-Artalejo F. The association between habitual sleep duration and sleep quality in older adults according to health status. *Age and Ageing* 2011; 40:318–23.
- Facco FL, Kramer J, Ho KH, Zee PC, Grobman WA. Sleep disturbances in pregnancy. *Obstet Gynecol.* 2010; 115:77-83.
- Borodulin K, Evenson KR, Monda K, Wen F, Herring AH, Dole N. Physical activity and sleep among pregnant women. *Paediatr Perinatal Epidemiol.* 2010; 24:45–52.

9. Bertolazi AN, Fagondes SC, Perin C, Schonwald SV, John AB, Miozzo ICS. Validation of the Pittsburgh Sleep Quality Index in the brazilian portuguese language. In: Sleep 2008. 22nd Annual meeting of the associated professional sleep societies; 2008; Baltimore. Sleep. Westchester: APSS; 2008. v. 31. p. a347.
10. Bertolazi AN, Barreto SSM, Drehmer M. Tradução, adaptação cultural e validação da Escala de Sonolência de Epworth. In: XXXIII Congresso Brasileiro de Pneumologia e Tisiologia; 2006; Fortaleza: Jornal Brasileiro de Pneumologia 2006; 32: 217-402.
11. Ribeiro SO, Sousa VPS, Bezerra DA, Vale BEC, Cirne GNM, Viana ESR. Influência de um protocolo de exercícios cinesioterapêuticos sobre a qualidade do sono de mulheres grávidas: ensaio clínico randomizado controlado. Fisioter Bras. 2012, 13 (6):206-210.
12. Pires GN, Andersen ML, Giovenardi M, Tufik S. Sleep impairment during pregnancy: Possible implications on mother–infant relationship. Med Hypotheses. 2010; 75(6):578–82.

# CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO APÓS A CIRURGIA DE CÂNCER DE MAMA E A DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Ferreira VTK, Dibai Filho AV, Girasol CE, Guirro ECO

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil

E-mail do apresentador: vaniatie@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

O tratamento cirúrgico do câncer de mama pode desencadear algumas complicações físicas e funcionais, destacando-se o linfedema, a diminuição da amplitude de movimento do ombro homolateral a cirurgia<sup>1</sup> e alterações na postura<sup>2</sup>.

A baropodometria pode fornecer informações temporais e espaciais sobre a pressão de contato plantar, sobre reações compensatórias, por meio de aferências cutâneas de mecanoreceptores plantares<sup>2</sup>.

A identificação de morbidades decorrentes do tratamento cirúrgico do câncer de mama pode contribuir com uma intervenção direcionada e adequada, no entanto a influência do tempo de cirurgia nas compensações posturais não está fundamentada. Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi investigar a correlação do tempo de cirurgia após o tratamento do câncer de mama e distribuição da pressão plantar por meio da baropodometria computadorizada.

## MÉTODOS

Participaram do estudo mulheres com idade entre 45 e 70 anos, submetidas à cirurgia para tratamento do câncer de mama, sendo excluídas voluntárias com cirurgias de mama bilateral, cirurgias de reconstrução mamária; presença de linfedema; presença metástase; presença de alterações de equilíbrio. Para a aquisição dos dados referentes à distribuição do pico de pressão foi empregado o sistema *Baropodometry System Mat-Scan XL (MatScan-Tekscan, South Boston, MA, USA)*, monitorado em tempo real por *software* para aquisição de dados em ambiente Windows 7, acoplado a um *notebook* Intel Core I3. A plataforma de pressão foi calibrada com a informação sobre a massa corporal (em kg), em posição ortostática sobre a plataforma com o olhar horizontal e membros superiores ao longo do corpo.

A voluntária foi orientada a permanecer no espaço delimitado da plataforma de pressão, confortável, com apoio bipodal, sem padronização da base de sustentação (apoio livre), com tempo de tomada de seis segundos, sendo repetida por três vezes. As que faziam uso de lentes corretivas foram orientadas a utilizá-las durante a avaliação<sup>3</sup>.

Na análise estatística, foi utilizado o teste *Shapiro-Wilk* para se verificar a distribuição dos dados. Constatada a normalidade, foi empregado o coeficiente de correlação de *Pearson* para verificar a associação entre as variáveis. O processamento dos dados foi realizado por meio do *software BioEstat*, versão 5.3 (Belém, PA, Brasil), considerando um nível de significância de 5%.

Os procedimentos do presente estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, sob protocolo nº 067648/2013.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Participaram do estudo 18 mulheres com média de idade de  $58,80 \pm 9,33$  anos, sendo 11 submetidas à cirurgia de mastectomia e 7 submetidas à quadrantectomia. Sendo o tempo médio de cirurgia de  $54,50 \pm 39,60$  meses e o tempo mínimo e máximo de 6 e 144 meses respectivamente,

Não foi constatada associação significativa ( $p > 0,05$ ) entre o pico de pressão (ipsilateral e contralateral) e o tempo após a cirurgia de câncer de mama.

**Tabela 1** - Correlação entre o tempo de cirurgia (em meses) e o pico de pressão (kg/cm<sup>2</sup>) de mulheres submetidas à cirurgia unilateral na mama

Correlação	r	p valor
Tempo de cirurgia x Pico de pressão ipsilateral	0,341	0,165
Tempo de cirurgia x Pico de pressão contralateral	-0,024	0,922

O controle do equilíbrio depende, basicamente, da integração entre a organização sensorial, a coordenação motora dos componentes do sistema neurológico, e da biomecânica do sistema músculo esquelético<sup>4</sup>.

Mulheres submetidas a cirurgias de câncer de mama apresentam comumente alterações posturais importantes, como inclinação de tronco contralateral à cirurgia, protrusão de ombro homolateral à cirurgia, alterações na curvatura torácica, além de escápulas aladas<sup>5</sup>.

A assimetria postural pós-mastectomia foi observada por Malicka *et al.*<sup>6</sup>, entretanto como a postura apresenta característica dinâmica por conta de adaptações constantes decorrentes de diferentes estímulos recebidos<sup>7</sup>, é provável que ocorra alterações adaptativas visando o equilíbrio.

Estudo de Barbosa *et al.*<sup>8</sup> observou alterações posturais relacionadas ao tipo e lado da cirurgia, entretanto aponta que estas alterações podem ser decorrentes do período médio avaliado (20 e 90 dias pós-operatório), sendo que as alterações posturais em longo prazo não estão completamente esclarecidas. Diante deste fato, é provável que ocorram alterações posturais compensatórias em mulheres submetidas à cirurgia para tratamento do câncer de mama há mais tempo, fato observado nas voluntárias do presente estudo.

## CONCLUSÃO

Não existe relação entre o tempo após cirurgia de câncer de mama e o pico de pressão plantar na população avaliada.

## REFERÊNCIAS

1. Almeida AM, Prado MAS, Guidorizzi LLF, Rossini FP. Mulheres com câncer de mama: um estudo de morbidade. *Acta Oncol Bras.* 2002; 22(2):263-9.
2. Melo MSI, Maia JN, Silva DAL, Carvalho CC. Avaliação postural em pacientes submetidas à mastectomia radical modificada por meio da fotogrametria computadorizada. *Rev Bras Cancerol.* 2011; 57(1):39-48.
3. Perry DS, McIlroy E, Maki E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoke by unpredictable, multi directional perturbation. *Brain Res.* 2000; 877(2):401-6.
4. Santos AA, Bertato FT, Montebele MIL, Guirro ECO. Efeito do treinamento proprioceptivo em mulheres diabéticas. *Rev Bras Fisioter.* 2008; 12(3):183-7.
5. Peres MS, Gonçalves CA. Equilíbrio de tronco em pessoas com lesão medular: como mensurar? *Fisioter Bras.* 2001; 2:124-30.
6. Malicka I, Barczyk K, Hanuszkiewicz J, Skolimowska B, Wozniowski M. Body posture of women after breast cancer treatment. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2010; 12(4):353-61.
7. Bankoff ADP, Ciol P, Zamai CA, Schmidt A, Barros DD. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. *Conexões: Rev Fac Ed Fís UNICAMP.* 2006; 2(2):87-104.
8. Barbosa JAN, Amorim MHC, Zandonade E, Delaprane ML. Avaliação da postura corporal em mulheres com câncer de mama. *Rev Bras Ginecol Obstet.* 2013; 35(5):215-20.

## CORRELATION BETWEEN TIME AFTER SURGERY FOR BREAST CANCER AND PLANTAR PRESSURE DISTRIBUTION

Ferreira VTK<sup>1</sup>, Dibai Filho AV<sup>1</sup>, Girasol CE<sup>1</sup>, Guirro ECO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomechanics, Medicine, and Rehabilitation of the Locomotor Apparatus, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brazil

Presenter's E-mail: vaniatie@hotmail.com

### INTRODUCTION

Surgical treatment of breast cancer can trigger some physical and functional complications, especially lymphedema, decreased range of motion of the ipsilateral shoulder surgery<sup>1</sup> and changes in posture<sup>2</sup>.

The baropodometry can provide temporal and spatial information about the contact pressure plant, for compensatory reactions by means of cutaneous afferents from mechanoreceptors plantares<sup>3</sup>.

The identification of morbidities of surgical treatment of breast cancer can contribute to a targeted and appropriate intervention, however the influence of time of surgery on postural compensations is scarce. Therefore, the aim of this study was to investigate the correlation of time after surgery to breast cancer and plantar pressure distribution by computed baropodometry.

### METHODS

Study participants were women aged between 45 and 70 years who underwent surgery for breast cancer, were excluded volunteers with bilateral breast, breast reconstruction, lymphedema, metastasis and balance changes.

Plantar pressure data was collected using the F-Scan in-shoe plantar pressure measurement system (Tekscan, Boston, MA), monitored in *real time data acquisition software* for Windows 7, attached to a Laptop *Intel Core*. The pressure platform was calibrated using the subject's own body weight (kg), standing on the platform and looking straight, with both arms along the body. The volunteer was asked to stand comfortably for six seconds within the delimited space of the pressure platform, with bipodal support, without standardization of support base (free support). The procedure was repeated three times. Volunteers wearing contact lenses were allowed to use them during the evaluation<sup>4</sup>.

The *Shapiro-Wilk test* showed that all variables presented normal *distribution*. Following, the Pearson correlation coefficient was used to determine the association between the variables. Data processing was performed using the BioEstat software, version 5.3 (Belém, PA, Brazil). The level of significance was set at 5%.

This study was approved by the Research Ethics Committee of the Hospital Clinics of Faculty of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo (protocol 067648/2013).

### RESULTS AND DISCUSSION

Eighteen women aged  $58.80 \pm 9.33$  anos years participated in the present study. Eleven of these women underwent mastectomy surgery and seven were submitted to quadrantectomy surgery. The  $54.50 \pm 39.60$  months and the minimum and maximum times were 6 and 144 months, respectively.

It was not observed significant association ( $p > 0.05$ ) between the peak pressure (ipsilateral and contralateral) and the time after the breast cancer surgery (Table 1).

**Table 1** - Correlation between the time after surgery (in months) and the peak pressure (kg/cm<sup>2</sup>) of women submitted to unilateral breast surgery

Correlation	r	p value
Time of surgery x Ipsilateral peak pressure	0.341	0.165
Time of surgery x Contralateral peak pressure	-0.024	0.922

The balance control basically depends on the integration of sensory organization, coordination of the components of the neurological and biomechanics system of the musculoskeletal system<sup>4</sup>.

Women undergoing breast cancer surgery commonly have significant postural changes, such as tilt trunk contralateral to surgery, protrusion of the shoulder, changes in thoracic curvature and winged scapula<sup>5</sup>.

The postural asymmetry after mastectomy was observed by Malicka et al.<sup>6</sup>, however as posture presents dynamic characteristics due to constant adaptations arising from different stimuli received<sup>7</sup>, is probable to occur adaptive changes aimed at balancing

Barbosa et al.<sup>8</sup> observed postural changes related to type and side surgery, however suggests that these changes may result from the estimated average period (20 and 90 postoperative days), and postural changes in the long term are not completely understood. Considering this fact, it is likely that compensatory postural changes occur in women undergoing surgery for breast cancer over time, which was observed in the present study volunteers

## CONCLUSION

There is no relationship between the time after surgery to breast cancer and peak plantar pressure in this population.

## REFERENCES

- Almeida AM, Prado MAS, Guidorizzi LLF, Rossini FP. Mulheres com câncer de mama: um estudo de morbidade. *Acta Oncol Bras.* 2002; 22(2):263-9.
- Melo MSI, Maia JN, Silva DAL, Carvalho CC. Avaliação postural em pacientes submetidas à mastectomia radical modificada por meio da fotogrametria computadorizada. *Rev Bras Cancerol.* 2011; 57(1):39-48.
- Perry DS, McIlroy E, Maki E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoke by unpredictable, multi directional perturbation. *Brain Res.* 2000; 877(2):401-6.
- Santos AA, Bertato FT, Montebele MIL, Guirro ECO. Efeito do treinamento proprioceptivo em mulheres diabéticas. *Rev Bras Fisioter.* 2008; 12(3):183-7.
- Peres MS, Gonçalves CA. Equilíbrio de tronco em pessoas com lesão medular: como mensurar? *Fisioter Bras.* 2001; 2:124-30.
- Malicka I, Barczyk K, Hanuszkiewicz J, Skolimowska B, Wozniowski M. Body posture of women after breast cancer treatment. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2010; 12(4):353-61.
- Bankoff ADP, Ciol P, Zamai CA, Schmidt A, Barros DD. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. *Conexões: Rev Fac Ed Fís UNICAMP.* 2006; 2(2):87-104.
- Barbosa JAN, Amorim MHC, Zandonade E, Delaprane ML. Avaliação da postura corporal em mulheres com câncer de mama. *Rev Bras Ginecol Obstet.* 2013; 35(5):215-20.

## ANÁLISE DA FORÇA DE MORDIDA E ESPESSURA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS EM PORTADORES DA SÍNDROME DA FIBROMIALGIA

Nepomuceno VR<sup>1,2</sup>, Nepomuceno EM<sup>2</sup>, Ferreira B<sup>2</sup>, Pádua GS<sup>2</sup>, Semprini M<sup>3</sup>, Siéssere S<sup>3</sup>, Regalo SCH<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Tocantins – UFT

<sup>2</sup>Programa de Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - Ribeirão Preto

<sup>3</sup>Departamento de Morfologia, Fisiologia e Patologia Básica da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

E-mail do apresentador: victorn@usp.br

### INTRODUÇÃO

A síndrome da fibromialgia (SF) é um tipo de reumatismo caracterizado pela presença de pontos musculares dolorosos à palpação (*Tender Points - TP*), com ausência de inflamação tecidual<sup>(1)</sup>. Acredita-se que afete de 2 a 7% da população mundial, na proporção de 9 mulheres para cada 1 homem, com média de idade entre 52 e 57 anos<sup>(2)</sup>. Pesquisas apontam que a SF pode ser decorrente de alterações neuroendócrinas ou de disfunção do sistema musculoesquelético<sup>(3)</sup>. Na SF a dor localizada na face é um dos aspectos da desordem que envolve toda a musculatura corporal<sup>(4)</sup>, portanto, faz-se necessário uma melhor investigação dessa região, tendo em vista que se observa uma alta prevalência de dores orofaciais nestes indivíduos<sup>(5)</sup>. Para fornecer estas informações, tem sido usada a dinamometria (DN), que mensura a força muscular e a ultrassonografia (USG), com o intuito de avaliar a área transeccional dos músculos<sup>(6)</sup>. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar, através da DN e a USG, a força de mordida e a espessura da musculatura mastigatória de indivíduos com SF e compará-las com indivíduos saudáveis.

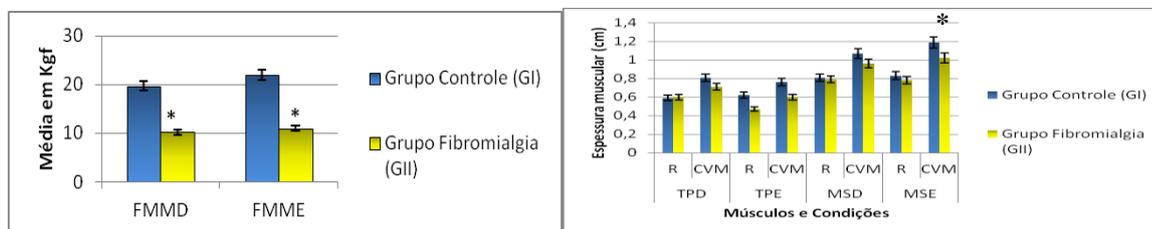
### MÉTODOS

Participaram 16 voluntárias com idade entre 36 e 72 anos, distribuídas igualmente em dois grupos: controle (GI) - mulheres saudáveis, com média de idade  $50,62 \pm 4,70$  e IMC  $28,47 \pm 1,43$ , provenientes da comunidade de São Paulo-SP, e, fibromialgia (GII) - mulheres com diagnóstico médico de SF, classificadas conforme os critérios do *American College of Rheumatology* (ACR), com média de idade  $56,50 \pm 3,94$  e IMC  $31,79 \pm 2,21$ , oriundas da Clínica Escola de Fisioterapia do Centro Universitário Unifafibe – Bebedouro-SP. Todas as participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da FORP/USP (CAAE nº: 15268413.7.0000.5419). Inicialmente foi realizada a análise da força de mordida utilizando-se um dinamômetro modelo IDDK, com capacidade de 100 Kgf, constituído de um local adaptado para as condições bucais, contendo duas hastes com discos de teflon, protegidas com dedeiras de látex descartáveis (Wariper – SP) e uma célula de carga de alta precisão, sobre as quais a força é aplicada e registrada. As medidas foram feitas na região do primeiro molar direito e esquerdo, por ser a região onde desenvolvemos a maior força de mordida. As medidas foram tomadas em sessão única, obtendo-se três valores de cada lado, alternando o lado direito e esquerdo, com intervalo de 2 minutos entre cada mordida. Posteriormente, foram adquiridas imagens USG bilateralmente com transdutor linear posicionado transversalmente à direção das fibras dos músculos temporais anteriores (TP) e masseteres (MS), nas posições de repouso e contração voluntária máxima mandibular (CVM). Foram realizados três exames em cada músculo com intervalo de dois minutos entre cada mensuração. Todos os dados coletados foram submetidos à análise estatística utilizando o *software* SPSS, versão 19.0 para Windows (SPSS Inc.; Chicago, IL,

USA). Para cada variável foi realizada a análise descritiva (médias, erro padrão) e testes estatísticos como teste *t* de student, considerando significantes apenas os valores de  $p \leq 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Observaram-se menores valores de força máxima de mordida molar direita e esquerda para o grupo GII, quando comparados ao grupo GI. Verificou-se diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ) para essa condição bilateralmente (Figura 1).



**Figura 1** - Médias da força máxima de mordida (Kgf) para as regiões de molar direita (FMMD) e molar esquerdo (FMME) dos grupos GI e GII.

**Figura 2** - Médias da espessura (cm) dos músculos Temporal direito (TPD), Temporal esquerdo (TPE), Masseter direito (MSD), Masseter esquerdo (MSE) dos grupos Controle (GI) e Fibromialgia (GII), nas condições de repouso (R) e contração voluntária máxima (CVM).

Os valores médios obtidos da USG na condição de repouso foram maiores para o grupo GII apenas para TPD; para a condição de contração voluntária máxima, todos os músculos das participantes do GII apresentaram-se com menor espessura. Verificou-se diferença significativa ( $p \leq 0,05$ ) para o músculo MSE na condição de contração voluntária máxima (Figura 2).

A diminuição da espessura e força muscular pode ser explicada como uma evidência no processo de perda da capacidade funcional durante o envelhecimento, expressa pela redução do número e tamanho de fibras musculares e entendida como um processo natural de diminuição das reservas funcionais do indivíduo <sup>(7)</sup>, além disso, de acordo com os resultados observados no presente estudo, esta perda parece ser mais evidente nas mulheres com SF, pois nas doenças sistêmicas, é observado um envolvimento multitestrutural, envolvendo os tecidos conectivo, ósseo e muscular, podendo assim afetar as estruturas musculoesqueléticas do sistema estomatognático, como observado nos resultados do presente estudo, podendo ser o fator desencadeante dos sinais e sintomas orofaciais <sup>(5)</sup>. No entanto, os critérios sugeridos pelo ACR para a SF não leva em consideração a região orofacial, pois nenhum dos 18 TP corresponde aos músculos mastigatórios <sup>(3, 5)</sup>. Portanto, a DN e a USG podem ser ferramentas úteis na avaliação de alterações das características musculares de indivíduos com SF, podendo ser instrumentos para reforçar o diagnóstico.

## CONCLUSÃO

Com este estudo podemos observar que a SF afeta negativamente a força de mordida e a espessura da musculatura mastigatória.

## REFERÊNCIAS

- Spaeth M. Epidemiology, costs, and the economic burden of fibromyalgia. *Arthr Res Ther.* 2009; 11(1):117.
- Helfenstein M, Feldman D. Síndrome da fibromialgia: características clínicas e associações com outras síndromes disfuncionais. *Rev Bras Reumatol.* 2002; 42(1):8-14.
- Fraga BP, Santos EB, Fraga TP, Macieira JC, Farias-Neto JP, Júnior LJQ, Bonjardim LR. Fibromialgia e disfunção temporomandibular: uma revisão de literatura. *Rev Sul-Bras Odontol.* 2011; 8(1):89-96.
- Moldofsky HK. Disordered sleep in fibromyalgia and related myofascial facial pain conditions. *Dent Clin North Am.* 2001; 45:701-13.

5. Manfredini D, Salvetti G, Fantoni F, Bosco M. Relationship between fibromyalgia and temporomandibular disorders: A review of current understandings. *J Chinese Clin Med.* 2006; 1:136-41.
6. Palinkas M, Nassar MS, Cecílio FA, Siéssere S, Semprini M, Sousa, JPM, Hallak JE, Regalo SC. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. *Arch Oral Biol.* 2010; 55(10):797-802.
7. Baltes L, Mailloux-Pririer O. *Pessoas idosas: uma abordagem global.* Lisboa: Lusodidática; 1995.

## ANALYSIS OF STRENGTH AND THICKNESS OF BITE MASTICATORY MUSCLES IN PATIENTS WITH FIBROMYALGIA SYNDROME

Nepomuceno VR<sup>1,2</sup>, Nepomuceno EM<sup>2</sup>, Ferreira B<sup>2</sup>, Pádua GS<sup>2</sup>, Semprini M<sup>3</sup>, Siéssere S<sup>3</sup>, Regallo SCH<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Tocantins – UFT

<sup>2</sup>Programa de Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - Ribeirão Preto

<sup>3</sup>Departamento de Morfologia, Fisiologia e Patologia Básica da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Presenter's E-mail: [victorn@usp.br](mailto:victorn@usp.br)

### INTRODUCTION

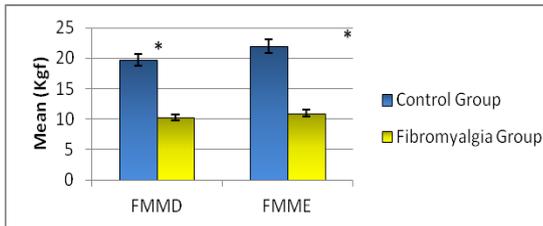
Fibromyalgia syndrome (FS) is a type of arthritis characterized by the presence of painful on palpation (*Tender Points - TP*) muscle points, absence of tissue inflammation<sup>(1)</sup>. Believed to affect 2-7 % of the world population, the ratio of 9 women for every 1 man, mean age between 52 and 57 years<sup>(2)</sup>. Surveys show that SF may be due to neuroendocrine changes or the musculoskeletal system dysfunction<sup>(3)</sup>. In SF localized pain in the face is one of the aspects of the disorder that involves the entire body musculature<sup>(4)</sup>, therefore, it is necessary to better research in this area, given that it is observed a high prevalence of orofacial pain in these individuals<sup>(5)</sup>. To provide this information, dynamometry (DN), which measures muscle strength and ultrasonography (USG), in order to evaluate the muscle thickness<sup>(6)</sup> has been used. Thus, the aim of this study was to assess the DN and USG, bite force and masticatory muscle thickness in subjects with SF and compare them with healthy individuals.

### METHODS

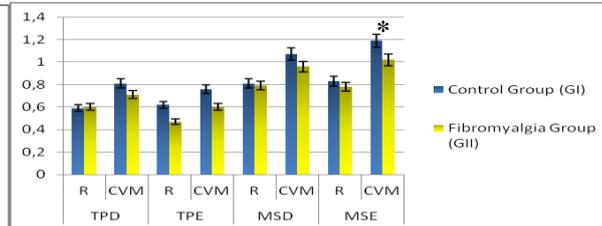
This study included 16 volunteers aged between 36 and 72 years old, equally divided into two groups : control ( GI ) - healthy women , mean age  $50.62 \pm 4.70$  and  $28.47 \pm 1.43$  BMI , from community São Paulo - SP , and fibromyalgia ( GII ) - women with a diagnosis of SF , classified according to the criteria of the American College of Rheumatology (ACR), with mean age  $56.50 \pm 3.94$  and  $31.79 \pm 2$  BMI 21, derived from the School of Physiotherapy Clinic Unifafibe University Center - Trough - SP. All participants signed a consent form approved by the Ethics and Research FORP / USP (CAAE No: 15268413.7.0000.5419). Initially the analysis of bite force was performed using a dynamometer IDDK model, with capacity of 100 kgf, consisting of a suitable site for oral conditions, containing two rods with teflon discs protected with disposable latex finger cots (Wariper - SP) and a load cell precision, over which the force is applied and recorded. Measurements were made at the first right and left molar region, this is the area where we developed the largest bite force. The measurements were taken in a single session, yielding three values on each side, alternating left and right, with an interval of 2 minutes between each bite. Subsequently, images were acquired USG bilaterally with linear transducer placed transversely to the direction of the fibers of the anterior temporal muscles (TP) and masseter (MS), the positions at rest and at maximal voluntary contraction (MVC). Three tests were performed on each muscle with a two minute interval between each measurement. All data were statistically analyzed using SPSS software, version 19.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). For each variable, the descriptive analysis (means, standard error) and statistical tests such as Student's t test was performed, considering only significant  $p \leq 0.05$  values.

## RESULTS AND DISCUSSION

Observed lower values of maximum bite force left and right molar GII compared to GI. There was a significant difference ( $p \leq 0.05$ ) for this condition bilaterally (Figure 1).



**Figure 1** - Averages of maximum bite force (kgf) to the right molar regions (GFMD) and left (FMME) mole of groups GI and GII.



**Figure 2** - Average thickness (cm) of the right temporal muscles (TPD), left temporal (TPE), right masseter (MSD), left masseter (MSE) control groups (GI) and Fibromyalgia (GII), in resting conditions (R) and maximal voluntary contraction (MVC).

The average values of USG at rest were higher for GII only for TPD; for the condition of maximum voluntary contraction of all muscles participants GII presented with less thickness. There was a significant difference ( $p \leq 0.05$ ) for the MSE muscle provided maximal voluntary contraction (Figure 2).

The thinning and muscle strength can be explained as evidence in case of loss of functional capacity during aging expressed by reducing the number and size of muscle fibers and understood as a natural process of reduction of the individual<sup>(7)</sup> functional reserves furthermore, according to the results observed in this study, this loss may be most pronounced in women with SF, as in systemic diseases, one structural involvement is observed involving connective, muscle and bone tissues, and thus affect the structure musculoskeletal stomatognathic system, as seen in the results of this study may be the triggering factor of the signs and orofacial symptoms<sup>(5)</sup>. However, the criteria suggested by the ACR for the SF does not take into account the orofacial region, since none of the 18 TP corresponds to masticatory muscles<sup>(3, 5)</sup>. Therefore, the DN and the USG can be useful tools in assessing changes in muscle characteristics of subjects with the SF, being instruments to strengthen the diagnosis.

## CONCLUSION

With this study we can see that the SF adversely affect the bite force and masticatory muscle thickness.

## REFERENCES

1. Spaeth M. Epidemiology, costs, and the economic burden of fibromyalgia. *Arthr Res Ther.* 2009; 11(1):117.
2. Helfenstein M, Feldman D. Síndrome da fibromialgia: características clínicas e associações com outras síndromes disfuncionais. *Rev Bras Reumatol.* 2002; 42(1):8-14.
3. Fraga BP, Santos EB, Fraga TP, Macieira JC, Farias-Neto JP, Júnior LJQ, Bonjardim LR. Fibromialgia e disfunção temporomandibular: uma revisão de literatura. *Rev Sul-Bras Odontol.* 2011; 8(1):89-96.
4. Moldofsky HK. Disordered sleep in fibromyalgia and related myofascial facial pain conditions. *Dent Clin North Am.* 2001; 45:701-13.

5. Manfredini D, Salvetti G, Fantoni F, Bosco M. Relationship between fibromyalgia and temporomandibular disorders: A review of current understandings. *J Chinese Clin Med.* 2006; 1:136-41.
6. Palinkas M, Nassar MS, Cecílio FA, Siéssere S, Semprini M, Sousa, JPM, Hallak JE, Regalo SC. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. *Arch Oral Biol.* 2010; 55(10):797-802.
7. Baltes L, Mailloux-Pririer O. *Pessoas idosas: uma abordagem global.* Lisboa: Lusodidática; 1995.

# **EFEITOS DE UM PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS NA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DO GLÚTEO MÉDIO EM PACIENTES COM INSTABILIDADE FEMORAL: PROJETO PILOTO**

Orlandi MFS, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Depto de Fisioterapia/Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri - UFVJM  
Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais - FAPEMIG  
E-mail da apresentadora: may.orlandi@hotmail.com

## **INTRODUÇÃO**

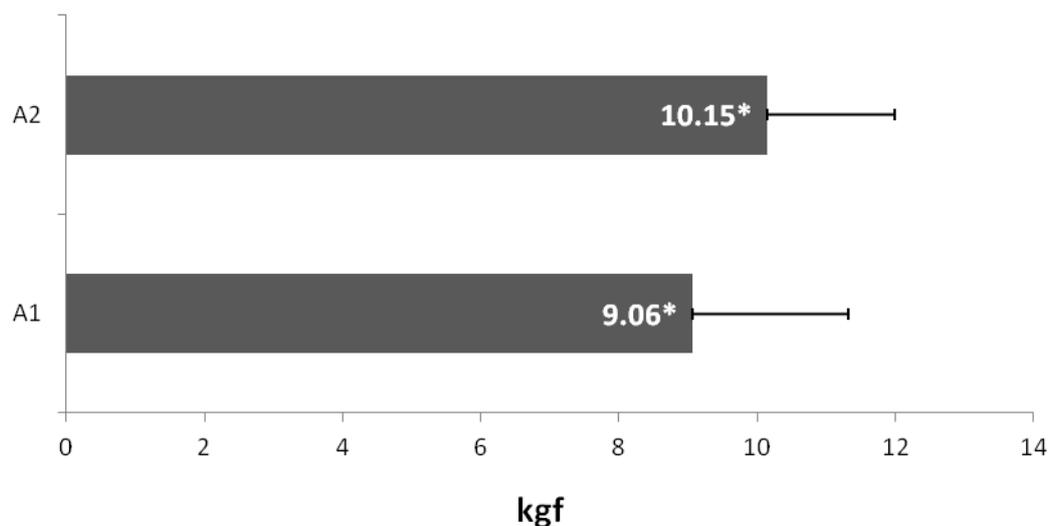
A Síndrome da dor patelo femoral (SDPF) é uma das afecções mais comuns do joelho encontrada nos adolescentes e adultos jovens, representando 25% de todas as lesões da articulação do joelho tratadas nas clínicas de medicina esportiva, afetando principalmente o sexo feminino. Dentre os principais fatores causadores da SDPF temos: a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril, principalmente o glúteo médio (GM), o aumento do ângulo Q e joelho valgo. A fraqueza destes músculos causa uma adução femoral excessiva durante atividades dinâmicas aumentando o ângulo Q, gerando uma hiperpressão no aspecto lateral da articulação patelo-femoral, levando à dor. Estudos sugerem que este aumento no ângulo Q afeta a ativação dos músculos do quadril, causando instabilidade femoral, mas estudos de reabilitação destes músculos não são focados no GM. Desta forma, o objetivo deste estudo foi utilizar exercícios de baixa carga e número variado de repetições para o aumento da força isométrica máxima no GM para uma melhor estabilização femoral.

## **METODOLOGIA**

Trata-se de um trabalho de estudo experimental com uma amostra composta por 6 voluntários adultos de ambos os sexos, com idade variando entre 18 e 35 anos. O estudo teve como critério de inclusão teste positivo de Powers (teste do degrau) e como critério de exclusão o histórico de dor no tornozelo ou lesão no pé, luxação traumática anterior patelar ou subluxação. Determinou-se uma linha de base para verificar a força isométrica máxima (CIVM) de cada voluntário, mensurada por célula de carga em kgf (modelo 2100, HOMIS Controle e Instrumentação Ltda., São Paulo, Brasil). Este procedimento foi realizado para que os exercícios propostos fossem realizados a 12% da carga máxima, evitando cargas que os mesmos gerassem adaptações relacionadas à força ou resistência muscular à fadiga. O protocolo foi realizado por período de 4 semanas, sendo 3 sessões semanais em dias intercalados com avaliações antes (A1) e após (A2) a intervenção, onde os voluntários realizaram exercícios apenas na fase excêntrica do GM, conforme descrição a seguir: Exercício 1: voluntário inicialmente posicionado na maca em decúbito lateral com a articulação do quadril em extensão e abdução, o voluntário foi orientado a retornar à posição de adução até a linha média, junto à maca, realizando, assim, contração excêntrica do GM. Exercício 2: O voluntário foi posicionado em pé com a articulação do quadril em extensão e abdução, o voluntário foi solicitado a retornar à posição de adução até a linha média, realizando, assim, contração excêntrica do GM. Os exercícios foram realizados de forma assimétrica, ou seja, com diferentes números de séries e repetições, com o objetivo de manter a atenção do sistema nervoso central à tarefa, gerando estímulo proprioceptivo constante. A análise estatística foi procedida através do pacote estatístico *BioEstat* versão 5.0, onde constatou-se a normalidade dos dados pelo teste de *Shapiro-Wilk*, com o emprego do teste t pareado para comparação dos dados.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados sugerem aumento significativo da força isométrica máxima (CIVM) após a intervenção para GM, músculo frequentemente associado à abdução e à rotação externa, bem como à estabilização do fêmur. Os resultados obtidos entre A1 e A2 demonstraram um aumento na dinamometria digital antes e depois da intervenção. Assim como demais estudos, que descrevem possíveis recuperações de pacientes com outras afecções ortopédicas através de exercícios para aumento no recrutamento de unidades motoras também utilizando uma carga máxima de 12% do voluntário demonstram resultados positivos na melhora da coordenação motora e na CIVM. Os estudos sugerem uma melhora no posicionamento do fêmur, por colocar o GM em vantagem mecânica para exercer sua atividade aumentando a estabilidade femoral.



**Figura 1** - Valor da célula de carga em kgf durante a CIVM antes e após intervenção.

Diferença significativa assinalada: \* $p=0,0003$ .

Legenda: A1 = avaliação antes da intervenção; A2 = avaliação depois da intervenção.

## CONCLUSÃO

Foi sugerido que a técnica proposta foi eficiente, sendo observado que o protocolo proprioceptivo proporcionou um aumento significativo da CIVM. Estudos mais aprofundados visando focar a reabilitação de pacientes com SDPF com aumento da CIVM e com amostra maior podem apresentar maiores informações sobre a aplicação de tal protocolo.

## REFERÊNCIAS

1. Cibulka, MT, Threlkeld-Watkins, J. Patellofemoral pain and asymmetrical hip rotation. *Phys Ther.* 2005; 85(11):1201-7
2. O'Sullivan K, Herbert E, Sainsbury D, McCreesh K, Clifford A. No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 2012; 21(2):110-8.
3. Pulzatto, F. Atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos portadores da síndrome da dor femuropatelar durante exercícios realizados no step. (Dissertação). São Carlos (SP): UFSCar; 2005.

## **EFFECTS OF A PROTOCOL PROPRIOCEPTIVES EXERCISES IN MAXIMUM ISOMETRIC STRENGTH OF GLUTEUS MEDIUS IN PATIENTS WITH FEMORAL INSTABILITY: PILOT PROJECT**

Orlandi MFS, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Dept of Physiotherapy, Federal University of Jequitinhonha and Mucuri Valleys – UFVJM  
Foundation for Research Support of Minas Gerais - FAPEMIG  
Presenter E-mail: may.orlandi@hotmail.com

### **INTRODUCTION**

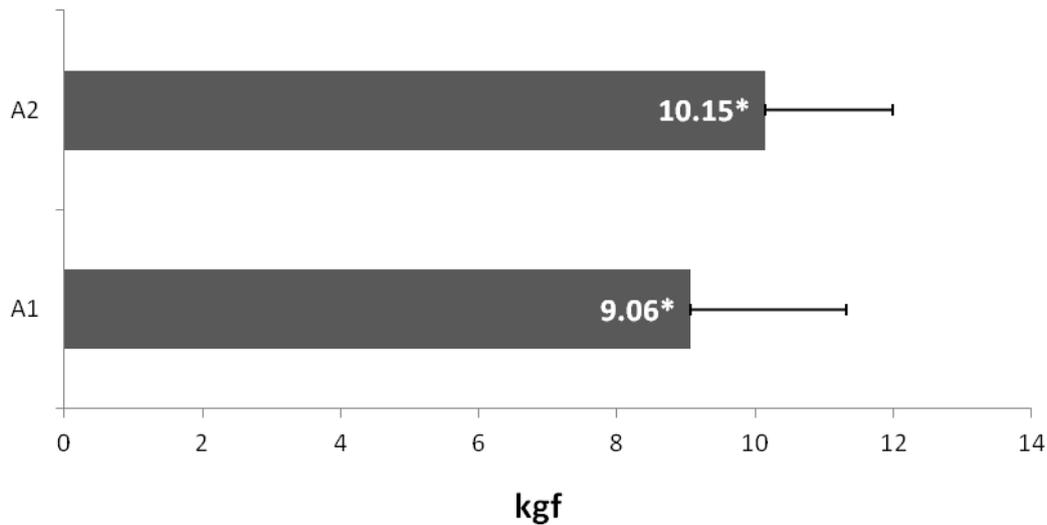
*Patellofemoral pain syndrome* (PFPS) is one of the most common knee conditions found in adolescents and young adults, representing about 25% of all knee joint lesions treated in clinical sports medicine, principally affecting the female sex. Among the major causative factors of PFPS we have: the weakness of the abductor muscles and of the hip lateral rotator, especially the gluteus medius (GM), the increased Q angle and knee valgus. The weakness of these muscles causes excessive femoral adduction during dynamic activities increasing the Q angle, generating an hyperpressure on the lateral aspect of the patellofemoral joint, leading to pain. Studies suggest that this increase in Q angle affects the hip muscles activation, causing a femoral instability, but studies involving rehabilitation of these muscles are not focused on GM. So, the objective of this study was to use low-load exercises and varied number of repetitions to increase the maximum isometric strength in GM for better femoral stabilization.

### **METHODOLOGY**

This work relates to an experimental study with a sample composed by 6 adults volunteers of both sexes, aged between 18 and 35 years. The study inclusion criterion was a positive result in Powers test (step test) and exclusion criterion history of pain in the ankle or foot injury, traumatic front patellar dislocation or subluxation. Initially a baseline was set to verify the maximum strength of each volunteer, measured by kgf load cell (model 2100, HOMIS Instrumentation and Control Ltda., São Paulo, Brazil). This procedure was performed so that the exercises were made at 12% load, avoiding charges that could generate adaptations related to muscle strength or fatigue resistance. The electromyographic activity was observed using analog-to-digital converter 4 channels with acquisition and analysis software (Miotool® 400 + Miotec Suite® software), with a resolution of 14bits and sample acquisition rate of 2kHz. The signal was filtered at 10-500 Hz band pass filter and the protocol was carried out for a period of 4 weeks, 3 days weekly sessions interspersed with evaluations before (AV1) and after (AV2) the intervention, where volunteers performed exercises only in eccentric phase of the GM, as described below: Exercise 1: Voluntary initially positioned on the table in the lateral position with the hip joint in extension and abduction, the volunteer was instructed to return to the position of adduction to the midline, parallel to the bed, thereby realizing eccentric contraction of the GM. Exercise 2: The subject was positioned in a standing position with the hip joint in extension and abduction, the volunteer was asked to return to the position of adduction to the midline, thereby realizing eccentric contraction of the GM. The exercises were performed asymmetrically, i.e., with different numbers of sets and repetitions, aiming to keep the attention of the central nervous system to the task, generating constant proprioceptive stimulus. Statistical analyses was performed using the statistical package version BioEstat 5.0, whereas of was found the normal data through the Shapiro-Wilk test, using the t test to compare the data.

## RESULTS AND DISCUSSION

The results suggest significant increase in the maximal isometric strength (CIVM) after intervention to GM muscle often associated with abduction and external rotation, and stabilization of the femur. The results obtained between A1 and A2 demonstrated an increased digital dynamometer data before and after the intervention. Just as other studies, which describe possible recoveries of patients with other orthopedic conditions through exercises to increase the recruitment of motor units also using a maximum load of 12% of voluntary, the present study demonstrate positive results to improve motor coordination and CIVM. This study suggests an improvement in positioning of the femur, by putting the GM in mechanical advantage to perform its activity, thereby increasing femoral stability.



**Figure 1** Value in kgf of load cell during CIVM before and after intervention.

Significant difference assigned: \* $p=0.0003$ .

Legend: A1 = assessment before intervention; A2 = assessment after intervention.

## CONCLUSION

The results suggests that the proposed technique was effective, by observing the proprioceptive protocol led to a significant increase in the CIVM. Deeper studies with larger sample focusing on rehabilitation of patients with PFPS and increased CIVM may provide more information to apply such protocol.

## REFERENCES

1. Cibulka, MT, Threlkeld-Watkins, J. Patellofemoral pain and assymetrical hip rotation. *Phys Ther.* 2005; 85(11):1201-7
2. O'Sullivan K, Herbert E, Sainsbury D, McCreesh K, Clifford A. No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 2012; 21(2):110-8.
3. Pulzatto, F. Atividade eletrica dos musculos estabilizadores da patela em individuos portadores da síndrome da dor femuropatelar durante exercicios realizados no step. (Dissertação). Sao Carlos (SP): UFSCar; 2005.

## APTIDÃO FÍSICA, POSTURA E DEPRESSÃO EM TÉCNICOS ADMINISTRATIVOS DA UFMT

Ribeiro TC<sup>1</sup>, Mota Y<sup>2</sup>, Calvo AP<sup>1</sup>, Victorino EM<sup>3</sup>, Malacarne L<sup>4</sup>, Mathias PRS<sup>4</sup>, Ferreira MLL<sup>4</sup>, Silva VG<sup>1</sup>, Stoppiglia LF<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Núcleo de Aptidão Física, Informática, Metabolismo, Esporte e Saúde – UFMT

<sup>2</sup>Universidade Católica de Brasília - UCB

<sup>3</sup>Universidade de Cuiabá - UNIC

<sup>4</sup>Faculdade de Psicologia – UFMT

E-mail do apresentador: tamires.cortat@gmail.com Web: <http://lattes.cnpq.br/7830258225420482>

### INTRODUÇÃO

Transtornos de humor associados a disfunções musculoesqueléticas crônicas afetam trabalhadores, comprometendo o rendimento dos mesmos, sendo responsável por grande parte dos afastamentos nas empresas<sup>1</sup>. As doenças crônico-degenerativas estão intimamente relacionadas ao sedentarismo e este por sua vez reduz a aptidão física (capacidade de realizar tarefas) influenciando no estado de saúde do indivíduo<sup>2</sup>. Assim se entendermos “saúde” como um estado de completo bem estar físico, mental e social e não meramente ausência de enfermidade<sup>3</sup>, podemos questionar a relação da condição psicológica e das disfunções musculoesqueléticas, como por exemplo, alterações posturais com o nível de aptidão física do indivíduo. Diante disso, esta pesquisa verificou a relação entre postura e condição psicológica apresentada pelos técnicos administrativos da UFMT e associou com o nível de aptidão física apresentado.

### MÉTODOS

Vinte e cinco técnicos-administrativos participaram do estudo voluntariamente (CEP: 15374113.5.0000.5541). Inicialmente, responderam cinco questionários no próprio ambiente de trabalho, na seguinte ordem: 1) Sócio demográfico; 2) Saúde; 3) Par-q<sup>4</sup>(critério de exclusão: riscos de saúde); 4) DASS-21<sup>5</sup>; e 5) Ipaq<sup>6</sup>. Os participantes sem risco de saúde realizaram testes físicos Alpha Fit<sup>7</sup> e de Postura<sup>8</sup>. Foram realizadas análises de correlação de *Pearson* e comparações para amostras independentes (*t-Student*) em função dos resultados do DASS-21 posteriormente, quando necessários ( $p < 0,05$ ). Todas as medidas angulares resultaram da média de 5 avaliações com retirada e recolocação das marcações e variação sempre inferior a 0,5° entre as medidas. O pequeno número amostral gera um erro próximo a 20% na estimativa dos valores para a população dos técnicos administrativos na UFMT.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dos 25 voluntários, houve prevalência do sexo feminino (56%) sobre o sexo masculino (44%). A média de idade foi de 40,64 (SD=13,37), sendo dividida em cinco categorias da seguinte forma: 1) 18-29 (25,49%); 2) 30-39 (25,49%); 3) 40 a 49 (7,84%); 4) 50 a 49 (31,37%); 5) 60 a 63 (12%). O nível de formação dos participantes foi elevado, sendo a maioria deles Pós Graduados (60%) seguido dos que possuem o 3º Grau Completo (38%).

As alterações posturais se correlacionaram principalmente aos estados de ansiedade. Os indivíduos ansiosos (>16 pontos na subescala DASS-21) mostraram retroversão da pelve, com diminuição significativa do ângulo do quadril (de -8° para -2°) e do alinhamento horizontal da pélvis (-12° para 0°), além de leve retroversão dos joelhos (-2° para +5°) e deslocamento do centro de gravidade para trás (assimetria de 35% para 25%). É possível encontrar na literatura a denominação “postura depressiva” devido aos desalinhamentos posturais estarem relacionados com dor, tensão e

falta de ar, que muitas vezes são encontrados em pacientes com Desordem de Depressão Maior (DDM)<sup>9</sup>.

Houve correlação inversa entre gasto calórico relatado (GCR) com o indicativo de estresse na subescala DASS-21 em duas situações diferentes: 1ª) GCR domiciliar ( $R = -0.30$ ;  $P = 0.04$ ); e 2ª) GCR de lazer ( $R = 0.28$ ;  $P = 0.03$ ). Além disto, pessoas com alto GCR domiciliar ( $> 1000$  METs/sem) mostraram extensão da cabeça (de  $17^\circ$  para  $7^\circ$  em relação à vertical) e redução no ângulo da tibia em relação à vertical ( $5^\circ$  para  $2^\circ$ ). Apesar de termos encontrado correlação entre GCR e atividade física domiciliar/doméstica, não podemos afirmar que os desvios posturais encontrados são maléficis à saúde. A postura corporal humana tem sofrido muitas alterações ao longo dos tempos, sendo de difícil classificação, uma postura boa ou ruim, ou até posturas relacionadas com as atividades do cotidiano, que podem diferir muito de acordo com o padrão laboral que o indivíduo possui<sup>10</sup>.

## CONCLUSÃO

O alto gasto calórico relatado pelos participantes está associado a menores níveis de estresse, inclusive os gastos realizados em tarefas domésticas. Também se verificou que alterações posturais se correlacionam com estados de ansiedade. Assim, concluiu-se que um corpo mais apto fisicamente é mais preparado para sustentar uma postura sem muito gasto energético e tensões osteomusculares. Além disso, uma forma de diminuir estados de ansiedade é a realização de práticas físicas, promovendo boas posturas. Para melhores conclusões, torna-se necessário a avaliação de mais variáveis relacionadas a aptidão física, estados de humor e principalmente postura, em estudos de intervenções com populações maiores, para um melhor entendimento do assunto.

## REFERÊNCIAS

1. Sullivan MJL, Thibault P, Andrikonyte J, Butler H, Catchlove R, Larivière C. Psychological influences on repetition-induced summation of activity-related pain in patients with chronic low back pain. *Pain*. 2009; 141(1-2):70–8.
2. Guedes DP, Guedes JERP. Atividade física, aptidão física e saúde. *Rev Bras Ativ Fis Saúde*. 1995; 1(1):18–35.
3. WHO. Constitution of the World Health Organization. New York; 2006 p. 1–18.
4. Dinardi RR, Souto RCM, Rocha GMQ, Andrade AGP. Questionário prontidão para a prática de atividade física como triagem pré-exercício. *Col Pesq Ed Física*. 2011; 10:141–6.
5. Apóstolo JLA, Mendes AC, Azeredo ZA. Adaptação para a língua portuguesa da depression, anxiety and stress scale (DASS). *Rev Lat Amer Enferm*. 2006; 14(6):863-71.
6. Celafiscs. Classificação do nível de atividade física ipaq. Disponível em: <[http://www.portalagita.org.br/uploads/agita\\_saopaulo/arquivos/ipaq\\_classificacao.pdf](http://www.portalagita.org.br/uploads/agita_saopaulo/arquivos/ipaq_classificacao.pdf)>. Acesso em: 18 nov. 2012.
7. Suni JH, Husu P, Rinne M. Fitness for health: the alpha-fit test battery for adults aged 18-69 fitness for health. Ukk Institute for Health Promotion Research, 2009.
8. Ferreira, EAG. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. 2005. Universidade de São Paulo, 2005.
9. Canales JZ, Cordás TA, Fiquer JT, Cavalcante AF, Moreno RA. Posture and body image in individuals with major depressive disorder: a controlled study. 2010; 32:375–80.
10. Suni JH, Oja P, Miilunpalo SI, Pasanen ME, Vuori IM, Bos K. Health-related fitness test battery for adults: associations with perceived health, mobility and back function and symptoms. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; 79:559-69.

## FITNESS, POSTURE AND DEPRESSION IN TECHNICAL ADMINISTRATIVE UFMT

Ribeiro TC<sup>1</sup>, Mota Y<sup>2</sup>, Calvo AP<sup>1</sup>, Victorino EM<sup>3</sup>, Malacarne L<sup>4</sup>, Mathias PRS<sup>4</sup>, Ferreira MLL<sup>4</sup>, Silva VG<sup>1</sup>, Stoppiglia LF<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Núcleo de Aptidão Física, Informática, Metabolismo, Esporte e Saúde – UFMT

<sup>2</sup>Universidade Católica de Brasília - UCB

<sup>3</sup>Universidade de Cuiabá - UNIC

<sup>4</sup>Faculdade de Psicologia – UFMT

Presenter's E-mail: tamires.cortat@gmail.com Web: <http://lattes.cnpq.br/7830258225420482>

### INTRODUCTION

Mood disorders are linked to chronic musculoskeletal dysfunctions that impair some workers activities, their gains and are often responsible for job leavings<sup>1</sup>. Sedentarism is intimately correlated to chronic degenerative disorders; it threatens the fitness and has influence on a person's health<sup>2</sup>. If we understand that "health" is a complete set of physical, mental and social well-being and not solely the lack of any disease<sup>3</sup>, we can consider a putative relation of psychological conditions and musculoskeletal disorders, such as, for example, postural modifications and physical fitness. This research has looked for a connection of posture and psychological conditions in UFMT technicians and associated it with their physical fitness.

### METHODS

Twenty five administrative technicians from UFMT participated in the study spontaneously (REC: 15374113.5.0000.5541). Previous, five questionnaires were answered in their workplace, in the following sequence: 1) Sociodemographic; 2) Health; 3) Par-q<sup>4</sup> (Exclusion criteria: health risk); 4) DASS-21<sup>5</sup>; and 5) Ipaq<sup>6</sup>. Participants without health risk participated in physical testing: Alpha Fit<sup>7</sup> and Posture<sup>8</sup>. *Pearson* correlation analysis and comparisons to independent (*Student t*) samples according to the results of the DASS-21 were performed subsequently, when needed ( $p < 0.05$ ). All angular measurements resulted from the average of 5 ratings for removal and replacement of markings and always less than 0.5 ° variation between measurements. The small sample generates close to 20% error in the estimation of values for the population of the administrative staff in UFMT.

### RESULTS AND DISCUSSION

Of the 25 volunteers, there was a prevalence of females (56%) over males (44%). The average age was 40.64 (SD = 13.37), being divided into five categories as follows: 1) 18-29 (25.49%), 2) 30-39 (25.49%); 3) 40 to 49 (7.84%) 4) 50 to 49 (31.37%), 5) 60 to 63 (12%). The school level of participants was high, with most of them Post Graduates (60%) and the other most have at least 3 Full Grade (38%). Postural alterations were primary related to anxiety. Anxious persons (>16 in the DASS-21 respective subscale) showed pelvic retroversion with decrease of hip angle (from -8° to -2°) and horizontal pelvis alignment (-12° to 0°), small knee retroversion (-2° to +5°) and gravity center backward movement (asymmetry from 35% to 25%). The literature uses a denomination of "depressive posture" for postural modifications related to pain, muscle tension and breathlessness, usually found in Major Depression Disorder (DDM)<sup>9</sup>.

We found a negative correlation between caloric expenditure related (CER) as indicated by the respective DASS-21 subscales, in two different situations: 1<sup>a</sup>) CER at-home (R = -0.30; P = 0.04); and 2<sup>a</sup>) CER leisure-time (R = 0.28; P = 0.03). Furthermore, some people with high CER at-

home (> 1000 METs/week) showed extension of the head (from 17° to 7° relative to vertical) and decrease of the tibia angle relative to vertical (5° para 2°). Although we found a correlation between caloric expenditure and household physical activity, we can't say that postural deviations found are harmful or not. The human body posture has undergone many changes over the years, difficult to classify, a posture good or bad, or even attitudes related to activities of daily life, which may differ greatly according to the labor standards that the individual has the posture<sup>10</sup>.

## CONCLUSION

A high caloric expenditure related is linked to lower stress levels, and postural alterations are related to anxiety. It was also found that postural changes correlate with anxiety states. Thus, it is concluded that a more fitness body is better prepared to sustain a posture without much energy expenditure and musculoskeletal strains. Also, a way to reduce anxiety states is the practice of physical activity, leading consequently there is a good posture. To better conclusions it is necessary to review more variables related to physical fitness, posture and mood states in intervention studies with larger populations, for a better understanding of the subject.

## REFERÊNCIAS

1. Sullivan MJL, Thibault P, Andrikonyte J, Butler H, Catchlove R, Larivière C. Psychological influences on repetition-induced summation of activity-related pain in patients with chronic low back pain. *Pain*. 2009; 141(1-2):70–8.
2. Guedes DP, Guedes JERP. Atividade física, aptidão física e saúde. *Rev Bras Ativ Fis Saúde*. 1995; 1(1):18–35.
3. WHO. Constitution of the World Health Organization. New York; 2006 p. 1–18.
4. Dinardi RR, Souto RCM, Rocha GMQ, Andrade AGP. Questionário prontidão para a prática de atividade física como triagem pré-exercício. *Col Pesq Ed Física*. 2011; 10:141–6.
5. Apóstolo JLA, Mendes AC, Azeredo ZA. Adaptação para a língua portuguesa da depression, anxiety and stress scale (DASS). *Rev Lat Amer Enferm*. 2006; 14(6):863-71.
6. Celafiscs. Classificação do nível de atividade física ipaq. Disponível em: <[http://www.portagalita.org.br/uploads/agita\\_saopaulo/arquivos/ipaq\\_classificacao.pdf](http://www.portagalita.org.br/uploads/agita_saopaulo/arquivos/ipaq_classificacao.pdf)>. Acesso em: 18 nov. 2012.
7. Suni JH, Husu P, Rinne M. Fitness for health: the alpha-fit test battery for adults aged 18-69 fitness for health. Ukk Institute for Health Promotion Research, 2009.
8. Ferreira, EAG. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. 2005. Universidade de São Paulo, 2005.
9. Canales JZ, Cordás TA, Fiquer JT, Cavalcante AF, Moreno RA. Posture and body image in individuals with major depressive disorder: a controlled study. 2010; 32:375–80.
10. Suni JH, Oja P, Miilunpalo SI, Pasanen ME, Vuori IM, Bos K. Health-related fitness test battery for adults: associations with perceived health, mobility and back function and symptoms. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; 79:559-69.

## PROPOSTA DE INTERVENÇÃO ERGONÔMICA EM TRABALHADORES DE UM SETOR FINANCEIRO

Almeida MARP<sup>1</sup>, Coutinho CCC<sup>2</sup>, Lucena NMG<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Associação Paraibana de Ensino Renovado - ASPER

<sup>2,3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

Email do apresentador: [marryfisio@hotmail.com](mailto:marryfisio@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

As doenças osteomusculares relacionadas ao trabalho (DORT) tornaram-se preocupação para empresas, empregados e governo pelo grande impacto que causam na saúde ocupacional e na produtividade<sup>1,2,3</sup>. Como forma de minimizar os afastamentos, porém visando primeiramente à saúde do trabalhador devem-se realizar a avaliação, diagnóstico, tratamento e prevenção das DORTs, por intermédio do estudo do trabalho, do trabalhador e do desenvolvimento da atividade deste<sup>1,2,4</sup>. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar e propor intervenções baseadas na identificação dos riscos biomecânicos/ergonômicos para a saúde de trabalhadores de caixa de banco de João Pessoa/PB.

### MÉTODOS

Pesquisa exploratória, descritiva, estudo de caso com abordagem qualitativa. Foram avaliados 4 trabalhadores por meio da antropometria estática, Posturograma (análise da postura), Escala de *Borg* (intensidade da dor), Diagrama de *Corlett* (localização de desconforto corporal), além de filmagem (10 min./trabalhador) e fotografias, para análise ergonômica da atividade e do posto de trabalho.

Os critérios de inclusão estabelecidos: acessibilidade (disponibilidade do trabalhador para participar da pesquisa), tempo de serviço na atividade de caixa (por mais de 10 anos), e postos fixos de trabalho (guichê). Todos os participantes tinham 6 horas da jornada de trabalho, com pausa de 15 minutos e utilizavam 2 computadores simultaneamente (1 - sistema do banco; 2 - operação do serviço de caixa). A coleta de dados foi realizada após assinatura do termo de compromisso livre e esclarecido no local de trabalho, em ambiente adequado, disponibilizado pela empresa em dias pré-estabelecidos.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os funcionários possuíam idade média de 44 anos, duas do sexo feminino e dois do sexo masculino. Todos apresentaram lesões musculoesqueléticas, um com diagnóstico clínico de DORT, outro com diagnóstico de tenossinovite aguda (dores fortes no ombro direito/coluna cervical); outro com dormência e falta de força no membro superior direito, e outro com dor nas mãos, punhos e região dorsal da coluna. Pela Escala de *Borg* os trabalhadores referiram dor, e em dois deles a dor era quase intensa, sendo exacerbada 2,5 horas após início do trabalho.

Na análise ergonômica do mobiliário, o guichê apresentava duas mesas com alturas diferentes, e a regulagem só estava presente na mesa 1 (variação 5 cm). Nesta mesa o caixa recebe/entrega a demanda de trabalho e nela também se encontra o monitor do computador 1 (acessado apenas pelo teclado); para acessar o computador 2 (mesa 2), utiliza-se apenas o mouse. O fio do mouse é curto e, porque os trabalhadores são destros realizam rotações de tronco. O gabinete do computador localiza-se no chão ao lado da cadeira, e à frente o apoio para os pés, ambos dificultando o rodar completo da cadeira.

Na avaliação antropométrica, o comprimento de alcance do braço (ombro até a ponta dos dedos) em três dos quatro trabalhadores (1,3 e 4) está menor do que a distância encontrada entre a borda da mesa e o espaço de atendimento (85cm). Além disso, todos os trabalhadores realizam

flexões de ombro acima de 90° devido altura da área de recebimento/entrega (98cm) ser igual ou maior que a altura ombro-chão. Pela filmagem pode-se contabilizar que em média este movimento é repetido cerca de 85 vezes por hora, e, sendo a jornada de trabalho de no mínimo 6 horas, contabilizaram-se em média um total 510 flexões de ombro.

Diversos estudos<sup>1,2,3,4,5</sup> mostram que a inadequação ergonômica do ambiente de trabalho ao trabalhador pode gerar uma série de lesões osteomioarticulares devido alterações do padrão biomecânico postural na execução da atividade, contribuindo para a dor e o adoecimento.

Pelo Posturograma 90% dos trabalhadores possuíam alteração da simetria corporal, como protrusão da cabeça, desvio do quadril para trás ao inclinar-se para frente, lordose lombar, escoliose, e ombros protrusos.

Portanto, posturas inadequadas na realização das atividades laborais, má distribuição dos equipamentos, incompatibilidade antropometria/mobiliário, desconhecimento de como ajustar os recursos ergonômicos disponíveis, permanência prolongada na postura sentada utilizando o computador com monitor em diferentes alturas, impossibilidade de rotação de tronco em bloco, e o posicionamento dos membros superiores acima de 90° determinam alto risco ergonômico, contribuindo para o aparecimento dos distúrbios osteomioarticulares relacionados ao trabalho<sup>4,5</sup>.

As sugestões de intervenção mais urgentes podem ser vistas no quadro abaixo:

**Quadro 1** – Sugestões de Intervenção elaboradas para os trabalhadores estudados

<b>TRABALHADOR</b>	<b>SUGESTÕES DE INTERVENÇÃO</b>
<b>2</b>	Aumentar o fio do mouse; evitar rotações de tronco; nivelar altura dos monitores e ajustar ao cone de visão do trabalhador;
<b>3</b>	Retirar o gabinete do computador 1 e ajustar o vídeo ao cone de visão da trabalhadora; Ajustar a altura da cadeira de acordo com a dobra interna do joelho ao chão; Usar apoio para os pés para compensar a diferença de altura; Ajustar a altura da mesa 1 com o ângulo do cotovelo evitando suspender o ombro durante a digitação;
<b>4</b>	Utilizar apoio para os pés; Ajustar a altura da mesa 1 para conforto dos braços e ombros no momento da digitação; Realizar alongamentos para a musculatura anterior do tronco; Evitar as rotações de tronco.

## **CONCLUSÃO**

Recomenda-se adoção de medidas preventivas e presença da atuação do fisioterapeuta na equipe ergonômica contribuindo para melhoria da saúde e da qualidade de vida do trabalhador, favorecendo maior desempenho laboral.

## **REFERÊNCIAS**

1. Wenzhou Yu, Ignatius TS, Yu, Zhimin Li, Xiaorong Wang, Trevor Sun, Hui Lin, et al. Work-related injuries and musculoskeletal disorders among factory workers in a major city of China. *Accid Anal and Prevent.* 2012; 48:457-63.
2. Lanfranchi JB, Duveau A. Explicative models of musculoskeletal disorders (MSD): from biomechanical and psychosocial factors to clinical analysis of ergonomics. *Rev Eur Psychol Appl* 2008; 58:201-13.

3. Martins Junior M, Saldanha MCW. Doenças sem doentes: ocorrência de distúrbios osteomioarticulares - DORT nos operadores de caixas de um banco. *Ação Ergonômica* 2009; 4(1):26-38.
4. Ferreira VMV, Shimano SGN, Fonseca MCR. Fisioterapia na avaliação e prevenção de riscos ergonômicos em trabalhadores de um setor financeiro. *Fisioter Pesq* 2009; 16 (3):239-45.
5. Schmitz C. Análise ergonômica de postos de trabalho de caixas de banco: Comparação de dois modelos do Barinsul S.A. [dissertação]. Porto Alegre (RS): Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2002.

## MOTION FOR ERGONOMIC INTERVENTION WORKERS OF A FINANCIAL SECTOR

Almeida MARP<sup>1</sup>, Coutinho CCC<sup>2</sup>, Lucena NMG<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Association Paraibana Refurbished Education - ASPER

<sup>2,3</sup>Department of Physical Therapy, Federal University of Paraíba - UFPB

Email Presenter: marryfisio@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

The work related musculoskeletal disorders, have become concern for enterprises, government employees and the great impact they have on occupational health and produtividade<sup>1,2,3</sup>. In order to minimize the distances, but primarily aimed at health worker should be performed the assessment, diagnosis, treatment and prevention of work related musculoskeletal disorders, through the study of work, workers and the development of the activity<sup>1,2,4</sup>. The objective this work is to evaluate and propose interventions based on the identification of biomechanical/ergonomic health risks of workers bank teller John People/PB.

### METHODS

Exploratory and descriptive case study with a qualitative approach. Four workers were evaluated by static anthropometry Posturogram (analysis of posture), Borg Scale (pain intensity), Diagram Corlett (location of bodily discomfort), and shoot (10 min./ Worker) and photographs for analysis ergonomic activity and job. The inclusion criteria: accessibility (availability of workers to participate in the study), length of service in the activity box (over 10 years), and fixed workstations (booth). All participants six hours of the working day, with 15 minute break and used two computers simultaneously (1 - bank system 2 - operation of the service box). Data collection was performed after signing the free and clear commitment in the workplace, in a suitable environment provided by the company at set days.

### RESULTS AND DISCUSSION

Employees had an average age of 44 years, two female and two male. All submitted musculoskeletal injuries, with a clinical diagnosis of MSDs, another with acute tenosynovitis (severe pain in right shoulder/cervical spine), another with numbness and lack of strength in the right upper limb, and the other with pain in the hands, wrists and dorsal region of the spine. The Borg Scale workers reported pain, and in two of them the pain was almost intense, being exacerbated 2.5 hours after onset of labor.

In the ergonomic analysis of the furniture, the booth featured two tables with different heights, and the regulation was only present in table 1 (range 5 cm). In this table the box receives / delivers the demands of work and it is also a computer monitor 1 (only accessed by keyboard), to access computer 2 (Table 2), using only the mouse. The wireless mouse is short and because workers are handed perform trunk rotations. The computer case is located on the floor beside the chair, and in front of the footrest, both hindering the full run of the chair.

In anthropometrical shoulder - length review takes three of the four workers (1.3 and 4) is smaller than the distance found between the table edge and the area of care (85cm). Furthermore, all employees perform pushups shoulder above 90 ° due area height receipt / delivery (98cm) to be equal to or greater than shoulder- height floor. By shoot can count that on average this movement is repeated about 85 times per hour, and when the workday of at least 6 hours, accounted, on average, a total of 510 pushups shoulder.

Several studies<sup>1,2,3,4,5</sup> show the inadequacy of ergonomic work environment to the worker can generate a number of musculoskeletal injuries by changing the biomechanical postural pattern on the performance of the activity, contributing to pain and illness.

Posturogram by 90% of workers had changed body symmetry, as head protrusion, deviation hips back while leaning forward, lumbar lordosis, scoliosis, and internal rotation of the shoulders. Therefore inadequate in performing work activities, poor distribution of equipment, incompatibility anthropometry/furnishings, lack of adjusting the ergonomic features available, longer stay in the seated position using the computer monitor at different times, the impossibility of trunk rotation block postures and the positioning of the upper limbs above 90 ° determine high ergonomic risk, contributing to the onset of musculoskeletal disorders related to work<sup>4,5</sup>.

Suggestions of urgent intervention can be seen in the table below:

**Table 1** - Suggested Intervention prepared for the workers studied

TRABALHADOR	SUGGESTIONS FOR INTERVENTION WORKER
2	Increase the wireless mouse , avoid trunk rotations, level monitors and adjust the height of the cone of vision of the worker;
3	Remove the computer case 1 and adjust the video to the cone of vision of the working; Adjust your chair height according to internal bending the knee to the ground; Use a footrest to compensate for the height difference;  Adjust the height of the table 1 with the angle of the elbow avoiding suspend shoulder while typing;
4	Using footrest; Adjust the table height 1 for comfort in the arms and shoulders when typing;  Perform stretching exercises for the anterior muscles of the trunk; Avoid trunk rotations.

## CONCLUSION

Adoption of preventive measures and presence of role of the physiotherapist in the team ergonomic contributing to improving the health and quality of life of workers, encouraging greater labor performance is recommended.

## REFERENCES

1. Wenzhou Yu, Ignatius TS, Yu, Zhimin Li, Xiaorong Wang, Trevor Sun, Hui Lin, et al. Work-related injuries and musculoskeletal disorders among factory workers in a major city of China. *Accid Anal and Prevent.* 2012; 48:457-63.
2. Lanfranchi JB, Duveau A. Explicative models of musculoskeletal disorders (MSD): from biomechanical and psychosocial factors to clinical analysis of ergonomics. *Rev Eur Psychol Appl* 2008; 58:201-13.
3. Martins Junior M, Saldanha MCW. Doenças sem doentes: ocorrência de distúrbios osteomioarticulares - DORT nos operadores de caixas de um banco. *Ação Ergonômica* 2009; 4(1):26-38.
4. Ferreira VMV, Shimano SGN, Fonseca MCR. Fisioterapia na avaliação e prevenção de riscos ergonômicos em trabalhadores de um setor financeiro. *Fisioter Pesq.* 2009; 16 (3):239-45.
5. Schmitz C. Análise ergonômica de postos de trabalho de caixas de banco: Comparação de dois modelos do Barinsul S.A. [dissertação]. Porto Alegre (RS): Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2002.

# AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO ERGONÔMICA DE POSTO DE TRABALHADOR COM DEFICIÊNCIA FÍSICA: ESTUDO DE CASO

Almeida MARP<sup>1</sup>, Lucena NMG<sup>2</sup>, Coutinho CCC<sup>2</sup>, Cardia MCG<sup>2</sup>, Lorenzo CM<sup>3</sup>, Botella MC<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Associação Paraibana de Ensino Renovado - ASPER

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade e Granada - UGr

E-mail do apresentador: [marryfisio@hotmail.com](mailto:marryfisio@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

O trabalhador com deficiência física pode, ao longo de sua trajetória, deparar-se com inúmeras dificuldades para sua inserção no mercado de trabalho. Entre estas está à baixa autoestima, desmotivação, preconceito, capacidade produtiva do trabalhador com deficiência e existência de barreiras ambientais e arquitetônicas, que dificulta seu acesso a locais públicos, de lazer e, obviamente, de trabalho<sup>1</sup>. Sabendo-se da importância da intervenção ergonômica para o desenvolvimento da atividade laboral, e mediante observação da atividade desempenhada pelo trabalhador com deficiência física da Universidade Federal da Paraíba-UFPB, o objetivo deste estudo foi avaliar e adequar seu posto de trabalho, através do ERGODIS/IBV.

## MÉTODOS

Como instrumento de avaliação utilizou-se o ERGODIS/IBV, um *software* destinado à adaptação de postos de trabalho para pessoas com deficiências físicas, que foi desenvolvido pelo Instituto de Biomecânica de Valência (IBV-Espanha) que está disponível no Laboratório de Ergonomia e Saúde- LABES/UFPB. O método começa com a coleta de informações sobre o trabalho e o sujeito, seguido por tratamento de dados, analisando e fornecendo informações para cada caso do posto de trabalho e do sujeito. O *software* estima o nível de risco ergonômico decorrente da carga de trabalho físico e ambiental a fim de identificar quais aspectos do posto de trabalho e/ou da tarefa precisam ser modificadas. Também foi necessária a realização do método de observação direta, com análise ergonômica da tarefa, com a finalidade de registrar as imagens, mediante a técnica de filmagem e tomada fotográficas. Trata-se de um estudo qualitativo em forma de estudo de caso e desenho intra sujeito.

A coleta de dados foi realizada nas dependências da Clínica Escola de Fisioterapia da UFPB, no período de novembro a dezembro de 2013, em sessões com duração de 60 min. duas vezes por semana. O estudo seguiu os preceitos éticos legais de acordo com a resolução 466/12 sobre pesquisa com seres humanos, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFPB, e a coleta de dados foi realizada após assinatura do termo de compromisso livre e esclarecido no local de trabalho.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Trata-se de um relato de caso de um trabalhador com deficiência física em cadeira de rodas servidor da UFPB a 6 anos, do gênero masculino, 28 anos de idade, solteiro, natural de João Pessoa-PB, com diagnóstico de paraplegia flácida em MMII devido a Mielomeningocele, em uso de cadeira de rodas desde 4 anos de idade. O trabalhador queixava-se de dores na coluna lombar, e apresentava sinais de desconforto nos punhos e mãos após algumas horas de trabalho. Ao exame físico notou-se uma cifose cervical, protrusão de ombros, ombro direito mais elevado, hiperlordose lombar, escoliose mista e hipotrofia dos MMII. A cirtometria evidenciou uma expansibilidade torácica restrita. Não se constatou a presença de limitações funcionais para os cuidados pessoais.

Análise do posto de trabalho: apresentava três mesas com alturas iguais em forma de “L” e a cadeira usada no posto era sua própria cadeira de rodas, e nesta não havia os apoios dos braços. Na mesa 1 o trabalhador atende ao público de alunos, e nesta se dispõe apenas pastas, porta lápis, e carimbos. Na mesa 2 está disposto o monitor, que fica em cima do gabinete do computador, acessado pelo teclado e pelo mouse, estes na mesma altura. O apoio para os pés é feito na própria cadeira de rodas e não há empecilho ao rodar por completo a cadeira em baixo destas duas mesas. Na mesa 3 se encontra a impressora, e nesta não havia possibilidade da cadeira entrar em baixo da mesa, dificultando o acesso e ocasionando posturas forçadas (Figura 1).

De acordo com o software ERGODIS/IBV identificou-se a necessidades das seguintes adequações: Ajuste da altura do assento da cadeira para corrigir a altura do ângulo do joelho com coxim de ar com orifício, também com a finalidade de aliviar a pressão na zona sacrococcígea; Uso do apoio para os braços da própria cadeira, para não precisar retrair ou relaxar demais os braços; Substituição da mesa 3 por uma com espaço em baixo, para facilitar o deslocamento da cadeira rodas e prevenir posturas inadequadas; Ajuste da altura da tela do monitor; Organização na disposição dos objetos da mesa 1 com auxílio de um suporte para documentos. (Figura 2).

As condutas empregadas no programa de orientação ergonômica foram: Estímulo à adoção de posturas corretas nas atividades realizadas no posto de trabalho; Explicação sobre a clínica das dores de coluna; Exercícios de mobilização do quadril e relaxamento; Orientações no autocuidado dentro e fora do ambiente de trabalho; Fortalecimento dos MMSS e tronco; Trabalho de equilíbrio de tronco; Exercícios para musculatura abdominal com o auxílio de bola suíça; Exercícios de respiração diafragmática com pressão expiratória e respiração em dois tempos com bastão; uso do respiron como incentivador respiratório (Figura 3).

Evolução: Após o programa de intervenção que foi desenvolvido durante três meses com dez sessões, o trabalhador referiu melhoras quanto à sintomatologia dolorosa com adoção de posturas adequadas; redução da sensação de cansaço ao final do dia de trabalho, e aquisição de novos hábitos posturais não só nas atividades laborais, bem como nas atividades instrumentais da vida diária, adquiridas através da conscientização corporal.



Figura 1 - Antes da intervenção ergonômica



Figura 2 - Depois da intervenção ergonômica



Figura 3 - Uso do respiron no programa de intervenção

## CONCLUSÃO

Conclui-se que a existência de problemas de saúde no trabalho como movimentos repetitivos e posturas inadequadas, podem estar relacionada às características laborativas e aos desajustes ergonômicos no ambiente de trabalho. Ressaltamos a importância dos programas de intervenção que otimizem as condições de saúde do trabalhador com deficiência física. Os resultados foram positivos nas questões que referem aos aspectos físicos e a vitalidade.

**REFERÊNCIAS**

1. Berndt A. A abordagem sistêmica na concepção, na construção e no gerenciamento da reabilitação profissional de pessoas portadoras de deficiência [tese]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2004.
2. Martinez MC, Latorre MRDO. Saúde e capacidade para o trabalho em trabalhadores de área administrativa. Rev Saúde Pública. 2006; 40(5):851-8.
3. Machado AG, Anjos VD. Análise do índice de capacidade para o trabalho em funcionários da gerência de assistência nutricional da fundação santa casa de misericórdia do estado do Pará. 2009.
4. Hilleshein EF, Lautert L. Capacidade para o trabalho, características sociodemográficas e laborais de enfermeiros de um hospital universitário. Rev. Latino-Am. Enf. 2012; 20(3):1-8.

## EVALUATION AND INTERVENTION OF ERGONOMIC DESK WORKER WITH PHYSICAL DISABILITIES: A CASE STUDY

Almeida MARP<sup>1</sup>, Lucena NMG<sup>2</sup>, Coutinho CCC<sup>2</sup>, Cardia MCG<sup>2</sup>, Lorenzo CM<sup>3</sup>, Botella MC<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Association Paraibana Refurbished Education - ASPER

<sup>2</sup>Department of Physical Therapy at Federal University of Paraíba - UFPB

<sup>3</sup>Department of Physiotherapy, University and Granada - UGR

Email presenter: [marryfisio@hotmail.com](mailto:marryfisio@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The worker with physical disabilities can, over its history, faced with numerous difficulties in their integration into the labor market. Among these is the low self-esteem, motivation, prejudice, productive capacity of workers with disabilities and there are environmental and architectural barriers that hinders their access to public places, entertainment and, of course, work<sup>1</sup>. Knowing the importance of ergonomic intervention for the development of labor activity, and by observing the activity performed by the employee with disabilities, Federal University of Paraíba - UFPB, the aim of this study was to evaluate and adjust their workstation through ERGODIS/IBV.

### METHODS

As an evaluation tool used the ERGODIS/IBV, a software for the adaptation of jobs for people with disabilities, which was developed by the Institute of Biomechanics of Valencia (IBV - Spain), which is available at the Laboratory of Ergonomics and Health - LABES/UFPB. The method begins with gathering information about the work and the subject, followed by data processing, analyzing and providing information for each case of the work and the subject post. The software estimates the level of ergonomic risk arising from physical workload and environment in order to identify which aspects of the job and / or task need to be modified. It was also necessary to perform the method of direct observation, with ergonomic task analysis, for the purpose of registering the images through a technique of filming and photo taking. This is a qualitative study in the form of case study and intra- subject design. Data collection was performed on the premises of the School of Physiotherapy Clinic UFPB in the period November-December 2013, in sessions lasting 60 min. twice a week. The study followed the ethical legal precepts according to Resolution 196/96 on human research and was approved by the Research Ethics UFPB, and data collection was performed after signing the commitment free and enlightened on site work.

### RESULTS AND DISCUSSION

This is a case of a worker with disabilities in wheelchairs server UFPB to six years, male, 28 years old, single, born in John Person -PB, diagnosed with flaccid paraplegia in due to Spina Bifida in using wheelchair since the age of four. The worker complained of pain in the lumbar spine, and showed signs of discomfort in the wrists and hands after a few hours of work. On physical examination showed a cervical kyphosis, protruding shoulders, higher right shoulder, lumbar lordosis, scoliosis and mixed atrophy of the lower limbs. Cirtometry showed a restricted chest expansion. There was no presence of functional limitations for personal care.

Analysis of job: had three tables with equal heights in the form of "L" and the chair used in office was his own wheelchair, and this was not the armrests. In table 1 the worker meets the public of students, and this only if you have folders, pencil holders, and stamps. In table 2 are willing to monitor that sits on top of the computer case, accessed through the keyboard and the mouse, these at the same time. The footrest is made in their own wheelchairs and there is no hindrance to fully

rotate the chair beneath these two tables. In Table 3 is the printer, and this could not possibly get in the chair under the table, making access more difficult and causing awkward postures (Figure 1). According to ERGODIS/IBV software we identified the needs of the following adjustments: Adjust the height of the chair seat to correct the height of the knee angle with air cushion with hole, also in order to relieve pressure on the sacrococcygeal area, Using the armrest of the chair itself, need not to shrink or relax the arms too; Replacement table 3 for one with space below for easy moving of the wheelchair and prevent awkward postures; Adjust the height of the screen monitor; Organization arrangement of objects in table 1 with the aid of a document holder.(Figure 2).

The conduits used in ergonomic guidance program were: Stimulating the adoption of correct posture in the activities undertaken in the workplace; Explanation regarding the clinical back pain, hip mobilization exercises and relaxation, self-care guidelines in and out of the environment work; Strengthening upper limb and trunk, trunk balance work, exercises for abdominal muscles with the help of Swiss ball; exercises diaphragmatic breathing with expiratory pressure and respiration in two steps with the bat; Respirom as use of incentive spirometry (Figure 3). Evolution: After the intervention program that was developed for three months with ten sessions, the worker said improvements regarding pain symptoms with adoption of appropriate postures, reduction of tiredness at the end of the workday, and acquiring new postural habits not only in industrial activities, as well as in instrumental activities of daily living, acquired through body awareness.



Figure 1 - Before the ergonomic intervention    Figure 2 - After the ergonomic intervention    Figure 3 - Using the respirom

## CONCLUSION

Concludes that the existence of health problems at work, such as repetitive movements and postures, can be related to work-related characteristics and ergonomics in the workplace misfits. We stress the importance of intervention programs that optimize the health of workers with disabilities. The results were positive in issues that relate to the physical aspects and vitality.

## REFERENCES

5. Berndt A. A abordagem sistêmica na concepção, na construção e no gerenciamento da reabilitação profissional de pessoas portadoras de deficiência [tese]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2004.
6. Martinez MC, Latorre MRDO. Saúde e capacidade para o trabalho em trabalhadores de área administrativa. Rev Saúde Pública. 2006; 40(5):851-8.
7. Machado AG, Anjos VD. Análise do índice de capacidade para o trabalho em funcionários da gerência de assistência nutricional da fundação santa casa de misericórdia do estado do Pará. 2009.
8. Hilleshein EF, Lautert L. Capacidade para o trabalho, características sociodemográficas e laborais de enfermeiros de um hospital universitário. Rev. Latino-Am. Enf. 2012; 20(3):1-8.

## **ANÁLISE DA FADIGA E DA INCIDÊNCIA DE DOR EM MOTORISTAS DE ÔNIBUS DA CIDADE DE JOÃO PESSOA**

Silva TG, Freitas RB, Lima JKG, Moraes MEG, Santos BH, Cardia MCG

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB  
E-mail do apresentador: thagoncalves92@gmail.com

### **INTRODUÇÃO**

A profissão de motorista de ônibus urbano é considerada uma atividade bastante complexa, visto que o mesmo não desempenha apenas a tarefa de conduzir o veículo, mas também realiza a vistoria, fornece orientações e controla o embarque e o desembarque de passageiros<sup>1</sup>. Por isso, a profissão requer boa condição física e psicológica para realização de suas tarefas eficientemente.

No entanto, observa-se que o motorista de ônibus tem que passar um longo período na posição sentada e fazer poucas pausas de descanso durante a sua jornada de trabalho. As posturas forçadas adotadas por estes profissionais restringem a possibilidade de movimentos, sobrecarregam os músculos e tendões, principalmente do tronco, dos braços e das pernas, devido à posição sentada e ao uso do volante e direção do ônibus. A adoção destas posturas por tempo prolongado acarretam em desconforto, dor e fadiga. Estes agravos à saúde podem gerar incapacidade momentânea ou permanente e comprometer seu desempenho laboral, podendo desenvolver graves afecções relacionadas ao trabalho<sup>2,3,4</sup>.

Por esta razão, a realização de estudos e avaliações das condições de trabalho deste profissional e dos riscos à sua saúde é de grande importância, pelo valor dessa classe de trabalhadores para a sociedade. Assim, o objetivo deste estudo foi verificar, a incidência de fadiga e de dor em motoristas de ônibus da cidade de João Pessoa.

### **MÉTODOS**

Trata-se de uma pesquisa descritiva de caráter exploratório, na forma de levantamento e observação direta do objeto em estudo. A amostra é composta por 23 motoristas de diferentes empresas de transporte coletivo urbano da cidade de João Pessoa. Ocorreu no decorrer do mês de março e abril de 2013, quando foram realizadas entrevistas e aplicação de questionários com os trabalhadores, os quais consistiam em dados sobre o profissional e sobre sua jornada de trabalho, questionário de fadiga de Chalder, Escala de Estresse Percebido (PSS) e questionário de dor musculoesquelética (Questionário Nórdico).

### **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Quanto ao tempo de carreira, 61,5% afirmaram ter mais de 10 anos de trabalho. Todos trabalham seis dias por semana, tendo a maioria uma carga horária entre 8 e 10 horas. 69,6% dos entrevistados possuem apenas um intervalo por dia, sendo este utilizado para a refeição. Os entrevistados foram questionados quanto a sua satisfação em relação a diversos pontos do posto de trabalho, e a maioria se mostrou satisfeito ou neutro com relação a eles, porém quesitos como iluminação, temperatura e poltrona do motorista tiveram um número maior de insatisfeitos.

No presente estudo, com relação à Escala de Fadiga de Chalder, 69,6% dos motoristas relataram problemas de cansaço normal ou mais que normal e 95% afirmaram precisar descansar mais. Metade dos entrevistados relatou sonolência durante o dia e ter problemas em continuar a realizar suas atividades, porém a maioria afirmou não sentir perda de energia ou fraqueza muscular.

Foi verificado que apenas 22% dos motoristas foram caracterizados como Obesos I, outros 26% foram caracterizados como sobrepeso e os restantes 52% estão com peso normal. Dos que possuíam peso normal, 75% apresentaram dor em alguma parte do corpo nos últimos 12 meses, dos classificados com sobrepeso, 87,5% apresentaram dor em alguma parte do corpo nos últimos 12

meses e dos classificados como obesos, 60% apresentaram dor no corpo nos últimos 12 meses. O que nos permite concluir que não houve correlação significativa entre a obesidade e a presença de dor.

Apenas 26% dos entrevistados disseram não ter sentido dor nos últimos 12 meses. Quatro profissionais, afirmaram que ficaram impedidos de realizar suas atividades laborais devido a presença de dor em alguma parte do corpo. Na tabela a seguir estão dispostos alguns dos resultados obtidos com a aplicação do questionário nórdico de dor (Tabela 1).

**Tabela 1** - Resultados do Questionário Nórdico Musculoesquelético

Partes do corpo	Incidência de dor nos últimos 7 dias	Incidência de dor nos últimos 12 meses
Pescoço	17,4%	39,1%
Ombros	17,4%	26%
Parte Superior das costas	21,7%	30,4%
Cotovelos	0%	13%
Punhos/Mãos	8,7%	17,4%
Parte Inferior das costas	26%	21,7%
Quadril/Coxas	4,3%	13%
Joelhos	13%	26%
Tornozelo/Pés	13%	34,8%

## CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com a pesquisa revelam que os motoristas se queixam de problemas relacionados ao cansaço, e que estes sentem a necessidade de descansar mais, além disso, parte significativa da amostra relatou sonolência durante a realização do seu trabalho. Verificou-se, ainda, que apenas 26% relataram não ter sentido dor significativa nos últimos 12 meses. E, dos que relataram dor, os locais de maior incidência foram respectivamente pescoço, tornozelo/pés, parte superior das costas, ombros e joelhos.

Portanto, levando-se em consideração os estudos de diversos autores que apontam como alguns desencadeantes de fadiga e dor, a associação de diversos fatores como: o sedentarismo, deficiência muscular e a adoção de posturas forçadas cotidianamente; é necessária maior atenção com a saúde desta classe trabalhadora que é tão importante para a sociedade, devendo ser adotadas medidas que melhorem suas condições de trabalho, como maior ergonomia no posto de trabalho e implementação de programas de atividade física laboral.

## REFERÊNCIAS

1. Battiston M, Cruz RM, Hoffmann MH. Condições de trabalho e saúde de motoristas de transporte coletivo urbano. *Estud. Psicol.* 2006; 11(3):333-43.
2. Gonçalves EC. Constrangimentos no posto do motorista de ônibus urbano segundo a visão macroergonômica [dissertação de mestrado]. Porto Alegre (RS): Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2003.
3. Costa EAVG. Estudos dos constrangimentos físicos e mentais sofrido pelos motoristas de ônibus urbano da cidade do Rio de Janeiro [dissertação de mestrado]: Universidade Católica do Rio, 2006.
4. Queiróga MR. Influência de fatores individuais na incidência de dor músculo-esquelética em motoristas de ônibus da cidade de Londrina [dissertação de mestrado]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 1999.

## **ANALYSIS OF FATIGUE AND PAIN INCIDENCE OF JOÃO PESSOA'S BUS DRIVERS**

Silva TG, Freitas RB, Lima JKG, Moraes MEG, Santos BH, Cardia MCG

Department of Physiotherapy of the Federal University of Paraíba – UFPB  
Presenter's E-mail: thagoncalves92@gmail.com

### **INTRODUCTION**

The profession of city bus driver is considered a complex activity, since it does not only performs the task of driving the vehicle, but also conducts the inspection, provides guidance and controls the loading and unloading of passengers<sup>1</sup>. Therefore the profession requires good physical and mental condition to perform their tasks efficiently.

However, it is observed that the bus driver has to spend a long period in a sitting position and make a few rest breaks during their workday. The forced positions adopted by these professionals restrict the possibility of movement, overloading the muscles and tendons, especially the trunk, arms and legs due to the sitting position and the use of the steering wheel and direction of the bus. The adoption of these postures for prolonged periods lead to discomfort, pain and fatigue. These health problems can cause momentary or permanent disability and impair their work performance and can develop serious conditions related to work<sup>2, 3, 4</sup>.

For this reason, studies and assessments of the conditions of work of professional and risks to their health is of major importance and value of this class of workers to society. Thus, the objective of this study was to determine the incidence of fatigue and pain in bus drivers from João Pessoa.

### **METHODS**

This is a descriptive exploratory research in the form of survey and direct observation of the object that is being studied. The sample consists of 23 drivers from different companies of urban transportation from the city of João Pessoa. Occurred during the month of March and April 2013, when interviews and questionnaires with workers were conducted, which consisted of data on the professional and on your workday, Chalder fatigue questionnaire, the Perceived Stress Scale (PSS) and musculoskeletal pain questionnaire (Nordic Questionnaire).

### **RESULTS AND DISCUSSION**

Regarding time career, 61.5% reported having more than 10 years of work. All of them work six days a week, most of them having a workload between 8 and 10 hours. 69.6% of the interviewees have only one range per day, which is used for the meal. The interviewees were asked about their satisfaction with various parts of the job, and the majority appeared satisfied or neutral with respect to them, but issues such as lighting, temperature and the driver's seat had a greater number of dissatisfied.

In the present study, regarding the Chalder Fatigue Scale, 69.6% of drivers reported problems of normal fatigue or more than normal and 95% said they need more rest. Half of the respondents reported sleepiness during the day and have trouble to continue to perform their activities, but most said they did not feel loss of energy, or muscle weakness.

It was found that only 22% of drivers were characterized as obese I, another 26% were classified as overweight and the remaining 52% were normal weight. Of those with normal weight, 75% had pain in some part of the body in the last 12 months of classified overweight, 87.5% had pain in some part of the body in the past 12 months and those classified as obese, 60% had pain

body in the past 12 months. This allows us to conclude that there was no significant correlation between obesity and the presence of pain.

Only 26% of the interviewees said they had experienced pain in the last 12 months. Four professionals, said they were prevented from carrying out their work activities due to the presence of pain in a body part. In the following table are arranged some of the results obtained by applying the Nordic Pain Questionnaire (Table 1).

**Table 1** - Results of the Nordic Musculoskeletal Questionnaire

Body's parts	Incidence of pain in the last 7 days	Incidence of pain in the last 12 months
Neck	17,4%	39,1%
Shoulders	17,4%	26%
Upper back	21,7%	30,4%
Elbows	0%	13%
Fists / hands	8,7%	17,4%
Low back	26%	21,7%
Hips / thighs	4,3%	13%
Knees	13%	26%
Ankle / foot	13%	34,8%

## CONCLUSION

The results collected through the research show that drivers complain of problems with fatigue, and they feel the need to rest more, moreover, a significant portion of the sample reported sleepiness during the course of their work. It was found also that only 26% reported not having felt significant pain in the last 12 months. And, of those who reported pain locations were respectively higher incidence of neck, ankle and foot, upper back, shoulders and knees.

Therefore, taking into account the studies of many authors who point as some of the motivating factors for the presence of fatigue and pain, the combination of various factors such as sedentary lifestyle, muscle deficiency and the adoption of forced daily postures; need for more attention to the health of this working class is so important to society, measures to improve their working conditions, such as an ergonomic workstation and implementation of physical labor programs should be adopted.

## REFERENCES

1. Battiston M, Cruz RM, Hoffmann MH. Condições de trabalho e saúde de motoristas de transporte coletivo urbano. *Estud. Psicol.* 2006; 11(3):333-43.
2. Gonçalves EC. Constrangimentos no posto do motorista de ônibus urbano segundo a visão macroergonômica [dissertação de mestrado]. Porto Alegre (RS): Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2003.
3. Costa EAVG. Estudos dos constrangimentos físicos e mentais sofrido pelos motoristas de ônibus urbano da cidade do Rio de Janeiro [dissertação de mestrado]: Universidade Católica do Rio, 2006.
4. Queiróga MR. Influência de fatores individuais na incidência de dor músculo-esquelética em motoristas de ônibus da cidade de Londrina [dissertação de mestrado]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 1999.

# REALIDADE VIRTUAL NA REABILITAÇÃO FÍSICA E FUNCIONAL DE PACIENTES MASTECTOMIZADAS: REVISÃO DE LITERATURA

Isaac MIR, Silva MN, Silva EKR, Medeiros MS, Souza MA, Vasconcelos DA, Macêdo LC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba – UEPB  
E-mail do apresentador: mayarafisioterapia@gmail.com; Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

Após os 35 anos de idade, a incidência do câncer de mama em mulheres cresce rápida e progressivamente. Dentre as modalidades terapêuticas para o câncer de mama, a cirurgia (mastectomia) é ainda o principal recurso utilizado para desempenhar a função de controle e erradicação da doença. Porém, a mastectomia tem em si um caráter agressivo e traumatizante para a vida e saúde da mulher, pois interfere não só na imagem corporal, mas na vida sexual, com perda funcional que implica em limitações laborais, alterações psíquicas, emocionais e sociais, associadas à depressão e ansiedade<sup>1</sup>. Pacientes mastectomizadas devem passar por processo de reabilitação fisioterapêutica com o objetivo de prevenir e tratar as morbidades instaladas, facilitando a recuperação e o retorno da mulher às suas funções.

Os avanços tecnológicos que combinam sistemas de robótica e computação gráfica, atualmente vêm ganhando espaço em entretenimento e saúde. Neste contexto, a realidade virtual (RV) é uma interface computacional avançada, que permite criar protocolos de reabilitação, onde o indivíduo interage em tempo real com um ambiente virtual. A tecnologia virtual é uma realidade emergente com uma variedade de benefícios para os aspectos da avaliação e da recuperação, tratamento e investigação. Os *serious games*, uma classe de jogos com um propósito específico, vem se apresentando como uma alternativa complementar e inovadora para auxiliar na terapia e no treinamento.

Os *serious games* se mostram como uma alternativa relevante para o ensino, treinamento e simulação na área da saúde, já que superam dificuldades encontradas na obtenção de materiais, validação de produtos e treinamento de pessoal. Aborda técnicas inovadoras para reabilitação e ensino de hábitos saudáveis, podendo contribuir para a motivação do aprendizado em ambientes virtuais. Na área da saúde, os *serious games* podem ser separados nas seguintes categorias: 1) auxiliares de terapia; 2) promoção da saúde e condicionamento físico; 3) monitoramento da saúde; e 4) treinamento. Para fins de treinamento, os *serious games* são aplicados para simular situações críticas, que envolvam algum tipo de risco, tomada de decisões ou, ainda, para desenvolver habilidades específicas<sup>2</sup>.

Sendo assim, o objetivo do estudo foi verificar a atuação da realidade virtual na reabilitação física e funcional de mulheres mastectomizadas, propondo a utilização de jogos virtuais como forma de tratamento para essas pacientes.

## MÉTODOS

Trata-se de uma revisão de literatura em bancos de dados como *PubMed (MEDLINE)*, *Lilacs/SciELO* e na *Cochrane Library*, utilizando como descritores “realidade virtual”, “reabilitação” e “mastectomia”. A pesquisa foi realizada entre os dias 6 de dezembro e 6 de janeiro, nas línguas portuguesa e inglesa, sendo considerados estudos publicados de 1994 a 2014. Foram incluídos estudos realizados com mulheres mastectomizadas que em sua reabilitação em algum momento fosse utilizada a realidade virtual.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foi encontrado apenas um estudo associando a terapia com a realidade virtual (RV) e a reabilitação em pacientes mastectomizadas e os resultados obtidos nesse estudo na escala numérica de dor, responsável por avaliar a intensidade da sensação dolorosa, mostrou uma redução de 85% após o tratamento, além do aumento significativo da amplitude de movimento articular do ombro<sup>3</sup>. Portanto, foi verificado que os *serious games* se mostram como uma alternativa relevante para o ensino, treinamento e simulação na área da saúde, ultrapassando os conceitos do entretenimento e oferecendo experiências, com propósito específico, voltadas ao aprendizado e ao treinamento. Em um estudo sobre a aplicação da RV para o manejo da dor de pacientes com lesões de queimadura verificaram a hipótese desta terapia agir diretamente sobre o sistema nervoso central, alterando a percepção da dor com redução simultânea de atividade no sistema nervoso central (córtex cerebral e tronco encefálico, os quais estão relacionados diretamente com a dor<sup>4</sup>.

A exploração da RV apresenta inúmeras vantagens de uso em relação a outras tecnologias: provê uma interface que gera um alto nível de motivação; apresenta recursos que ilustram a compreensão de conceitos abstratos; permite a observação de cenas em diferentes distâncias e ângulos; oferece oportunidades de vivências das situações de maneira individualizada; encoraja a participação ativa do usuário; propicia um ambiente motivador para a aquisição de conhecimento e aprendizagem; oferece possibilidades de entretenimento e diversão; possui características que facilitam o estudo das características de desempenho humano e suas capacidades perceptuais e motoras<sup>5,6</sup>.

A mastectomia provoca o desenvolvimento de hipotrofias musculares, alterações tróficas da pele, edema de estase e de decúbito, linfedemas, alterações articulares com limitações na amplitude de movimento e descalcificação óssea, retrações músculo-tendíneas e ligamentares. De acordo com os princípios da reabilitação com RV, encontramos que os jogos virtuais podem ser utilizados no tratamento de reabilitação física e funcional em pacientes mastectomizadas com o objetivo de melhorar a amplitude de movimento, a coordenação motora e a propriocepção nos membros superiores, além de promover melhora no controle postural, equilíbrio e promover o fortalecimento muscular.

Já existe no mercado jogos que possam atender às necessidades desses tipos de pacientes fornecendo um *feedback* sensorial, que promove intensos estímulos necessários para induzir uma reorganização cerebral, onde o usuário obtém experiências similares às atividades e os eventos que ocorrem na vida real, preparando e desenvolvendo a auto confiança e auto estima em um ambiente seguro<sup>7</sup>.

## CONCLUSÕES

A realidade virtual pode ser utilizada no tratamento de pacientes pós-mastectomizadas, com o objetivo de contribuir para sua recuperação física e funcional, havendo maior adesão das pacientes ao treinamento devido à motivação do aprendizado em ambientes virtuais.

A realização de pesquisas futuras pode encontrar resultados propícios para aperfeiçoar o rigor científico da área, aumentando a qualidade das informações e atribuindo evidências ao campo da reabilitação pós-mastectomia através da Realidade Virtual.

## REFERÊNCIAS

1. Nogueira PVG, Guirro ECO, Palauro VA. Efeitos da facilitação neuromuscular proprioceptiva na performance funcional de mulheres mastectomizadas. *Fisiot Brasil*. 2005; 6(1):28-35.
2. Machado LS, Moraes, Ronei M, Nunes FLS. *Serious games para saúde e treinamento imersivo*. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação; 2009.

3. Mendes LS, Camargo CAX, Cavalheiro GL, Cardoso A, Lima FPSO, et al. Realidade virtual: desenvolvimento e aplicabilidade no tratamento da dor secundária ao câncer de mama. VI SEB-UFU, 2013.
4. Sharar sr, **Miller w, Teeley A, Soltani m, Hoffman Hg, Jensen Mp**, et al. Applications of virtual reality for pain management in burn-injured patients. *Expert Rev Neurother*. 2008; 8(11):1667–74.
5. Pantelidis V. Reasons to use virtual reality in education. *VR Schools*. 1995; 1(1):9.
6. Stuart R. The design of virtual environments. New York: McGraw-Hill;1996
7. Fluet GG, Qiu Q, Kelly D, Parikh HD, Ramirez D, Saleh S, et al. Interfacing a haptic robotic system with complex virtual environments to treat impaired upper extremity motor function in children with cerebral palsy. *Dev Neurorehabil*. 2010; 13(5): 335–45.

# VIRTUAL REALITY IN THE FISCAL AND FUNCTIONAL REABILITATION OF MASTECTOMIZED PATIENTS: LITERATURE REVIEW

Isaac MIR, Silva MN, Silva EKR, Medeiros MS, Souza MA, Vasconcelos DA, Macêdo LC

Physiotherapy Department of the State University of Paraíba – UEPB  
Presenter's e-mail: mayarafisioterapia@gmail.com; Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUCTION

After 35 years old, the rate of breast cancer among women grows fast and continuously. Amongst the existing therapeutic modalities for breast cancer, the surgery (mastectomy) is still the main resource used for the controlling and eradication of this disease. However, mastectomy has an aggressive and traumatizing character for women's life and health, since it interferes not only in their body look, but also on their sexual life, functional losses which limit their work expertise, psychological, emotional and social changes, all of these associated with depression and anxiety<sup>1</sup>. Mastectomized patients must go through a process of physiotherapeutic rehabilitation to prevent and treat the morbidity installed, easing the patient's recovery and return to her functions.

The technological advances that combine robotical systems and computer graphics, are currently gaining more space in entertainment and health care. In such a context, virtual reality (VR) is an advanced computational interface, which makes possible the creation of rehabilitation protocols, in which the individual interacts in real time with a virtual environment. Virtual technology is an emerging reality with a variety of benefits in the evaluation, recovery, treatment and investigation aspects. The serious games, a class of games with a main goal, have been seen as a complementary alternative, and innovative way, for assisting therapy and training.

Serious games have been showing to be a relevant alternative for teaching, training and simulation in the health field, since they outperforms difficulties found in material obtainment, products validation and personal training. They approach innovative techniques for rehabilitation and health habits, being able to contribute for the learning motivation in virtual environments. In the health field, serious games may be clustered in the following categories: 1) therapy helpers; 2) easing health and fitness; 3) health monitoring; and 4) training. For training purposes, serious games are applied to simulate critical situations, such that involves some kind of risk, decision making, or yet to develop specific abilities<sup>2</sup>.

Thus, the goal of this study was the verification of virtual reality's performance in the physical and functional rehabilitation of mastectomized women, proposing the use of virtual games as a way of treatment for such patients.

## METHODS

What was done was a literature review on data bases such as *PubMed* (MEDLINE), *Lilacs/SciELO* and *Cochrane Library*, using as descriptors "virtual reality", "rehabilitation" and "mastectomy". The research was performed between December 6 and January 6, in both Portuguese and English languages, being considered studies published from 1994 to 2014. The criterion of inclusion was studies performed with mastectomized women in which their rehabilitation made use, in some moment, of virtual reality approaches.

## RESULTS AND DISCUSSION

It was found only one study associating therapy with virtual reality (VR) and the rehabilitation of mastectomized patients, and the results obtained in this study in the numerical scale of pain, responsible for evaluating the intensity of pain sensation, showed a reduction of 85% after

the treatment, and also a significant augment of shoulders' joint movements amplitude<sup>3</sup>. Thereby, it was confirmed that serious games can be seen as a relevant alternative for teaching, training simulation in the health field, surpassing the entertainment concepts and offering experiences, with an specific goal, driven to learning and training. In a study on the VR application for patients' pain management with burn lesions, verified the hypothesis of this therapy acting directly on the central nervous system, changing pain perception with a simultaneous reduction of activity in the central nervous system (cerebral cortex and brainstem, which are related directly with pain)<sup>4</sup>.

Exploration in VR presents itself with numerous advantages in its use when compared to other technologies: provides an interface that generates a high level of motivation; presents resources that illustrate the comprehension of abstract concepts; allows the observation of scenes in different distances and angles; offers opportunities of experiencing certain situations in an individualized manner; encourages an active participation of the user; provides a motivational environment for the acquirement of knowledge and learning; offers possibilities on entertainment and fun; has characteristics that ease the study of the characters of human performance and their perceptual and motor capabilities<sup>5,6</sup>.

Mastectomy causes the development of muscle hypotrophy, trophic skin changes, edema, stasis and decubitus, lymphedema, joint changes with limitations in range of motion and bone decalcification, musculotendinous retractions and on the ligaments. According to the principles of rehabilitation with VR, we found that virtual games can be used in physical and functional rehabilitation treatment in mastectomized patients aiming to improve the range of joint movements, the motor coordination and the proprioception in the upper limbs, also promoting improvement on postural control, balance and promoting muscle fortification.

It is already available, in market, games able to attend the needs of these kinds of patients, providing a sensorial feedback, which promotes intense stimuli needed to induce a brain reorganization, in which the user gets experiences similar to the activities and events that happen in real life, preparing and developing the self-confidence and self-esteem in a safe environment<sup>7</sup>.

## CONCLUSIONS

Virtual reality can be used in the treatment of post-mastectomized patients, with the goal of improving their physical and functional recovery, causing a greater patient adherence to the treatment because of the motivation and learning in virtual environments.

The conduction of future researches may find results propitious to improve the scientific rigor in the field, increasing the information quality and gathering evidences on the field of post-mastectomy rehabilitation through Virtual Reality.

## REFERENCES

1. Nogueira PVG, Guirro ECO, Palauro VA. Efeitos da facilitação neuromuscular proprioceptiva na performance funcional de mulheres mastectomizadas. *Fisiot Brasil*. 2005; 6(1):28-35.
2. Machado LS, Moraes, Ronei M, Nunes FLS. *Serious games para saúde e treinamento imersivo*. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação; 2009.
3. Mendes LS, Camargo CAX, Cavalheiro GL, Cardoso A, Lima FPSO, et al. Realidade virtual: desenvolvimento e aplicabilidade no tratamento da dor secundária ao câncer de mama. VI SEB-UFU, 2013.
4. Sharar sr, Miller w, Teeley A, Soltani m, Hoffman Hg, Jensen Mp, et al. Applications of virtual reality for pain management in burn-injured patients. *Expert Rev Neurother*. 2008; 8(11):1667-74.
5. Pantelidis V. Reasons to use virtual reality in education. *VR Schools*. 1995; 1(1):9.
6. Stuart R. *The design of virtual environments*. New York: McGraw-Hill; 1996
7. Fluet GG, Qiu Q, Kelly D, Parikh HD, Ramirez D, Saleh S, et al. Interfacing a haptic robotic system with complex virtual environments to treat impaired upper extremity motor function in children with cerebral palsy. *Dev Neurorehabil*. 2010; 13(5): 335-45.

## **AVALIAÇÃO DA FLEXIBILIDADE GLOBAL EM GESTANTES ATRAVÉS DA BIOFOTOGRAMETRIA COMPUTADORIZADA**

Silva MN, Isaac MIR, Araújo MLB, Silva EKR, Almeida DR, Souza MA, Vasconcelos DA, Macêdo LC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba – UEPB  
E-mail do apresentador: marciansc.silva@gmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUÇÃO**

As mudanças físicas e o ganho de peso que ocorrem durante a gestação determinam modificações relativas à postura, equilíbrio e locomoção<sup>1</sup>. Apesar de ser individual para cada mulher a maneira de se adaptar, depende de muitos fatores, como força muscular e flexibilidade<sup>2</sup>. Há um aumento da curvatura lombar, como resultado do crescimento uterino e essa alteração na posição da coluna lombar, leva a alterações na flexibilidade dos músculos da cadeia tônica miofascial posterior, o que pode modificar sua função, ocasionar o aparecimento de sintomas musculoesqueléticos, e oferecer maior sobrecarga para o sistema postural da gestante.

Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo avaliar a flexibilidade global em gestantes através da fotogrametria computadorizada.

### **MÉTODOS**

O estudo observacional, descritivo, de corte transversal, foi realizado na clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB) no período de agosto a dezembro de 2012, sendo aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UEPB (CAAE 0350.0.133.000-12).

Participaram desse estudo 30 mulheres grávidas, em diferentes idades gestacionais. Foram excluídas da pesquisa as gestantes que apresentaram algum comprometimento neurológico, déficit cognitivo e lesões ortopédicas graves.

Para coleta dos dados sociais, clínicos, obstétricos foi aplicado um questionário semiestruturado. Para avaliação por fotogrametria digital foi utilizada uma câmera fotográfica digital *Olympus* de 8.0 megapixels, tripé para fixação da câmera e marcadores corporais adesivos. A análise das imagens obtidas foi realizada pelo software *CorelDraw*.

Para o registro fotográfico a paciente foi posicionada sobre uma base de referência, a câmera fotográfica disposta a uma distância de 4 metros da avaliada e a altura do tripé calibrada de acordo com a altura da cicatriz umbilical da gestante. Os marcadores corporais foram fixados em acidentes anatômicos específicos, de acordo com o recomendado por Vasconcelos, Silva Junior e Silva<sup>3</sup>. Na análise das imagens, foi efetuada mensuração linear da medida dedo-chão e a medida angular da tibia do o tálus (ângulo tíbio-társico).

Os dados foram organizados em planilha eletrônica e os resultados expostos através da distribuição de frequências, médias, desvio padrão, valor mínimo e valor máximo.

### **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

A pesquisa foi composta por 30 mulheres grávidas com média etária de 23,8 ( $\pm 6,23$ ) anos (sendo 12 a menor e 37 a maior idade). As participantes se encontravam em diferentes idades gestacionais: 16,6% (n=5) no primeiro trimestre; 49,9% (n=15) no segundo e 33,3 (n=10) no terceiro trimestre. As características antropométricas estão expostas na Tabela 1.

**Tabela 1** - Características antropométricas

	Massa Corporal (kg)	Estatura (m)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )
Média (DP)	68,1±12,7	1,57±0,05	27,4±4,82
Valor máximo	104	1,76	40,12
Valor mínimo	45,5	1,46	19,95

Legenda: DP = desvio padrão; kg = quilogramas; m = metros; IMC = Índice de Massa Corpórea.

A flexibilidade global foi mensurada através da flexão anterior do tronco com a medida do teste dedo-solo e do ângulo tíbio-társico (Tabela 2).

**Tabela 2** - Medidas da flexibilidade global

	Teste dedo-solo (cm)	Ângulo tíbio-társico (graus)
<b>Média</b>	15,3	102
<b>DP</b>	11,4	3,09
<b>Valor mínimo</b>	0	96
<b>Valor máximo</b>	37,8	108

Legenda: DP: desvio padrão; cm: centímetros.

De acordo com os resultados do estudo, foi verificada uma diminuição na flexibilidade global das gestantes avaliadas, já que para haver bons níveis de flexibilidade, o valor do teste dedo-solo deve ser abaixo de 10 centímetros e o nível de flexibilidade é reduzido quando o teste dedo-solo tem valores acima de 10 centímetros<sup>4</sup>.

Os valores do ângulo tíbio-társico confirmaram a redução da flexibilidade na amostra estudada, pois a medida normal nessa avaliação angular deve ser de 90°, valores acima disso são considerados indicativos para encurtamento da cadeia muscular posterior<sup>5</sup>.

Durante o período gestacional é observado aumento da sintomatologia muscular esquelética, principalmente durante o terceiro trimestre, devido a diminuição da flexibilidade<sup>6</sup>. A redução da flexibilidade da coluna vertebral pode promover uma mudança de posição dos segmentos corporais, implicando no deslocamento de centro de gravidade e maior sobrecarga para o sistema postural da gestante<sup>7</sup>.

Com a flexibilidade adequada, a gestante passa a suportar melhor o aumento de peso, atenuando os sintomas musculoesqueléticos advindos das alterações posturais decorrentes desse período<sup>8</sup>.

## CONCLUSÃO

Foi verificada uma redução da flexibilidade global das gestantes devido aos valores do teste dedo-solo e ao aumento do ângulo tíbio-társico, comparados aos valores de normalidade expostos na literatura.

## REFERÊNCIAS

1. Pereira CS. Análise do equilíbrio estático e das variáveis antropométricas nos diferentes períodos de gestação. [Dissertação]. São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba; 2010.
2. Novaes FS, Shimo AKK, Lpoes MHB. Lombalgia na gestação. Rev Latino-Am Enfermagem. 2006; 14(4):620-4.
3. Vasconcelos DA, Silva Junior JR, Silva MSB. Fisiociência: fisioterapia baseada em evidências. Campina Grande: EDUEP; 2008.
4. Carregaro RL, Silva LCCB, Coury HJ. Comparação entre dois testes clínicos para avaliar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. Rev Bras Fisioter. 2007;11(2):139-45.

5. Souchard PE. Fundamentos da Reeducação Postural Global: princípios e originalidade. São Paulo: Realizações, 2003.
6. Maior AL, Silveira FA, Moraes ER. Comportamento do índice de massa corporal (IMC) em gestantes fisicamente ativas. IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e V Encontro Latino Americano de Pós-Graduação. Universidade do Vale do Paraíba, 2009.
7. Macêdo LC, Ribeiro CD, Silva Junior JR, Silva Júnior WR, Vasconcelos DA. Alterações Imediatas da Flexibilidade Global Mediante Protocolo Quiroprático. Rev Ter Manual. 2008;6(26):201-5.
8. Mann L, Kleinpaul JL, Mota CB, Santos SG. Alterações biomecânicas durante o período gestacional: uma revisão. Motriz. 2010;6(3):730-41.

## AVALIATION OF GLOBAL FLEXIBILITY IN PREGNANT WOMEN THROUGH THE COMPUTERIZED BIOPHOTOGRAMETRY

Silva MN, Isaac MIR, Araújo MLB, Silva EKR, Almeida DR, Souza MA, Vasconcelos DA, Macêdo LC

<sup>1</sup>Physiotherapy Department of the State University of Paraíba – UEPB  
Presenter's e-mail: [marciansc.silva@gmail.com](mailto:marciansc.silva@gmail.com); Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The physical changes and the weight gain that occurs during pregnancy determine modifications in the posture, balance and locomotion<sup>1</sup>. Despite being individual for each woman the way of adjusting herself, it depends on many factors, like muscular strength and flexibility<sup>2</sup>. There is an increase of lumbar curvature, as result of uterine growth. This change on the position of the lumbar spine leads to alterations on the flexibility of the posterior myofascial tonic chain muscles, which could modify its function, causing the emergence of skeletal muscles symptoms, and offering higher overcharge to the postural system of the pregnant.

Thereby, the present study aims to evaluate the global flexibility in pregnant women through the computerized biophotogrametry.

### METHODS

The observational cross-sectional descriptive study, was performed at the *Physical Therapy Clinic School of Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)* on the period of August to December of 2012, the study was approved by the Ethics Committee for Research of UEPB (CAAE 0350.0.133.000-12).

30 pregnant women took part on this study, in different pregnancy stages. The participants who displayed some neurological damages, cognitive deficit or severe orthopedic injuries were excluded from the survey.

For collection of social, clinical and obstetric data a semi-structured questionnaire was applied. For digital photogrametry evaluation, an 8.0 megapixels *Olympus* digital camera was used, with tripod to fix the camera and adhesive body markers. The analysis of the obtained images was made by CorelDraw software.

For the photographical register the patient was positioned on a reference basis, the photographical camera arranged at a distance of 4 meters from the evaluated and the height of the tripod calibrated according to the navel height of the pregnant woman. The body markers were attached to specific anatomical accidents, according to the recommendations from Vasconcelos, Silva Junior e Silva<sup>3</sup>. For image analysis, a linear measurement of the finger-ground measure and the tibiotarsal angular measure was made.

The data was organized in spreadsheets and the results exposed through the distribution of frequencies and averages.

### RESULTS AND DISCUSSION

The research was composed by 30 pregnant women with average age of 23,8 ( $\pm 6,23$ ) years (being 12 the youngest and 37 the oldest). The participants were at different gestational ages: 16,6% (n=5) on the first trimester; 49,9% (n=15) on the second; and 33,3 (n=10) on the third trimester. The anthropometric characteristics are exposed on the Table 1.

**Table 1** - Anthropometric characteristics

	Body Mass (kg)	Height (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
Average (SD)	68,1±12,7	1,57±0,05	27,4±4,82
Maximum value	104	1,76	40,12
Minimum value	45,5	1,46	19,95

Legend: SD = standard deviation; kg = kilograms; m = meters; BMI = Body Mass Index.

The global flexibility was measured through the anterior trunk flexion with the measure of the finger-ground test and the tibio-tarsal angle (Table 2).

**Table 2** - Measures of overall flexibility

	Finger-ground test (cm)	Tibio-tarsal angle (degrees)
Average	15,3	102
SD	11,4	3,09
Minimum value	0	96
Maximum value	37,8	108

Legend: SD: standard deviation; mm: centimeters.

According to the study results, there was a decrease in the overall flexibility of the pregnant women, since there are good for flexibility levels the amount of finger-ground test should be 10 cm below and the level of flexibility is reduced when the test finger-ground has values above 10 centímetros<sup>4</sup>.

The values of the tibio-tarsal angle confirmed the lack of flexibility in the sample, because the normal measure this angular review must be 90° and values above that are considered indicative of muscle shortening chain posterior<sup>5</sup>.

During the pregnancy it is observed an increase of musculoskeletal symptomatology, mainly during the third trimester, due to the decreased flexibility<sup>6</sup>. The reduction in the flexibility of the spine can lead to a change of body's segments position, implicating on the displacement of the gravity center and greater overload to the postural system of the pregnant woman<sup>7</sup>.

With adequate flexibility, the pregnant woman can better support the weight increase and attenuates the postural changes arising from this period<sup>8</sup>.

## CONCLUSION

A narrowing of the overall flexibility of pregnant women because the values of finger-ground testing and increased tibio-tarsal angle compared to the normal values exposed in the literature.

## REFERÊNCIAS

1. Pereira CS. Análise do equilíbrio estático e das variáveis antropométricas nos diferentes períodos de gestação. [Dissertação]. São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba; 2010.
2. Novaes FS, Shimo AKK, Lpoes MHB. Lombalgia na gestação. Rev Latino-Am Enfermagem. 2006; 14(4):620-4.
3. Vasconcelos DA, Silva Junior JR, Silva MSB. Fisiociência: fisioterapia baseada em evidências. Campina Grande: EDUEP; 2008.
4. Carregaro RL, Silva LCCB, Coury HJ. Comparação entre dois testes clínicos para avaliar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. Rev Bras Fisioter. 2007;11(2):139-45.
5. Souchard PE. Fundamentos da Reeducação Postural Global: princípios e originalidade. São Paulo: Realizações, 2003.

6. Maior AL, Silveira FA, Moraes ER. Comportamento do índice de massa corporal (IMC) em gestantes fisicamente ativas. IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e V Encontro Latino Americano de Pós-Graduação. Universidade do Vale do Paraíba, 2009.
7. Macêdo LC, Ribeiro CD, Silva Junior JR, Silva Júnior WR, Vasconcelos DA. Alterações Imediatas da Flexibilidade Global Mediante Protocolo Quiroprático. Rev Ter Manual. 2008;6(26):201-5.
8. Mann L, Kleinpaul JL, Mota CB, Santos SG. Alterações biomecânicas durante o período gestacional: uma revisão. Motriz. 2010;6(3):730-41.

## INFLUÊNCIA DA DOR CRANIOMANDIBULAR EM MULHERES COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Fassicollo CE, Graciosa M, Ries LGK

Programa de Pós-graduação em Fisioterapia – Universidade do Estado de SC – UDESC/Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID

E-mail do apresentador: eduardo.fassicollo@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

Os transtornos craniomandibulares e distúrbios da coluna cervical são termos coletivos abrangendo uma série de problemas clínicos das estruturas músculo-esqueléticas do sistema mastigatório e da coluna cervical<sup>1</sup>.

Deste modo os sujeitos com desordens craniomandibulares podem relatar dor em diversas partes do corpo, principalmente na região cervical devido a sua proximidade a região orofacial<sup>2</sup>. Assim o objetivo deste estudo foi determinar se a atividade EMG dos músculos mastigatórios varia conforme a presença de dor miofacial na região craniomandibular ou cervical.

### MÉTODOS

Estudo transversal composto por 55 voluntários do sexo feminino com idade de 17 a 30 anos. Critério de exclusão: histórico de traumas na face, articulação temporomandibular, cintura escapular e cervical, alterações no sistema vestibular, falhas dentárias, classificados com classe II e III de Angle, luxação, doenças sistêmicas como artrite e artroses, uso de aparelho ortodôntico e/ou ortopédico funcional, uso de medicamentos analgésicos e antiinflamatórios.

Realizou-se um exame clínico para diferenciar voluntários com e sem dor miofacial cervical<sup>3</sup>, e também para identificar a presença de dor miofacial craniomandibular em indivíduos com e sem DTM de acordo com o *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD)*<sup>4</sup>.

Foi utilizado um eletromiógrafo Miotool USB, da empresa *Miotec*. A atividade elétrica dos músculos masseter e temporal foi obtida durante três repetições do apertamento dentário em máxima intercuspidação (5seg) e durante três repetições do repouso (10seg).

Para análise dos dados, o sinal eletromiográfico bruto foi filtrado com filtro passa-banda de 10-500 Hz. A normalização foi realizada através da CVM dos músculos MA e TA (durante um segundo). A amplitude de ativação muscular (AMA) do TA e MA foi realizada através do RMS expressos em microvolts ( $\mu$ v). O *software MATLAB* (Versão 5.3 - *The MathWorks Inc.*) foi utilizado para este processamento.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** - Comparação entre as médias da amplitude de ativação para os músculos Temporal Direito (TD), Temporal Esquerdo (TE), Masseter Direito (MD) e Masseter Esquerdo (ME)(AAM%)

AAM%		Média	DP	IC	Média	DP	IC	P
Dor MiofacialCraniomandibular								
		Ausente (n=40)			Presente (n=15)			
Repouso	TD	2,39	1,30	1,98-2,81	3,20	1,28	2,49-3,91	0,02
	TE	2,44	1,19	2,06-2,82	3,15	1,29	2,44-3,86	0,03
	MD	1,82	0,72	1,59-2,05	2,73	1,55	1,87-3,59	0,03
	ME	1,52	1,10	1,17-1,87	1,50	0,63	1,16-1,86	NS

Isometria	TD	88,00	9,71	84,85-91,14	85,95	10,12	80,35-91,55	NS
	TE	89,73	4,13	88,39-91,07	88,76	5,82	85,54-91,98	NS
	MD	85,55	9,33	82,52-88,57	86,08	6,65	82,39-89,77	NS
	ME	85,36	7,79	82,83-87,88	84,40	7,95	79,99-88,80	NS

#### Dor Miofacial Cervical

		Ausente (n=38)			Presente (n=17)			
Repouso	TD	2,64	1,49	2,15-3,13	2,55	0,91	2,08-3,02	NS
	TE	2,61	1,27	2,19-3,03	2,69	1,21	2,07-3,31	NS
	MD	2,05	1,14	1,67-2,42	2,12	0,95	1,63-2,61	NS
	ME	1,55	1,12	1,18-1,92	1,45	0,61	1,14-1,76	NS
Isometria	TD	88,08	7,84	85,47-90,69	86,01	13,22	79,21-92,81	NS
	TE	89,72	4,63	88,17-91,26	88,90	4,71	86,48-91,32	NS
	MD	85,84	9,34	82,73-88,95	85,38	7,02	81,77-88,99	NS
	ME	85,30	8,52	82,46-88,14	84,64	6,04	81,53-87,75	NS

NS: não significante; teste de Mann-Whitney.

Alguns estudos mostraram uma prevalência de sinais e sintomas de desordem cervical associado à presença de DTM<sup>1,5</sup>, sugerindo que a disfunção em um sistema pode influenciar em outro<sup>6</sup>.

No presente estudo a dor cervical não foi significativa mostrando que apenas a dor miofascial craniomandibular influenciou o aumento da atividade muscular em repouso. Este aumento pode ocorrer principalmente na presença de dor que possivelmente modifica a geração do potencial de ação e altera a amplitude do sinal EMG<sup>7</sup>.

#### CONCLUSÃO

A hiperatividade muscular em indivíduos com dor miofascial craniomandibular pode ser devido à incapacidade destes indivíduos em relaxar a musculatura mastigatória na presença da dor.

#### REFERÊNCIAS

1. Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Zaag J, Naeije M. Prevalence of cervical spinal pain in craniomandibular pain patients. *Eur J Oral Sci.* abril de 2001;109(2):76–80.
2. Weber P, Corrêa ECR, Ferreira FS, Soares JC, Bolzan GP, Silva AMT. Cervical spine dysfunction signs and symptoms in individuals with temporomandibular disorder. *J Soc Bras Fonoaudiol.* 2012; 24(2):134–9.
3. Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Zaag J, Verheij JG, Naeije M. Clinical tests in distinguishing between persons with or without craniomandibular or cervical spinal pain complaints. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(6):475–83.
4. Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord Facial Oral Pain.* 1992 ;6(4):301–55.
5. Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Meulen M, Naeije M. Psychological distress in chronic craniomandibular and cervical spinal pain patients. *Eur J Oral Sci.* junho de 2001; 109(3):165–71.
6. Wiesinger B, Malker H, Englund E, Wänman A. Does a dose-response relation exist between spinal pain and temporomandibular disorders? *BMC Musculoskelet Disord.* 2009; 10(1):28.
7. Rodrigues D, Siriani AO, Bérzin F. Effect of conventional TENS on pain and electromyographic activity of masticatory muscles in TMD patients. *Braz Oral Res.* 2004; 18(4):290–5.

## THE INFLUENCE OF CRANIOMANDIBULAR PAIN IN WOMEN WITH TEMPORMANDILAR DISORDER

Fassicollo CE, Graciosa M, Ries LGK

Center of Health Sciences and Sport, Santa Catarina State University, Florianópolis, SC, Brazil

Presenter's E-mail: eduardo.fassicollo@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

*The craniomandibular disorders and cervical spine disorders are terms englobing a series of clinic problems involving the musculoskeletal structures of masticatory system and cervical spine<sup>1</sup>.*

Individuals with craniomandibular disorders can report pain in several regions of the body, mainly in the cervical spine due the proximity of the orofacial region<sup>2</sup>.

This study aimed to determine if the EMG activity of masticatory muscle may vary with the myofascialcraniomandibular pain or myofascial pain.

### METHODS

Participated in this cross sectional study 55 volunteers, female, with age from 17 to 30. Exclusion criteria: current traumas in the face, TMJ, cervical spine and shoulder girdle, vestibular system alterations, dental flaws, classifieds as angle II and III, luxation, systemic disease as arthritis/arthrosis, functional orthodontic appliances, current use of analgesic and anti-inflammatory.

It's been performed a clinic evaluation to distinguish volunteers with and without myofascial cervical pain<sup>3</sup> and to distinguish the presence of myofascialcraniomandibular pain in individuos with and without tempormandibular disorders according to Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorder (RDC/TMD)<sup>4</sup>.

An electromyographic named MioTool, USB, from Miotec Company has been used. The myoelectric activity of masseter and temporal was obtained with 3 repetitions of maximum voluntary clench in intercuspidal position (5s) and during 3 repetitions of repose (10s).

To the data analysis, the raw electromyographic signal was filtered with pass-band 10-500Hz. Data were normalized through the MVC of MA and TA (during one second). The amplitude muscular activation (AMA) of MA and TA was done by the RMS in microvolts (*uv*). Data have been processed by the MATLAB software (Version 5.3 The Math Works Inc).

### RESULTS AND DISCUSSION

**Table 1** – Comparison between the median of activation anplitude of Right Temporal (RT), Left Temporal (LT), Right Masseter (RM) and Left Masseter (LM) (AAM%)

	AAM%	Absence(n=40)			Presence(n=15)			P
		MEAN /	SD	CI	MEAN	SD	CI	
MyofascialCraniomandibularPain								
Repose	RT	2.39	1.30	1.98-2.81	3.20	1.28	2.49-3.91	0,02
	LT	2.44	1.19	2.06-2.82	3.15	1.29	2.44-3.86	0,03
	RM	1.82	0.72	1.59-2.05	2.73	1.55	1.87-3.59	0,03
	LM	1.52	1.10	1.17-1.87	1.50	0.63	1.16-1.86	NS

Isometry	RT	88.00	9.71	84.85-91.14	85.95	10.12	80.35-91.55	NS
	LT	89.73	4.13	88.39-91.07	88.76	5.82	85.54-91.98	NS
	LM	85.55	9.33	82.52-88.57	86.08	6.65	82.39-89.77	NS
	RM	85.36	7.79	82.83-87.88	84.40	7.95	79.99-88.80	NS

### Myofascial Cervical Pain

		Absence(n=38)			Presence(n=17)			
Repose	RT	2.64	1.49	2.15-3.13	2.55	0.91	2.08-3.02	NS
	LT	2.61	1.27	2.19-3.03	2.69	1.21	2.07-3.31	NS
	RM	2.05	1.14	1.67-2.42	2.12	0.95	1.63-2.61	NS
	LM	1.55	1.12	1.18-1.92	1.45	0.61	1.14-1.76	NS
Isometry	RT	88.08	7.84	85.47-90.69	86.01	13.22	79.21-92.81	NS
	LT	89.72	4.63	88.17-91.26	88.90	4.71	86.48-91.32	NS
	RM	85.84	9.34	82.73-88.95	85.38	7.02	81.77-88.99	NS
	LM	85.30	8.52	82.46-88.14	84.64	6.04	81.53-87.75	NS

NS: not significant; significant; Mann-Whitney test.

Some studies showed the prevalence of signs and symptoms of cervical spine disorder associated to TMD<sup>1,5</sup>, suggesting that the dysfunction in one system may influence the other<sup>6</sup>.

The cervical pain at this study wasn't significant. Only the myofascial craniomandibular pain influenced the increase of muscle activity in repose. This increase may occur mainly in the presence of pain that modifies the generation of action potential and changes the amplitude of EMG signal<sup>7</sup>.

### CONCLUSION

The muscle hyperactivity found in individuals with myofascial craniomandibular pain is due to the incapacity to relax the masticatory muscles in the presence of pain.

### REFERENCE

1. Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Zaag J, Naeije M. Prevalence of cervical spinal pain in craniomandibular pain patients. *Eur J Oral Sci.* abril de 2001;109(2):76–80.
2. Weber P, Corrêa ECR, Ferreira FS, Soares JC, Bolzan GP, Silva AMT. Cervical spine dysfunction signs and symptoms in individuals with temporomandibular disorder. *J Soc Bras Fonoaudiol.* 2012; 24(2):134–9.
3. Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Zaag J, Verheij JG, Naeije M. Clinical tests in distinguishing between persons with or without craniomandibular or cervical spinal pain complaints. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(6):475–83.
4. Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord Facial Oral Pain.* 1992 ;6(4):301–55.
5. Visscher CM, Lobbezoo F, de Boer W, van der Meulen M, Naeije M. Psychological distress in chronic craniomandibular and cervical spinal pain patients. *Eur J Oral Sci.* junho de 2001; 109(3):165–71.
6. Wiesinger B, Malker H, Englund E, Wänman A. Does a dose-response relation exist between spinal pain and temporomandibular disorders? *BMC Musculoskelet Disord.* 2009; 10(1):28.
7. Rodrigues D, Siriani AO, Bérzin F. Effect of conventional TENS on pain and electromyographic activity of masticatory muscles in TMD patients. *Braz Oral Res.* 2004; 18(4):290–5.

# REPLICABILIDADE DO ELETROMIOGRAMA COM O USO DE DIFERENTES MÉTODOS DE APLICAÇÃO E REAPLICAÇÃO DE ELETRODOS

Carvalho LC<sup>1,2</sup>, Martins FL<sup>1</sup>, Fonseca Filho R<sup>1</sup>, Alencar NP<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro Universitário de João Pessoa – UNIPÊ

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: [lcarr1@uol.com.br](mailto:lcarr1@uol.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

Sabe-se que diversos estudos científicos que utilizam a eletromiografia, envolvem a captação do eletromiograma superficial (EMG) em mais de uma etapa, portanto, valendo-se da aplicação e reaplicação dos eletrodos. O posicionamento dos eletrodos exatamente no mesmo local é crítico, pois mesmo pequenas diferenças no posicionamento acarretam grandes variações no sinal<sup>1</sup>. Entretanto, mesmo que se mantenha um rigor metodológico, há certa dificuldade em garantir que o local de captação, num segundo momento, seja exatamente o mesmo utilizado na captação inicial<sup>2</sup>. Visando vencer essa dificuldade, estudiosos vem usando mapas, gabaritos e marcações na pele com caneta para retroprojetor<sup>3</sup>. Apesar dos diversos métodos usados, ainda é obscuro qual é o recurso mais eficaz para garantir o mesmo ponto de captação durante reaplicação dos eletrodos. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a replicabilidade do EMG usando três diferentes métodos de aplicação e reaplicação de eletrodos, em duas aquisições distintas do sinal, feitas em um mesmo dia.

## MÉTODOS

Foram selecionados 30 voluntários saudáveis de ambos os gêneros, com idade entre 18 e 38 anos, para um teste que consistiu na captação do EMG superficial e da força exercida durante contração isométrica do músculo bíceps braquial (BB) do membro dominante, com angulação do cotovelo em 90°, usando uma célula de carga. Foram feitas duas aquisições, separadas por um intervalo de 30 minutos. Os voluntários executaram, em cada aquisição, 2 contrações isométricas de cerca de 5 segundos (com um intervalo de 90 s), procurando manter um patamar de força fixo de 8 kgf, guiados por duas linhas que marcavam os níveis de forças de 7,5 kg e 8,5 kg, no monitor de vídeo, de modo que o traçado do sinal de força ficasse no meio das duas linhas, portanto em 8 kgf. Os trinta voluntários foram divididos randomicamente em 3 grupos: no primeiro grupo (G1) eletrodos descartáveis foram aplicados sobre o BB de acordo com a orientação do SENIAM, em ambas as aquisições, retirando-se os eletrodos entre aquisições, usando-se um novo conjunto de eletrodos na 2ª aquisição. No segundo grupo (G2), os eletrodos também foram colocados de acordo com a orientação do SENIAM, porém foi feita uma marca com uma caneta em torno deles. Os eletrodos são retirados e depois outros eletrodos são reaplicados para a segunda aquisição do EMG utilizando, como guia, o contorno previamente marcado. No terceiro grupo (G3) os eletrodos foram colocados de acordo com a orientação do SENIAM, mas foram mantidos no local até a segunda captação dos sinais. A distância intereletrodos foi de 2 cm e o eletrodo de referência foi colocado no pulso contralateral. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do UNIPÊ. A medida das forças foi feita usando uma célula de carga tipo Z, modelo BTS200 (Primax Balanças) com capacidade até 200 kg e instrumentação apropriada para amplificar seu sinal de saída<sup>4</sup>. O EMG foi captado usando um amplificador para EMG superficial, com eletrodos ativos conectados a eletrodos descartáveis (Skintact, Ag/AgCL). Apresenta alta razão de rejeição de modo comum (>110 dB), alta impedância de entrada (>10 MΩ), baixo ruído (<5 µV RMS), faixa de passagem de 10 a 480 Hz<sup>5</sup>. Os sinais foram captados, armazenados e processados usando o *software* BioMed<sup>6</sup> e um

conversor A/D USB com resolução de 12 bits e frequência da amostragem de 1000 Hz. O valor RMS (*Root Mean Square*) e a frequência mediana (FM) do EMG foram os parâmetros medidos para avaliar a replicabilidade do sinal eletromiográfico. Os sinais foram processados para calcular o valor RMS e a FM, em trechos estáveis do valor da força em 8 kgf. Os resultados foram analisados usando o pacote estatístico SPSS 20.0, empregando-se um nível de significância de 5 %. Apresentaram distribuição normal (*Shapiro-Wilk*) e homogeneidade das variâncias (teste de *Levene*). Utilizou-se o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) para comparar a replicabilidade das médias do valor RMS e da FM, em cada uma das aquisições, com os 3 diferentes métodos de aplicação-reaplicação de eletrodos.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 reporta os CCIs para as variáveis valor RMS e FM nos 3 grupos. Os resultados para o valor RMS estão coerentes com os métodos de aplicação-reaplicação de eletrodos, já que o CCI mais elevado foi o do G3 observando-se, para este parâmetro, a sequência CCI de G3 > CCI de G2 > CCI de G1. Entretanto, mesmo para G1 o CCI revelou replicabilidade excelente do valor RMS. O comportamento da variável FM não reproduziu o resultado do valor RMS, mas indicou que a maior variabilidade foi para G1. Comparando FM de G3 com G2 observa-se que o CCI é maior para G2, indicando que este parâmetro pode ser sensível a outras variáveis. Entretanto, mesmo para G1 a replicabilidade da variável FM pode ser considerada de média a boa e excelente para G2 e G3.

**Tabela 1** – Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e probabilidade (p)

	G1	G2	G3
RMS	CCI=0,890 p=0,020	CCI=0,935 p=0,001	CCI=0,971 p=0,001
FM	CCI=0,650 p=0,052	CCI=0,945 p=0,001	CCI=0,800 p=0,001

## CONCLUSÃO

Os resultados mostram que a maior replicabilidade foi obtida no G3, no qual os eletrodos permaneceram fixados no mesmo local para a segunda aquisição, mas o método com a marcação do contorno dos eletrodos do G2 teve replicabilidade quase tão boa quanto o G3. Visto que os métodos usados em G3 e G2 podem ser inviáveis para intervalos grandes entre aquisições, do ponto de vista prático, o método do G1, apesar de apresentar uma replicabilidade um pouco menor, pode ser utilizado com mais facilidade nestes casos. Convém, neste método, registrar os valores numéricos das distâncias medidas como indicado pelo SENIAM, para usá-las como guia para a colocação dos eletrodos na segunda aquisição. Entretanto, a busca de métodos práticos que tornem possível uma colocação mais precisa dos eletrodos entre aquisições tem, certamente, grande interesse na eletromiografia.

## REFERÊNCIAS

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13:135–63.
2. Porto F, Gurgel J, Runge A, Russomano T, Guimarães ACS, Vaz MA. Replicabilidade do sinal de EMG para o exercício rosca bíceps após período de um dia. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa.
3. Correa CS, Costa R, Pinto RS. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. *Acta Bras Mov Hum.* 2012; 2(2):5–13.
4. Rodrigues DA, Carvalho LC, Ferreira JJ, Vanderley MS. Medida computadorizada de força, torque e ângulo para aplicação em biomecânica In: II Congresso Científico de Fisioterapia, 2010, João Pessoa. *Fisioter Brasil.* 2010; S11:20–20.

5. Carvalho LC, Vanderley MS. Implementação de eletrodos ativos de alto desempenho: aplicação na captação de potenciais bioelétricos. XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas.
6. Carvalho LC, Lima RB, Duarte NB, Fernandes MR, Nóbrega AC, Batista LV Software em windows para processamento, armazenamento e análise de sinais obtidos em experimentos de fisiologia. In Anais do 1<sup>st</sup> Congresso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CD-ROM); Mazatlan, 1998: 207-210.

## **ELECTROMYOGRAM REPLICABILITY WITH THE USE OF DIFFERENT ELECTRODE APPLICATION AND REAPPLICATION METHODS**

Carvalho LC<sup>1,2</sup>, Martins FL<sup>1</sup>, Fonseca Filho R<sup>1</sup>, Alencar NP<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro Universitário de João Pessoa – UNIPÊ

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: [lcar1@uol.com.br](mailto:lcar1@uol.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUCTION**

It is a known fact that many scientific studies using electromyography involve acquiring surface electromyogram (EMG) in more than one epoch, thus relying in electrode application and reapplication. Electrode positioning exactly in the same spot is critical, since even small differences in electrode location may render large signal variations<sup>1</sup>. However, even keeping methodological rigor, there is a certain difficulty to guarantee that the chosen location in the second acquisition is exactly the same as in the first one<sup>2</sup>. In order to overcome this difficulty researchers are using maps, templates, skin marks with permanent ink pens<sup>3</sup>. It remains however obscure, despite these different methods, which will be the most effective resource to assure the same spot location positioning in electrode reapplication. Therefore, the aim of this study was to evaluate EMG variables replicability using three different methods of application and reapplication of electrodes in two distinct signal acquisitions, accomplished in the same day.

### **METHODS**

Thirty healthy volunteers from both genders were selected with ages between 18 to 38 years, to perform a test consisting of electromyogram (EMG) and force signals acquisition during isometric contraction of the biceps brachial muscle from the dominant limb. The elbow angle was fixed at 90° and a load cell was used to acquire the force signal. Two acquisitions were made with a 30 minutes interval between them. In each acquisition the subject performed 2 isometric contractions during approximately 5 s (with a 90 seconds interval), seeking to keep a constant plateau of 8 kgf. They were guided in the task looking at two lines marking 7,5 and 8,5 kgf levels in the video monitor, such that they were requested to keep the force signal trace all the time in the middle of these two lines, hence at 8 kgf. The thirty volunteers were divided randomly in 3 groups: in the first group (G1) disposable electrodes were applied over the BB, according SENIAM guidelines, in both acquisitions, taking them out from the first to the second application and using a new electrode set. In the second group (G2), electrodes were also applied according SENIAM but the electrodes contour was marked with a pen. Electrodes were taken out and a new electrode set was applied in the second acquisition, using the marked contour as a guide. In the third group (G3), electrodes were applied according SENIAM guidelines and kept in position to make the second acquisition. Interelectrode distance was 2 cm and the reference electrode was located in the contra lateral wrist. The project was approved by UNIPÊ Ethics and Research Committee. Force measurements were performed using a Z type load cell, model BTS200 (Primax Balanças) with a 200 kg capacity and appropriate instrumentation for signal amplification<sup>4</sup>. EMG was acquired using an amplifier suitable for surface EMG, using active electrodes and disposable electrodes (Skintact, Ag/AgCl). The amplifier has high common mode rejection ratio (>110 dB), high input impedance (>10 MΩ), low noise (<5 μV RMS) and 10 to 480 Hz bandwidth<sup>5</sup>. Signals were acquired, stored and processed using BioMed software<sup>6</sup> and an USB A/D converter with 12 bits resolution and a 1000 Hz sampling frequency. The RMS (Root Mean Square) value and median frequency (MF) were the parameters used to evaluate the EMG signal replicability. Signals were processed to

calculate EMG RMS value and MF in stable 8 kgf value portions of the force signal. Results were analyzed using the SPSS 20.0 statistical package with a 5% level of significance. All data presented normal distribution (Shapiro-Wilk) and variance homogeneity (Levene test). In order to evaluate variables mean replicability, we used the Intraclass Correlation Coefficient to compare RMS and MF mean values, in each of the two acquisitions, in the 3 different application-reapplication methods.

## RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 reports CCIs for RMS value and MF variables for the 3 groups. Results regarding RMS values are consistent with the electrode application-reapplication methods since the highest CCI was the one of G3 and one could observe the sequence CCI of G3 > CCI of G2 > CCI of G1 for this parameter. However, even for G1, CCI revealed an excellent replicability for the RMS value. MF behavior did not reproduce RMS value results, but greater variability was observed in G1. CCI is higher for G2 comparing MF from G3 with MF from G2, which may indicate that this parameter could be more sensitive to other variables. However, even for G1 replicability of MF variable may be considered from average to good, being excellent for G2 and G3.

**Table 1** – Intraclass Correlation Coefficiente (CCI) and probability (p)

	G1	G2	G3
RMS	CCI=0.890 p=0.020	CCI=0.935 p=0.001	CCI=0.971 p=0.001
MF	CCI=0.650 p=0.052	CCI=0.945 p=0.001	CCI=0.800 p=0.001

## CONCLUSION

The results show that the greater replicability was obtained for G3, the group where electrodes are kept in the same location for the second signal acquisition but, the replicability of the marked electrode contour method of G2 was almost as good as that of G3. Since methods used for G3 and G2 may be difficult to accomplish when the interval between acquisitions is great, from a practical point of view, G1 method, even with a bit smaller replicability, may be used easily in these cases. It is advisable, in this method, to record numerical values of the distances provided by SENIAM guidelines, to use them as a guide in electrode positioning in the second acquisition. However, the search of practical methods that make it possible a more precise electrode location between acquisitions has, certainly, a great interest in electromyography.

## REFERENCES

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13:135–63.
2. Porto F, Gurgel J, Runge A, Russomano T, Guimarães ACS, Vaz MA. Replicabilidade do sinal de EMG para o exercício rosca bíceps após período de um dia. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa.
3. Correa CS, Costa R, Pinto RS. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. *Acta Bras Mov Hum.* 2012; 2(2):5–13.
4. Rodrigues DA, Carvalho LC, Ferreira JJ, Vanderley MS. Medida computadorizada de força, torque e ângulo para aplicação em biomecânica In: II Congresso Científico de Fisioterapia, 2010, João Pessoa. *Fisioter Brasil.* 2010; S11:20–20.
5. Carvalho LC, Vanderley MS. Implementação de eletrodos ativos de alto desempenho: aplicação na captação de potenciais bioelétricos. XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas.
6. Carvalho LC, Lima RB, Duarte NB, Fernandes MR, Nóbrega AC, Batista LV. Software em windows para processamento, armazenamento e análise de sinais obtidos em experimentos de fisiologia. In *Anais do 1<sup>st</sup> Congresso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CD-ROM); Mazatlan, 1998: 207-210.*

## ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA NOS MÚSCULOS DO PEITORAL EM DUAS VARIAÇÕES DA PEGADA NA BARRA NO EXERCÍCIO DE “PULLOVER” LIVRE

Araújo JP<sup>1,2</sup>, Souza CGP<sup>2</sup>, Freitas EDS<sup>1, 3</sup>, Pereira PMG<sup>1</sup>, Silva JCG<sup>1</sup>, Sousa MSC<sup>1</sup>, Santos HH<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>2</sup>Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia do Ceará – IFCE

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba - UFPB

E-mail do apresentador: edudomingos.pb@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

A conscientização por partes de praticantes e atletas de musculação em identificar a necessidade no desenvolvimento de treinos e métodos apropriados direcionados com a execução do exercício *pullover* tornou-se mais um dos estudos de investigação na musculação. A eletromiografia (EMG) tornou-se um dos instrumentos de maior precisão em análise clínica em verificar o estado de ativação do músculo capaz de distinguir qual músculo está sendo estimulado em maior intensidade durante a execução de alguns exercícios<sup>1</sup>. Assim, o objetivo deste estudo foi analisar a atividade eletromiográfica (EMG) das duas porções do músculo peitoral maior (clavicular e mesoesternal) em duas variações do exercício de *pullover* livre com pegada aberta e fechada da barra reta.

### MÉTODOS

A amostra foi composta por 10 praticantes de musculação jovens-adultos do gênero masculino, com média de idade de 25,7±9,0 anos e 3 anos de prática de musculação. Foram analisados dois tipos de variação do exercício *pullover* pegada fechada e pegada aberta. A pegada aberta foi executada de forma pronada, com as mãos numa distância referente a 100% do diâmetro biacromial, realizando duas séries de 10 repetições, intervalo de um minuto, com carga equivalente a 15% do peso corporal. Logo após o intervalo de 5 minutos, foi realizada uma nova série de 10 repetições com carga equivalente a 30% do peso corporal. E para a pegada fechada adotou-se o mesmo procedimento do exercício anterior, porém com a pegada realizada com as mãos juntas, em que o ponto de referência foi o centro do osso esterno com distribuição simétrica das angulações dos ombros durante a execução do exercício. O sinal EMG foi detectado através de eletrodos de superfície ativos, colocados no ventre do músculo peitoral maior (porção clavicular e mesoesternal), de acordo com a SENIAM<sup>2</sup>. Para captação e processamento do sinal eletromiográfico foram utilizados um eletromiógrafo *Miotool 200/400 USB* (MIOTEC, Brasil) de 4 canais e o *software MiotecSuit*, com frequência de amostragem de 1000Hz e ganho de 1000 vezes. Foram analisados a *Root Mean Square* (RMS) média dos 3 centrais das 10 repetições das duas pegadas (aberta e fechada) e da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para normalização dos dados.

Os dados foram analisados no SPSS (16.0) e foram comparados os valores normalizados do EMG entre as pegadas (aberta e fechada) e entre as porções (clavicular e mesoesternal) do Peitoral Maior, pelo teste de *Wilcoxon*, considerando-se um nível de significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** – Comparação dos valores percentuais da RMS normalizados pela CIVM do músculo Peitoral Maior entre as pegadas (aberta e fechada) do “pulôver”.

Músculo	Pegadas		Valor de P
	Aberta	Fechada	
Peitoral Maior (PCL)	21,54±7,22	22,85±12,97	0,799
Peitoral Maior (PME)	25,82±16,29	26,92±14,25	0,878

Legenda: PCL=porção clavicular; PME=porção mesoesternal

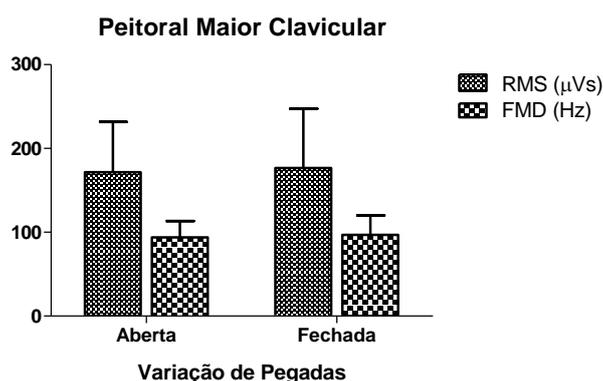
De acordo com a Tabela 1, não houve diferença significativa na ativação do peitoral maior entre os 2 tipos de pegadas, para nenhuma das porções (clavicular e mesoesternal).

**Tabela 2** - Comparação dos valores percentuais da RMS normalizados pela CIVM do músculo Peitoral Maior entre PCL e PME do *pullover*

Pegadas	Peitoral maior (porções)		Valor de P
	PCL	PME	
Aberta	21,54±7,22	25,82±16,29	0,386
Fechada	22,85±12,97	26,92±14,25	0,508

Legenda: PCL=porção clavicular; PME=porção mesoesternal

Ao relacionar a média de porcentagem da CVMI referente ao PCL não houve diferença significativa ao PME. Medeiros<sup>3</sup> analisou a média da CVMI dos músculos Peitoral Maior PCL e o PME na execução dos exercícios: *pulôver* no banco com barra, pegada 100% biacromial; *pullover* no banco com barra, pegada 150% biacromial; *pullover* na bola com barra pegada 100% biacromial; *pullover* deitado com cabo, pegada 100% biacromial. À média total do Peitoral Maior PCL apresentou diferenças significativas entre os quatro exercícios. Porém, não houve diferenças significativas para o Peitoral Maior PME durante a execução dos quatro exercícios citados acima. Estes resultados corroboram em parte ao presente estudo, pois não houve diferença significativa entre as pegadas nos dois músculos, isto pode ser explicado talvez, pelo fato de que as variações das pegadas foram parcialmente diferentes entre os estudos.



**Figura 01** - RMS e FMD do Músculo Peitoral Maior Clavicular na variação a pegada fechada e aberta.

O músculo Peitoral Maior PCL apresenta possíveis sinais de fadiga quando realizado o exercício “*pullover*” com a pegada aberta e fechada, no entanto os valores médios foram maiores na pegada fechada, indicando assim um maior nível de fadiga muscular em relação a pegada aberta.

## **CONCLUSÃO**

Os resultados permitiram concluir que a ativação muscular nos músculos Peitoral Maior PCL e PME de acordo com as pegadas aberta e fechada apresentam respostas similares na execução do exercício *pullover*.

## **REFERÊNCIAS**

1. Marchetti PH, Duarte M. Instrumentação em eletromiografia, 2006. Disponível em: URL: <http://www.fefiso.edu.br/grupoestudo/pdfs/06.pdf>.
2. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361–74.
3. Medeiros PRS. Caracterização da atividade electromiográfica dos principais músculos do membro superior participantes na execução do exercício “pullover” [dissertação]. Lisboa: Lisboa Univ.; 2013.

## ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY IN THE CHEST MUSCLES IN TWO DIFFERENT HANDS GRIPS ON THE BARBELL DURING THE EXECUTION OF THE PULLOVER EXERCISE

Araújo JP<sup>1,2</sup>, Souza CGP<sup>2</sup>, Freitas EDS<sup>2</sup>, Pereira PMG<sup>2</sup>, Silva JCG<sup>1</sup>, Sousa MSC<sup>2</sup>, Santos HH<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Physical Education Department of the Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>2</sup>Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia do Ceará – IFCE

<sup>3</sup>Physiotherapy Department of the Universidade Federal da Paraíba - UFPB  
E-mail address: edudomingos.pb@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The awareness of parts of bodybuilding athletes and practitioners in identifying the need to develop appropriate training and methods directed to the implementation of the pullover exercise has become one of the most research studies in bodybuilding. Electromyography (EMG) has become an instrument of greater precision in clinical analysis to verify the state of muscle activation able to distinguish which muscle is being stimulated to a greater extent while performing some exercises<sup>1</sup>. Therefore, the aim of this study was to analyze the electromyographic (EMG) activity of the muscles: pectoralis clavicular major (PCM) and pectoralis mesosternal major (PMM) in two variations of the performance of the pullover exercise with wide and closed hand grip.

### METHODS

The sample was composed by 10 bodybuilders young-adult males, aged as  $25.7 \pm 9.0$  and 3 years experienced, being considered as advanced. It was analyzed two variations of the pullover exercise: close and wide hand grip. The wide grip hand was executed in pronated position, hands distance was referent to 100% biacromial diameter, two sets of 10 repetitions were executed, with 1 minute rest interval between them, with load equivalent to 15% of body mass. After 5 minutes of interval, it was performed again a new set of 10 repetitions with a workload equivalent to 30% of body mass. To the close hand grip, the same procedure was adapted but with the hand positioned close to each other, as reference it was adapted the mesosternal bone. The EMG signal was detected by a pair of electrodes of surface active, placed on the belly of the major pectoralis major (clavicular and mesosternal portion), according to SENIAM<sup>2</sup>. To capture and processing of the electromyographic signal it was used an electromyographic Miotool 200/400 USB (MIOTEC, Brazil) of 4 channels and the *MiotecSuit software*, with a sampling frequency of 1000 Hz and a gain of 1000 times. We analyzed the Root Mean Square (RMS) average of 3 central of 10 repetitions of the two hand grips (wide and close) and maximal voluntary isometric contraction (MVIC) for data normalization.

Data were analyzed using SPSS (16.0) and normalized EMG values were compared between the hand grips (wide and close) and between portions (clavicular and mesosternal) of Pectoralis Major by Wilcoxon test, considering a significance level of 5%.

### RESULTS AND DISCUSSION

**Table 1** – Comparison of percentage values of RMS normalized by MVIC of the muscle pectoralis major between hand grips (open and closed) in the pullover

Muscle	Pegadas		P value
	Wide	Closed	
Pectoralis Major (CP)	21,54±7,22	22,85±12,97	0,799
Pectoralis Major (MP)	25,82±16,29	26,92±14,25	0,878

CP= clavicular portion; MP= mesosternal portion

According to Table 1, there was no significant difference in activation of pectoralis major between the 2 types of hand grips for any muscle portion (clavicular and mesosternal).

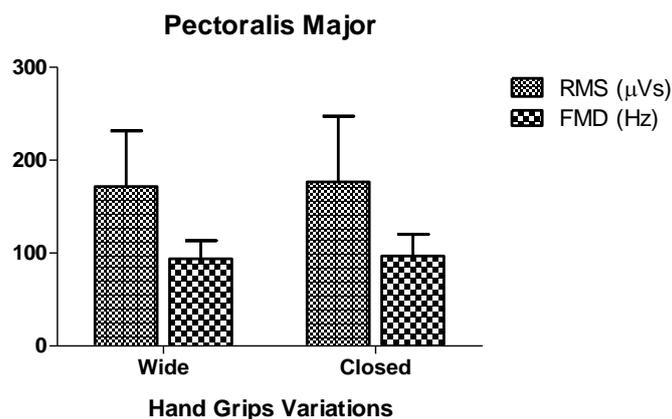
**Table 2** - Comparison of percentage values of RMS normalized by PCM and PMM of the muscle pectoralis in the pullover

Hand Grips	Pectoralis Major (portions)		P value
	CP	MP	
Wide	21,54±7,22	25,82±16,29	0,386
Close	22,85±12,97	26,92±14,25	0,508

CP= clavicular portion; MPE= mesosternal portion

By relating the average percentage of MVIC referring to CP there was no significant to MP. Medeiros<sup>3</sup> analyzed MVIC average of PCM and PMM during the performance of the exercises: of the bench barbell pullover exercise, 100% biacromial hand grip; pullover on bench with ball, hand grip 150% biacromial; pullover bar grip the ball with 100% biacromial; lying cable pullover, 100% biacromial hand grip.

Total average MPC showed significant differences among the four exercises. However, there were no significant differences for the MPC during the execution of the four exercises mentioned above. These results partially corroborate the present study, because there was no significant difference between the hand grips in both muscles, this can be explained perhaps by the fact that the variations of the hand grips were partially different between studies.



**Figure 1** - RMS and FMD of Pectoralis Major Clavicular in the close and wide hand grip variation

The PMC presents possible signs of fatigue when the pullover exercise is performed with wide and close hand grip, however the mean values were higher in the close hand grip, thus indicating a higher level of muscle fatigue in relation to wide grip.

## CONCLUSION

The results showed that muscle activation in muscles PCM and PMM according to the wide and close hand grips shows similar responses in the performance of the pullover exercise.

## REFERENCES

1. Marchetti PH, Duarte M. Instrumentação em eletromiografia, 2006. Disponível em: URL: <http://www.fefiso.edu.br/grupoestudo/pdfs/06.pdf>.
2. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000; 10(5):361–74.
3. Medeiros PRS. Caracterização da atividade electromiográfica dos principais músculos do membro superior participantes na execução do exercício “pullover” [dissertação]. Lisboa: Lisboa Univ.; 2013.

# EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA COM RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO SOBRE A FORÇA ISOMÉTRICA E FADIGA DOS MÚSCULOS EXTENSORES DO JOELHO

Sousa JBCS<sup>1</sup>, Santos HH<sup>2</sup>, Souza TSP<sup>1</sup>, Pereira PMG<sup>1</sup>, Sousa MSC<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano da Universidade Federal da Paraíba

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba

E-mail do apresentador: sps.thiago@gmail.com

## INTRODUÇÃO

O treinamento de força (TF) com baixas cargas e restrição de fluxo sanguíneo (RFS) vem sendo considerado um potente estímulo para produzir mudanças positivas no ganho da força muscular semelhante ao treinamento com cargas elevadas sem RFS. São escassos os estudos que avaliaram o TF nos membros inferiores<sup>1-4</sup> com RFS sobre a fadiga muscular de maneira crônica, fazendo uso de um eletromiograma (EMG) como indicador de possíveis alterações de desempenho. Dessa forma, esse estudo buscou analisar o efeito crônico do treinamento de força (TF) com e sem restrição de fluxo sanguíneo (RFS) sobre os níveis de força e da fadiga nos músculos extensores do joelho.

## MÉTODOS

Estudo com desenho quase experimental, amostra de adultos jovens (n=42), ambos os gêneros (18 a 30 anos), randomizados em cinco grupos: alta intensidade (AI), baixa intensidade com restrição de fluxo sanguíneo (BI+RFS), alta intensidade combinado com baixa intensidade com restrição de fluxo (COMB), baixa intensidade (BI) e controle (CONT). Os indivíduos realizaram seis semanas de TF, 2x/semana, com séries até a falha concêntrica. O torque isométrico dos extensores do quadríceps foi registrado por um sistema integrado de EMG-Força, composto de uma cadeira de *Bonett* com transdutores de força (*strain gages*) afixados nos braços de resistência da cadeira<sup>5</sup>. Os sinais do EMG de superfície (*Root Mean Square* – RMS e Frequência Mediana – Fmed) foram captados simultaneamente aos de força. Eletrodos foram colocados no ventre muscular em três músculos do quadríceps femoral: o reto femoral (RF), o vasto lateral (VL) e o vasto medial (VM). Foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* para verificar a distribuição dos dados dos grupos amostrais. O tamanho do efeito foi utilizado para verificar a magnitude das mudanças entre os grupos do estudo<sup>6</sup> e foi utilizada a variação percentual ( $\Delta\%$ ). A ANOVA de medidas repetidas [grupos (AI vs BI+RFS vs COMB vs BI vs CONT) X tempo (pré-teste vs 2ª semana vs 4ª semana vs 6ª semana)] seguido de teste *post hoc* de Tukey foi utilizada para avaliar o efeito do treinamento para todas as variáveis dependentes. O nível de significância adotado foi  $P < 0,05$ . Todas as análises foram efetuadas no *software* estatístico *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS - 20.0).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A força mostrou diferença significativa entre BI+RFS e CONT ao término da 4ª semana ( $P=0,023$ ) e COMB vs CONT ao término da 2ª e 6ª semanas ( $P=0,036$ ;  $P=0,032$ , respectivamente); e no COMB houve diferença significativa entre as avaliações pré e 6ª semana ( $P=0,027$ ,  $\Delta=17,4\%$ ). Na RMS houve diferenças significantes nos cinco grupos entre as avaliações, e diferenças significantes no grupo AI entre a 2ª e 4ª semana ( $P=0,002$ ;  $\Delta=51,2\%$ ) e entre 2ª e 6ª semana ( $P=0,002$ ;  $\Delta=56,2\%$ ). A Fmed mostrou diferença significativa entre AI e BI+RFS ao término da 2ª semana ( $P=0,001$ ).

Os resultados obtidos neste estudo indicam que tanto o valor da RMS quanto da Fmed apresentaram alterações depois da utilização das intervenções. Os valores da RMS foram aumentando e os da Fmed diminuindo e também apresentaram resultados estatisticamente significantes. De acordo com Kallenberg e Hermens<sup>7</sup>, estas alterações são consideradas manifestações mioelétricas da fadiga muscular, relativas ao recrutamento adicional da unidade motora e/ou uma diminuição da velocidade de condução da fibra muscular.

## **CONCLUSÃO**

O presente estudo permitiu concluir que o TF com e sem RFS foi eficaz no aumento da força isométrica, porém, não reduziu a fadiga dos músculos extensores do joelho após 6 semanas de treinamento. Sendo assim, é importante que se conduzam novos experimentos que analise a fadiga muscular sob aspectos fisiológicos e bioquímicos, de maneira aguda e crônica, sobretudo envolvendo diferentes sujeitos, exercícios e intensidades.

## **REFERÊNCIAS**

- 1- Hisaeda HO, Shinohara M, Kouzaki M, Fukunaga T. Effect of local blood circulation and absolute torque on muscle endurance at two different knee-joint angles in humans. *J Appl Physiol.* 2001; 86:17–23.
- 2- Stone WJ, Coulter SP. Strength/endurance effects from three resistance training protocols with women. *J Strength Cond Res.* 1994; 8(4):231–4
- 3- Teramoto M, Golding L a. Low-intensity exercise, vascular occlusion, and muscular adaptations. *Res Sport Med.* 2006; 14(4):259–71
- 4- Wernbom M, Jarrebring R, Andreasson MA, Augustsson J. Acute effects of blood flow restriction on muscle activity and endurance during fatiguing dynamic knee extensions at low load. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(8):2389–95
- 5- Mendonça G. Resumo de teses. *Rev Bras Eng Biomédica.* 2000; 16:63–7
- 6- Rhea MR. Effects in strength training research through the use of the effect size. *J strength Cond Res.* 2004; 18(4):918–20
- 7- Kallenberg LA, Hermens HJ. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(5):780–8

## **EFFECT OF STRENGTH TRAINING WITH BLOOD FLOW RESTRICTION ON STRENGTH AND FATIGUE OF THE KNEE EXTENSOR MUSCLES**

Sousa JBCS<sup>1</sup>, Santos HH<sup>2</sup>, Souza TSP<sup>1</sup>, Pereira PMG<sup>1</sup>, Sousa MSC<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano da Universidade Federal da Paraíba

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba

Presenter's E-mail: sps.thiago@gmail.com

### **INTRODUCTION**

Strength training (ST) with low loads and blood flow restriction (BFR) has been considered a potent stimulus to produce positive changes in gain muscle strength similar to training with heavy loads muscle strength without BFR. There are few studies evaluating the ST in the lower limbs<sup>1-4</sup> with BFR on muscle fatigue of chronically, making use of an electromyogram (EMG) as an indicator of possible changes in performance. Thus, analyze the chronic effect of strength training (ST) with and no restriction of blood flow (BFR) on the strength and fatigue in the knee extensor muscles.

### **METHODS**

Study with quasi-experimental design, sample of young adults (n = 42), both sexes (18-30 years) were randomized into five groups: high intensity (HI), low-intensity blood flow restriction (LI + BFR), high intensity combined with low intensity with flow restriction (COMB), low intensity (LI) and control (CONT). Subjects performed six weeks ST, 2x/week with series until concentric failure. The isometric torque of the quadriceps extensors was recorded by an integrated EMG-Force, composed of a chair Bonett with force transducers (strain gages) placed in the arms of the chair resistance<sup>5</sup>. The signs of sEMG (root mean square - RMS and Frequency Median - Fmed) were simultaneously captured to force. Electrodes were placed on the muscle belly in three quadriceps muscles: rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and vastus medialis (VM). The normality Shapiro-Wilk test was performed to verify the data distribution of the sample groups. The effect size was used to determine the magnitude of changes between the study groups<sup>6</sup> and the percentage change ( $\Delta\%$ ) was used. The ANOVA for repeated measures [group (HI vs LI + BFR vs COMB vs LI vs CONT) X time (pretest vs. week 2 vs week 4th vs. 6th week)] followed by post hoc Tukey test was used to assess the effect training for all dependent variables. The level of significance was  $P < 0.05$ . All analyzes were performed in the statistical software Statistical Package for Social Sciences (SPSS - 20.0).

### **RESULTS AND DISCUSSION**

The strength showed significant difference between LI + BFR and CONT at the end of week 4 ( $P = 0.023$ ) and COMB vs CONT at the end of the 2nd and 6th weeks ( $P = 0.036$ ;  $P = 0.032$ , respectively), and the bout was no significant difference between pre-and 6 weeks ( $P = 0.027$ ;  $\Delta = 17.4\%$ ) evaluations. In RMS were no significant differences in the five groups between assessments, and significant differences in the HI group between 2 and 4 weeks ( $P = 0.002$ ;  $\Delta = 51.2\%$ ) and between the 2nd and 6th week ( $P = 0.002$ ;  $\Delta = 56.2\%$ ). The Fmed showed significant difference between HI and LI + BFR at the end of week 2 ( $P = 0.001$ ).

The results of this study indicate that both the value of the RMS as Fmed showed changes after use of interventions. The RMS values were increasing and decreasing the Fmed and also showed statistically significant results. According to Kallenberg and Hermens<sup>7</sup>, these changes are

considered myoelectric manifestations of muscle, on the recruitment of additional motor units and/or a decrease in the conduction velocity of the muscle fiber fatigue.

## **CONCLUSION**

This study concluded that the TF with and without RFS was effective in increasing isometric strength, however, did not reduce the fatigue of the knee extensor muscles after 6 weeks of training. Therefore, it is important to conduct further experiments to examine muscle fatigue under physiological and biochemical aspects of acute and chronic manner, especially involving different subjects, exercises and intensities.

## **REFERENCES**

- 1- Hisaeda HO, Shinohara M, Kouzaki M, Fukunaga T. Effect of local blood circulation and absolute torque on muscle endurance at two different knee-joint angles in humans. *J Appl Physiol.* 2001; 86:17–23.
- 2- Stone WJ, Coulter SP. Strength/endurance effects from three resistance training protocols with women. *J Strength Cond Res.* 1994; 8(4):231–4.
- 3- Teramoto M, Golding L a. Low-intensity exercise, vascular occlusion, and muscular adaptations. *Res Sport Med.* 2006; 14(4):259–71.
- 4- Wernbom M, Jarrebring R, Andreasson MA, Augustsson J. Acute effects of blood flow restriction on muscle activity and endurance during fatiguing dynamic knee extensions at low load. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(8):2389–95.
- 5- Mendonça G. Resumo de teses. *Rev Bras Eng Biomédica.* 2000; 16:63–7.
- 6- Rhea MR. Effects in strength training research through the use of the effect size. *J strength Cond Res.* 2004; 18(4):918–20.
- 7- Kallenberg LA, Hermens HJ. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(5):780–8

# ATIVIDADE MUSCULAR DO ERETOR DA ESPINHA E DO TRANSVERSO ABDOMINAL/OBLÍQUO INTERNO EM MULHERES COM ANTEVERSAO PÉLVICA ASSINTOMÁTICA DURANTE A MARCHA

Moreira JPR<sup>1</sup>, Silva VCP<sup>1</sup>, Martins FLM<sup>1</sup>, Barbosa AC<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri

<sup>2</sup>Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais - FAPEMIG

E-mail do apresentador: jocasta.prm@gmail.com

## INTRODUÇÃO

A estabilidade da cintura pélvica é fundamental no equilíbrio corporal. A pelve é a chave para o alinhamento postural correto ou incorreto. A posição da pelve é mantida pela ação equilibrada dos músculos abdominais, extensores vertebrais e do quadril. Quando esses grupos musculares estão enfraquecidos podem ocorrer alterações biomecânicas como a anteversão pélvica. O movimento da pelve durante a caminhada requer um complexo padrão de forças musculares para equilibrar o tronco. Entretanto, apenas informações limitadas estão disponíveis na literatura sobre a atividade dos músculos do tronco durante a caminhada, tanto em indivíduos normais quanto com disfunções. Sendo assim, buscou-se através deste estudo comparar a atividade muscular durante a marcha em mulheres com anteversão pélvica assintomática com o padrão de mulheres sem alterações pélvicas.

## MÉTODOS

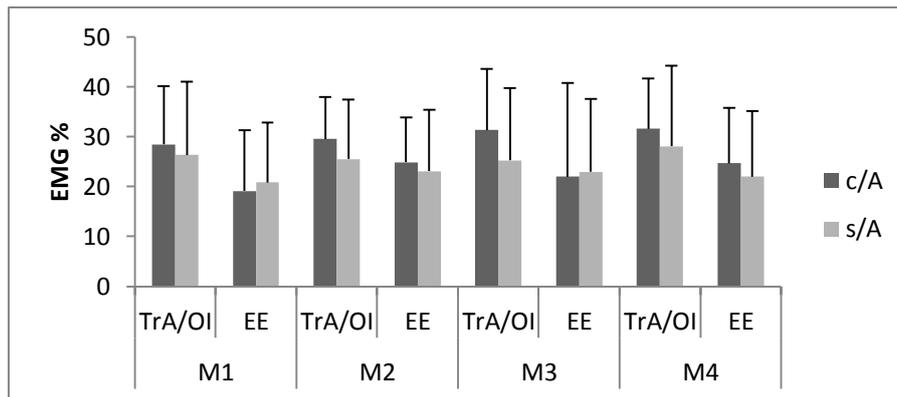
Foram selecionadas 14 voluntárias por meio de avaliação biofotogramétrica da inclinação pélvica para comporem o grupo com anteversão pélvica (8 indivíduos) e sem anteversão pélvica (6 indivíduos). Para a avaliação biofotogramétrica foram obtidas imagens fotográficas (perfil de ambos os lados) com pontos anatômicos demarcados as quais foram analisadas através do software ALCIMAGEM para determinar os ângulos de báscula pélvica. Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos Miotec® modelo Miotool® 800 com resolução de 14bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz para coleta dos dados eletromiográficos e simultaneamente foi realizada a filmagem da execução do protocolo de caminhada. Os músculos analisados pela eletromiografia de superfície foram: Eretor da Espinha (EE) e Transverso Abdominal/Oblíquo Interno (TrA/OI). O sinal foi filtrado *online* com passa banda de 10-500 Hz. As voluntárias foram submetidas a uma caminhada em esteira ergométrica, por um período de 2 minutos, a uma velocidade de 2,7 km/h. O sinal eletromiográfico foi normalizado pelos três maiores picos de contração e em seguida foram analisados dez ciclos de marcha de cada voluntária os quais foram decompostos em quatro momentos: M1, correspondente às fases de contato inicial e resposta à carga; M2, correspondente à fase de apoio unipodal; M3, correspondente à fase de impulsão; e M4, correspondente à fase de balanço. Os valores eletromiográficos das médias por contração obtidas na análise de cada momento foram analisadas pelo teste de *Shapiro-Wilk* para verificação da normalidade e a diferença foi verificada pelo teste de *Mann-Whitney* para os dados do eretor da espinha no momento M3 e pelo teste t independente para os demais dados. O nível de significância foi estabelecido com  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A média de ativação apresentada pelos músculos EE e TrA/OI durante a marcha em mulheres com e sem anteversão pélvica nos momentos M1, M2, M3 e M4, é apresentada na Figura

1. Os resultados do teste t para os dados paramétricos e do teste de *Mann-Whitney* para os dados não paramétricos mostraram que não existe diferença significativa entre a atividade muscular do EE e do TrA/OI, em mulheres com anteversão pélvica e sem alterações pélvicas. Foram encontrados os seguintes resultados para os referidos testes: em M1  $p=0,399$  para o EE e  $p=0,384$  para o TrA/OI; em M2  $p=0,378$  para o EE e  $p=0,236$  para o TrA/OI; em M3  $p=0,500$  para o EE e  $p=0,206$  para o TrA/OI; em M4  $p=0,343$  para o EE e  $p=0,310$  para o TrA/OI.

A anteversão pélvica é uma alteração biomecânica ocasionada por um desequilíbrio dos músculos abdominais, extensores vertebrais e do quadril, nos quais estão incluídos os músculos EE e TrA/OI. Embora na anteversão pélvica esses músculos possam estar enfraquecidos, essa alteração não influi na atividade desses músculos quando comparamos à atividade de mulheres sem alterações pélvicas, sendo encontrada por este estudo uma atividade muscular semelhante.



**Figura 1** – Média de ativação apresentada pelos músculos Eretor da Espinha e Transverso Abdominal/Oblíquo Interno durante a marcha em mulheres com e sem anteversão pélvica  
 Legenda: c/A = com anteversão; s/A = sem anteversão; TrA/OI = Transverso Abdominal/Oblíquo Interno; EE = Eretor da Espinha; M1 = fases de contato inicial e resposta à carga; M2 = fase de apoio unipodal; M3 = fase de impulsão; M4 = fase de balanço

## CONCLUSÃO

Não há diferença na amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos EE e TrA/OI durante a marcha em esteira ergométrica à velocidade constante de 2,7km/h em mulheres com anteversão pélvica assintomática comparadas a mulheres sem alterações pélvicas.

## REFERÊNCIAS

1. Araújo THP, Francisco LTP, Leite RF, Lunes DH. Posicionamento da pelve e lordose lombar em mulheres com incontinência urinária de esforço. *Fisioter Pesq.* 2010; 17(2):130-5.
2. Barbosa A, Bonifácio D, Lopes I, Martins F, Barbosa M, Vitorino D, Barbosa A. Intra- and inter-rater reliability in pelvic tilt angles photogrammetric analysis. *Int J Ther Rehabil.* 2013; 20(2):86-90.
3. CIONI M, PISASALE M, ABLE S, BELFIORE T, MICALE M. PHYSIOLOGICAL ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVATION PATTERNS OF TRUNK MUSCLES DURING WALKING. *OPEN REHABIL J.* 2010; 3:136-42.
4. Gouveia KMC, Gouveia EC. O músculo transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. *Fisioter Mov.* 2008; 21(3):45-50.
5. Maitland GD, Corrigan B. *Prática clínica ortopedia e reumatologia diagnóstico e tratamento.* Editorial Premier; 2000.
6. Masse'-Alarie H, Flamand VH, Moffet H, Schneider C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res.* 2012; 18(1):99-109.
7. Waters RL, Morris JM. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J Anat.* 1972; 111(Pt2):191-9.

# MUSCULAR ACTIVITY OF THE ERECTOR SPINAE AND TRANSVERSE ABDOMINAL/INTERNAL OBLIQUE IN WOMEN WITH ASYMPTOMATIC PELVIC ANTERIOR TILT DURING GAIT

Moreira JPR<sup>1</sup>, Silva VCP<sup>1</sup>, Martins FLM<sup>1</sup>, Barbosa AC<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physiotherapy, Federal University of the Jequitinhonha and Mucuri Valleys

<sup>2</sup>Foundation for Research Support of Minas Gerais - FAPEMIG

Presenter E-mail: jocasta.prm@gmail.com

## INTRODUCTION

The stability of the pelvic girdle is fundamental to the balance of the body. The pelvis is the key to the correct or incorrect postural alignment. The position of the pelvis is maintained by the balanced action of the abdominal muscles, spinal extensors and hip. When these muscle groups are weakened, biomechanical changes may occur as the pelvis rotates. The movement of the pelvis while walking requires a complex pattern of muscle strength to balance the trunk. However, only limited information is available in the literature about the activity of the trunk muscles during walking, both in normal individuals and with dysfunctions. Thus, the aim of this study was to compare muscle activity during gait in women with asymptomatic pelvic anteversion with the standard group of women without pelvic tilt.

## METHODS

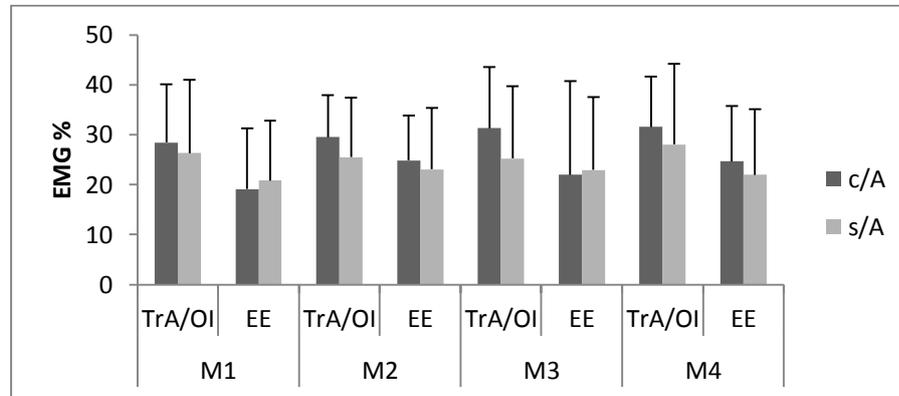
Fourteen volunteers were selected through photogrammetric evaluation of pelvic inclination to compose the group with pelvic anteversion (8 subjects) and without pelvic anteversion (6 subjects). For photogrammetric evaluation, images were obtained (side view from both sides) with anatomical points marked, which were analyzed by ALCIMAGE software to determine the angles of pelvic tilt. A module for acquisition of biological signals Miotec® Miotool® 800 model with a resolution of 14bits and acquisition rate of samples of 2kHz to collect of electromyographics data was used while simultaneously filming the implementation of protocol walk was held. The muscles analyzed by surface electromyography were: Erector Spinae (ES) and Transverse Abdominal/Internal Oblique (TrA/IO). The signal was filtered *online* with pass band 10-500 Hz. The volunteers performed a walk on the treadmill for a period of 2 minutes at a speed of 2.7 km/h. The electromyographic signal was normalized by the three largest peaks of contraction and then ten cycles gait of each volunteer were analyzed which were divided into four moments: M1, corresponding to the phases of initial contact and loading response; M2, corresponding to phase single leg support; M3, corresponding to the phase of impulse; and M4, corresponding to the swing phase. The mean electromyographic values obtained of each moment were analyzed by the Shapiro-Wilk test to verify the normality and the difference was assessed by the Mann-Whitney test for erector spinae data at M3 and independent t-test for all other data. The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

The average activation presented by muscles ES and TrA/IO during gait in women with and without pelvic anteversion in the moments M1, M2, M3 and M4, is presented in Figure 1. The results of t-test for parametric data and the Mann-Whitney test for nonparametric data revealed no significant difference between the muscular activity of ES and TrA/IO, for women with pelvic anteversion and without pelvic changes. The following results for such tests have been found: in M1  $p=0.399$  for ES and  $p=0.384$  for the TrA/IO; in M2  $p=0.378$  for ES and  $p=0.236$  for the TrA/IO; in

M3  $p=0.500$  for ES and  $p=0.206$  for the TrA/OI; in M4  $p=0.343$  for ES and  $p=0.310$  for the TrA/OI.

The pelvic anteversion is a biomechanical change caused by an imbalance of the abdominal muscles, spinal extensors and hip, which are included in the ES and TrA/OI muscles. Although in the pelvic anteversion these muscles may be weakened, this change does not affect the activity of these muscles when compared to the activity of women without pelvic changes being found by this study, a similar muscle activity.



**Figure 1** - Average activation presented by Erector Spinae and Transverse Abdominal/Internal Oblique muscles during gait in women with and without pelvic anteversion

Legend: c/A = with anteversion, s/A = without anteversion; TrA/OI = Transverse Abdominal/Internal Oblique, ES = Erector Spinae; M1 = phases of initial contact and loading response, M2 = phase single leg support; M3 = phase of thrust; M4 = swing phase

## CONCLUSION

There is no difference for the amplitude of the electromyographic signal of muscles ES and TrA/OI during walking on a treadmill at a constant speed of 2.7 km/h in women with asymptomatic pelvic anteversion compared to women without pelvic changes.

## REFERENCES

1. Araújo THP, Francisco LTP, Leite RF, Lunes DH. Posicionamento da pelve e lordose lombar em mulheres com incontinência urinária de esforço. *Fisioter Pesq.* 2010; 17(2):130-5.
2. Barbosa A, Bonifácio D, Lopes I, Martins F, Barbosa M, Vitorino D, Barbosa A. Intra- and inter-rater reliability in pelvic tilt angles photogrammetric analysis. *Int J Ther Rehabil.* 2013; 20(2):86-90.
3. CIONI M, PISASALE M, ABLE S, BELFIORE T, MICALÈ M. PHYSIOLOGICAL ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVATION PATTERNS OF TRUNK MUSCLES DURING WALKING. *OPEN REHABIL J.* 2010; 3:136-42.
4. Gouveia KMC, Gouveia EC. O músculo transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. *Fisioter Mov.* 2008; 21(3):45-50.
5. Maitland GD, Corrigan B. *Prática clínica ortopedia e reumatologia diagnóstico e tratamento.* Editorial Premier; 2000.
6. Masse'-Alarie H, Flamand VH, Moffet H, Schneider C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res.* 2012; 18(1):99-109.
7. Waters RL, Morris JM. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J Anat.* 1972; 111(Pt2):191-9.

## AÇÃO DO MÚSCULO TENSOR DA FASCIA LATA ANALISADA PELA ELETROMIOGRAFIA

Carvalho Filho J, Bérzin F, Carvalho FTC, Esteves A, Rossi Júnior WC,  
Fernandes GJM, Almeida VL, Nogueira DA  
Departamento de Anatomia da Universidade Federal de Alfenas – Unifal-MG

E-mail do apresentador: jocafi@unifal-mg.edu.br

### INTRODUÇÃO

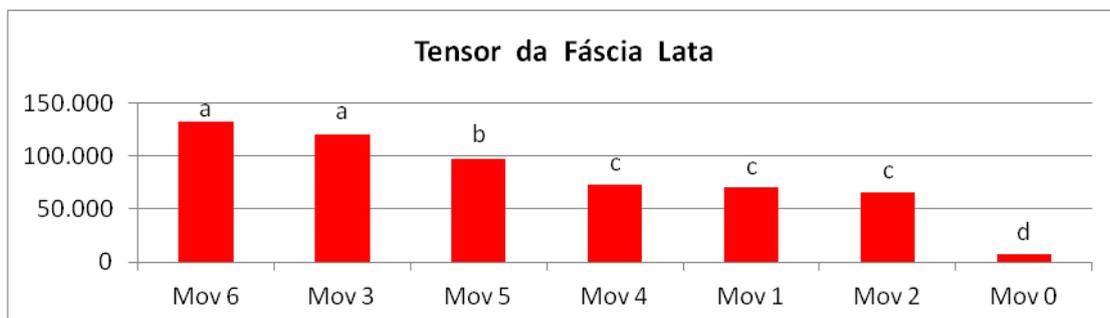
A eletromiografia aplicada ao estudo das ações musculares traz resultados surpreendentes sobre a ação de cada músculo que necessita ser revista. Métodos tradicionais baseados no estudo de alavancas ósseas, substituição do músculo por tirantes elásticos, cordões ligados a roldanas ou estimulação elétrica dos músculos ou seu nervo mostraram-se insuficientes para explicar a ação muscular “in vivo” porque ações isoladas de músculos não são naturais<sup>1</sup>. A literatura registra apenas um trabalho sobre a ação do músculo tensor da fásia lata, estudado pela eletromiografia. Trata-se de um estudo realizado analogicamente, ou seja, de valor empírico, que não permitia a quantificação matemática dos sinais<sup>2</sup>. Assim, o objetivo deste trabalho foi revisar por meio de equipamento eletromiográfico digital, a ação do músculo tensor da fásia lata.

### MÉTODOS

O músculo tensor da fásia lata foi estudado eletromiograficamente em 15 voluntários por meio de equipamento digital e eletrodos concêntricos de agulha ativos, diferenciais simples, com ganho de 20X. A posição dos eletrodos seguiu as orientações de De Lucca<sup>3</sup>. Foi utilizado filtro passa de 20-500 Hz e taxa de aquisição de 1.000 Hz. Os seguintes movimentos foram estudados com os voluntários na posição ortostática: 1- Flexão e rotação da coxa com, flexão simultânea da perna 2- Flexão e rotação medial da coxa com flexão simultânea da perna 3- Abdução da coxa com flexão simultânea da perna 4- Adução da coxa com flexão simultânea da perna 5- Flexão simultânea da coxa e perna 6- Flexão da coxa com extensão simultânea da perna. Os dados foram analisados pelo programa estatístico R com o pacote ExpDes., utilizando o teste *Scott-Knott*, com nível de significância de 5%.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O teste *Scott-Knott* permitiu agrupar os resultados desse músculo em quatro grupos que são semelhantes significativamente entre si, conforme pode ser lido no Gráfico abaixo. Esses grupos receberam as denominações “a”, “b”, “c” e “d”.



**Gráfico 1** - Médias da raiz quadrada da média (RMS) do músculo tensor da fásia lata em cada um dos movimentos estudados.

Nota: comparações seguidas de uma mesma letra, não diferem entre si pelo teste Scott-Knott

**Quadro 1** - Resumo da atividade do músculo tensor da fáscia nos diferentes movimentos

Movimento	Descrição dos movimentos	Atividade muscular
0	Repouso	d
1	Flexão e rotação lateral da coxa com flexão simultânea da perna	c
2	Flexão e rotação medial da coxa com flexão simultânea da perna	c
3	Abdução da coxa com flexão simultânea da perna	a
4	Adução da coxa com flexão simultânea da perna	c
5	Flexão simultânea da coxa e da perna	b
6	Flexão da coxa com extensão simultânea da perna	a

Legenda: a- muito ativo; b- ativo; c- atividade moderada; d- pouco ativo ou inativo.

O músculo tensor da fáscia lata foi muito ativo na abdução da coxa com flexão simultânea da perna e flexão da coxa com extensão simultânea da perna e ativo na flexão simultânea da coxa e da perna sugerindo ser essas suas principais ações nos movimentos estudados, discordando de Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup> que relatam só alguma atividade nesses movimentos. Apresenta atividade moderada nos movimentos de flexão e rotação lateral da coxa com flexão simultânea da perna, flexão e rotação medial da coxa com flexão simultânea da perna, adução da coxa da coxa com flexão simultânea da perna, discordando de Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup> que relatam atividade muito forte nesses movimentos.

## CONCLUSÃO

Conclui-se então que os resultados obtidos neste experimento, utilizando-se da eletromiografia digital, foram significativamente diferentes que os obtidos pela eletromiografia analógica.

## REFERÊNCIAS

1. Duchenne GB. Physiology of motion: demonstrated by means of electrical stimulation and clinical observation and applied to the study of paralysis and deformities. Philadelphia: Lippincott, 1949; p. 258-65, 285-89.
2. Ferraz de Carvalho CA, Garcia OS, Vitti M, Bérzin F. Electromyography study of the m. tensor fasciae latae and m. sartorius. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1972; 12:387-400.
3. De Lucca J. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech. 1993; 13(2):135-63.

## TENSOR FASCIAE LATAE MUSCLE ACTION ANALYSED BY ELECTROMYOGRAPHY

Carvalho Filho J, Bérzin F, Carvalho FTC, Esteves A, Rossi Júnior WC, Fernandes GJM, Almeida VL, Nogueira DA

Anatomy Department - Federal University of Alfenas - Unifal-MG

First author e-mail: jocafi@unifal-mg.edu.br

### INTRODUCTION

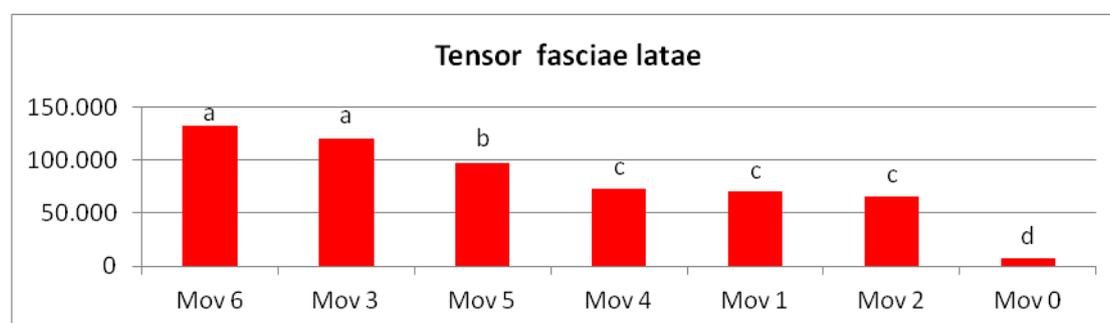
When electromyography (EMG) is applied to the study of muscular actions it brings us so amazing outcomes about each muscle action that it must be revitalized. Traditional methods based on bone lever study, replacement of muscles by elastic straps, strings attached to grooved pulleys or electrical stimulation of muscles and/or their nerves showed to be insufficient to explain muscular action *in vivo* because isolated muscle actions are not natural<sup>1</sup>. Literature consigns only one paper related to sartorius action studied by EMG. It is a study done in an analogical EMG set having just an empiric value, not allowing mathematical quantification of signals<sup>2</sup>. The purpose of this study is to revise the tensor fasciae latae muscle action by means of digital EMG set.

### METHODS

Tensor fasciae latae muscle was electromyographically studied on 15 volunteers by means of a digital EMG set using active concentric needle electrodes with gain of 20X. The positioning of electrodes was made according to De Lucca<sup>3</sup>. A 20-500Hz pass filter and a 1,000 Hz acquisition rate were used. The movements shown in Table 1 were studied with subjects on orthostatic position: 1 - Thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion; 2 - Thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion; 3 - Thigh abduction with simultaneous leg flexion; 4 - Thigh adduction with simultaneous leg flexion; 5 - Simultaneous thigh and leg flexion; 6 - Thigh flexion with simultaneous leg extension. Data were statistically analyzed by Graphpad Prism 5.0 for the Scott-Knott test at a 5% significance level.

### RESULTS AND DISCUSSION

Scott-Knott test allowed to gather the results of the experiment into four groups, named “a”, ”b”, “c” and “d”, that proved to be significantly very similar one to another, as shown in Figure 1 below.



**Figure 1** - Tensor fasciae latae muscle Root Mean Square (RMS) means on each studied movement.

Note: Means with same letters do not differ among themselves by Scott-Knott test.

**Table 1** - Description of tensor fasciae latae activity on different movements.

Movement	Movement description	Muscular activity
0	Rest	d
1	Thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion	c
2	Thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion	c
3	Thigh abduction with simultaneous leg flexion	a
4	Thigh adduction with simultaneous leg flexion	c
5	Simultaneous thigh and leg flexion	b
6	Thigh flexion with simultaneous leg extension	a

Legend: a - much active; b - active; c - moderate active; d - little or non-active.

Tensor fasciae latae muscle proved to be much active on thigh abduction with simultaneous leg flexion and thigh flexion with simultaneous leg extension and active on simultaneous thigh and leg flexion suggesting that these are its main actions on the studied movements, data that disagree with Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup> that reported only a slight activity on these movements. This muscle presented a moderate activity on thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion, thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion and thigh adduction with simultaneous leg flexion, again disagreeing with Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup> data on which were observed a very strong activity on these movements.

## CONCLUSION

In conclusion, the results obtained in this experiment, using digital electromyography, were significantly different than those obtained by the analogical electromyography.

## REFERENCES

1. Duchenne GB. Physiology of Motion: Demonstrated by Means of Electrical Stimulation and Clinical Observation and Applied to the Study of Paralysis and deformities. Philadelphia: Lippincott, 1949; p. 258-65, 285-89.
2. Ferraz de Carvalho CA, Garcia OS, Vitti M, Bérzin F. Electromyography study of m. tensor fasciae latae and m. sartorius. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 1972; 12:387-400.
3. De Lucca J. The use of surface electromyography in Biomechanics. J. Appl. Biomec 1993; 13(2), p. 135-63.

## AÇÃO DO MÚSCULO SARTÓRIO ANALISADA PELA ELETROMIOGRAFIA

Carvalho Filho J, Bérzin F, Carvalho FTC, Esteves A, Rossi Jr WC, Fernandes GJM, Almeida VL, Nogueira DA

Departamento de Anatomia da Universidade Federal de Alfenas – UNIFAL-MG

E-mail do apresentador: jocafi@unifal-mg.edu.br

### INTRODUÇÃO

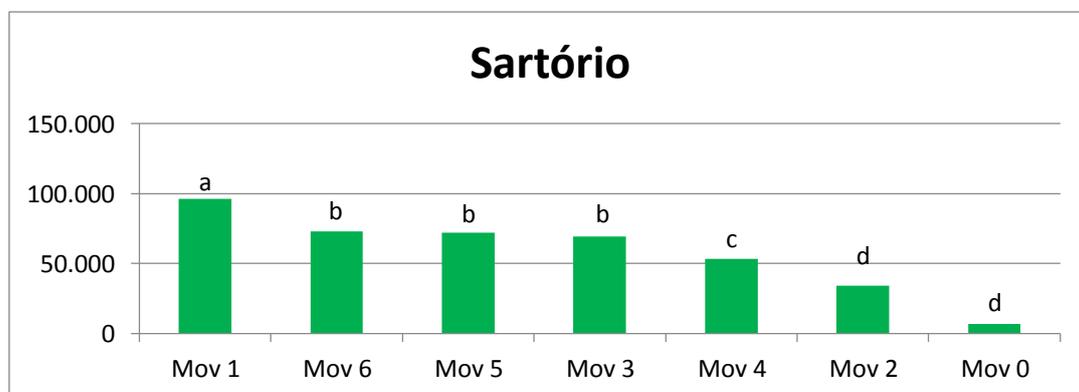
A eletromiografia aplicada ao estudo das ações musculares traz resultados surpreendentes sobre a ação de cada músculo que necessita ser revista. Métodos tradicionais baseados no estudo de alavancas ósseas, substituição do músculo por tirantes elásticos, cordões ligados a roldanas ou estimulação elétrica dos músculos ou seu nervo mostraram-se insuficientes para explicar a ação muscular “in vivo” porque ações isoladas de músculos não são naturais<sup>1</sup>. A literatura registra apenas um trabalho sobre a ação do M. sartório, estudado pela eletromiografia. Trata-se de um estudo realizado analogicamente, ou seja, de valor empírico, que não permitia a quantificação matemática dos sinais<sup>2</sup>. Assim, o objetivo deste trabalho foi revisar por meio de equipamento eletromiográfico digital, a ação do músculo sartório.

### MÉTODOS

O músculo sartório foi estudado eletromiograficamente em 15 voluntários por meio de equipamento digital e eletrodos concêntricos de agulha ativos, diferenciais simples, com ganho de 20X. A posição dos eletrodos seguiu as orientações de De Lucca<sup>3</sup>. Foi utilizado filtro passa de 20-500 Hz e taxa de aquisição de 1.000 Hz. Os seguintes movimentos foram estudados, com os voluntários na posição ortostática: 1- Flexão e rotação da coxa com, flexão simultânea da perna 2- Flexão e rotação medial da coxa com flexão simultânea da perna 3- Abdução da coxa com flexão simultânea da perna 4- Adução da coxa com flexão simultânea da perna 5- Flexão simultânea da coxa e perna 6- Flexão da coxa com extensão simultânea da perna. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste de *Scott-Knott*, com nível de significância de 5%.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

O teste *Scott-Knott* permitiu agrupar os resultados desse músculo em quatro grupos que são semelhantes significativamente entre si, conforme pode ser lido no Gráfico abaixo. Esses grupos receberam as denominações “a”, “b”, “c” e “d”.



**Gráfico 1** - Médias do RMS (raiz quadrada da média) do M. sartório em cada movimento estudado. Médias das comparações seguidas de uma mesma letra, não diferem entre si pelo teste *Scott-Knott*

**Quadro 1** - Resumo da atividade do músculo sartório nos diferentes movimentos.

Movimento	Descrição dos movimentos	Atividade muscular
0	Repouso	d
1	Flexão e rotação lateral da coxa com flexão simultânea da perna	a
2	Flexão e rotação medial da coxa com flexão simultânea da perna	d
3	Abdução da coxa com flexão simultânea da perna	b
4	Adução da coxa com flexão simultânea da perna	c
5	Flexão simultânea da coxa e da perna	b
6	Flexão da coxa com extensão simultânea da perna	b

Legenda: a- muito ativo; b- ativo; c- atividade moderada; d- pouco ativo ou inativo

O músculo sartório apresentou-se muito ativo na flexão e rotação lateral da coxa com flexão simultânea da perna, sugerindo que nesse movimento age significativamente como agonista, concordando com Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup>. Não apresentou atividade na flexão medial da coxa com flexão simultânea da perna discordando de Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup>. Mostrou-se ativo na abdução da coxa com flexão simultânea da perna, flexão simultânea da coxa e perna, flexão da coxa com extensão simultânea da perna; e atividade moderada na adução da coxa com flexão simultânea da perna, discordando de Ferraz de Carvalho *et al.*<sup>2</sup>, que relatam atividade significativa ou desprezível nesses movimentos.

## CONCLUSÃO

O músculo sartório tem sua principal atividade na flexão e rotação lateral da coxa com flexão simultânea da perna. Age com menor atividade na abdução da coxa com flexão simultânea da perna, flexão simultânea da coxa e perna e flexão da coxa com extensão simultânea da perna. Não é ativo na flexão e rotação medial da coxa com flexão simultânea da perna.

## REFERÊNCIAS

1. Duchenne GB. Physiology of motion: demonstrated by means of electrical stimulation and clinical observation and applied to the study of paralysis and deformities. Philadelphia: Lippincott, 1949; p.258-65; 285-89.
2. Ferraz de Carvalho CA, Garcia OS, Vitti M, Bérzin F. Electromyography study of the muscle tensor fasciae latae and muscle sartorius. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1972; 12:387-400.
3. De Lucca J. The use of surface electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomec.* 1993; 13(2)135-63.

## SARTORIUS MUSCLE ACTION ANALYSED BY ELECTROMYOGRAPHY

Carvalho Filho J, Bérzin F, Carvalho FTC, Esteves A, Rossi Jr WC, Fernandes GJM, Almeida VL, Nogueira DA

Anatomy Department - Federal University of Alfenas - UNIFAL-MG

First author e-mail: jocafi@unifal-mg.edu.br

### INTRODUCTION

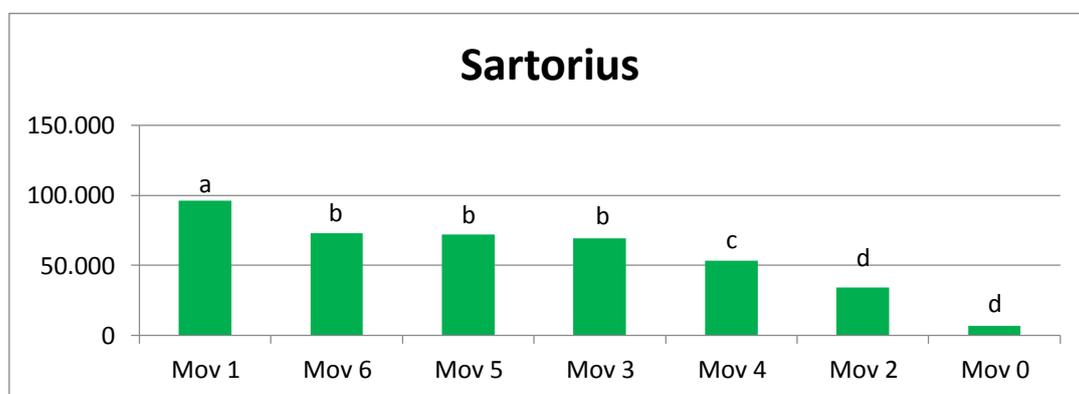
When electromyography (EMG) is applied to the study of muscular actions it brings us so amazing outcomes about each muscle action that it must be revitalized. Traditional methods based on bone lever study, replacement of muscles by elastic straps, strings attached to grooved pulleys or electrical stimulation of muscles and/or their nerves showed to be insufficient to explain muscular action *in vivo* because isolated muscle actions are not natural<sup>1</sup>. Literature consigns only one paper related to sartorius action studied by EMG). It is a study done in an analogical EMG set having just an empiric value, not allowing mathematical quantification of signals<sup>2</sup>. The purpose of this study is to revise the sartorius muscle action by means of digital EMG set.

### METHODS

Sartorius was electromyographically studied on 15 volunteers by means of a digital EMG set using active concentric needle electrodes with gain of 20X. The positioning of electrodes was made according to De Lucca<sup>3</sup>. A 20-500Hz pass filter and a 1,000 Hz acquisition rate were used. The movements shown in Table 1 were studied with subjects on orthostatic position: 1 - Thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion; 2 - Thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion; 3 - Thigh abduction with simultaneous leg flexion; 4 - Thigh adduction with simultaneous leg flexion; 5 - Simultaneous thigh and leg flexion; 6 - Thigh flexion with simultaneous leg extension. Data were statistically analyzed by Scott-Knott test at a 5% significance level.

### RESULTS AND DISCUSSION

Scott-Knott test allowed to gather the results of the experiment into four groups, named “a”, “b”, “c” and “d”, that proved to be significantly very similar one to another, as shown in Figure 1 below.



**Figure 1** - Sartorius RMS means on each studied movement. Means with same letters do not differ among themselves by Scott-Knott test

**Tableau 1** - Description of sartorius activity on different movements

Movement	Movement description	Muscular activity
0	Rest	d
1	Thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion	a
2	Thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion	d
3	Thigh abduction with simultaneous leg flexion	b
4	Thigh adduction with simultaneous leg flexion	c
5	Simultaneous thigh and leg flexion	b
6	Thigh flexion with simultaneous leg extension	b

Legend: a - much active; b - active; c - moderate active; d - little or non-active.

Sartorius showed to be much active on thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion suggesting that on this particular movement it acts mostly as agonist, agreeing to data taken from Ferraz de Carvalho et al.<sup>2</sup> but presented little or none activity on thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion, disagreeing with data taken from the same author. This muscle showed to be active on thigh abduction with simultaneous leg flexion, simultaneous thigh and leg flexion and thigh flexion with simultaneous leg extension but moderately active on thigh adduction with simultaneous leg flexion, data disagreeing to Ferraz de Carvalho et al.<sup>2</sup> that reported negligible activity on this movement.

## CONCLUSION

Sartorius displayed main activity on thigh flexion and lateral rotation with simultaneous leg flexion. It is less active on thigh abduction with simultaneous leg flexion, simultaneous thigh and leg flexion and thigh flexion with simultaneous leg extension and is not active on thigh flexion and medial rotation with simultaneous leg flexion.

## REFERENCES

1. Duchenne GB. Physiology of motion: demonstrated by means of electrical stimulation and clinical observation and applied to the study of paralysis and deformities. Philadelphia: Lippincott, 1949; p.258-65; 285-89.
2. Ferraz de Carvalho CA, Garcia OS, Vitti M, Bérzin F. Electromyography study of the muscle tensor fasciae latae and muscle sartorius. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1972; 12:387-400.
3. De Lucca J. The use of surface electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomec.* 1993; 13(2)135-63.

# EFEITO IMEDIATO DA MANIPULAÇÃO TORÁCICA ALTA SOBRE A FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS MASSETER E TEMPORAL EM MULHERES COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Packer AC, Pires PF, Rodrigues-Bigaton D

Faculdade de Ciências da Saúde - FACIS/UNIMEP

E-mail do apresentador: drodrigues@unimep.br

## INTRODUÇÃO

A manipulação vertebral é uma técnica que tem como objetivo restabelecer a mecânica normal do segmento manipulado e romper o arco reflexo nociceptivo instalado no segmento restrito<sup>1</sup>, sendo capaz de promover analgesia e relaxamento muscular. Para o tratamento da disfunção temporomandibular (DTM) destaca-se a manipulação cervical. No entanto, há pacientes que não toleram essa técnica, além de apresentar contraindicações. A manipulação torácica pode ser uma técnica alternativa nesses casos.

A DTM é caracterizada por um conjunto de alterações clínicas que envolvem os músculos mastigatórios, a articulação temporomandibular (ATM) e estruturas associadas. Indivíduos com DTM geralmente apresentam alteração do sinal eletromiográfico<sup>2</sup>, sendo a eletromiografia de superfície uma importante ferramenta para avaliar o controle motor e atividade mioelétrica, por meio da frequência mediana. Baseado no exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito imediato da manipulação torácica alta sobre a frequência mediana do sinal eletromiográfico dos músculos masseter e temporal em mulheres com DTM.

## MÉTODOS

Foram avaliadas 16 mulheres,  $24,7 \pm 5,4$  anos, sendo o estudo aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP (nº 62/11). Como critério de inclusão, as voluntárias deveriam apresentar diagnóstico de DTM miogênica segundo o RDC/TMD (Ia ou Ib), podendo também apresentar diagnósticos simultâneos de deslocamento de disco e/ou artralgia (IIa, IIb, IIc e/ou IIIa). Foram excluídas as mulheres, diagnóstico simultâneo IIIb ou IIIc, com sinal de bandeira vermelha que contraindicam o uso de terapia manual. A atividade eletromiográfica foi obtida por um eletromiógrafo (BIO-EMG 1000- Lynx Eletronics Ltda) com conversor analógico-digital, software AqDados 7.2, com frequência de aquisição de 2000 Hz e filtro passa banda de 20 a 500 Hz do tipo Butterworth. Foram utilizados 2 eletrodos de superfície diferenciais simples (Lynx Eletronics Ltda), ganho de 20 vezes ( $\pm 1\%$ ), modo de rejeição comum (CMRR) maior do que 100 dB. Os eletrodos foram colocados no ventre dos músculos masseter e temporal, bilateralmente<sup>3</sup>. A coleta do sinal eletromiográfico foi realizada durante contração isométrica dos músculos elevadores da mandíbula.

As voluntárias foram submetidas a uma manipulação, no qual foi aplicado um impulso de alta velocidade e baixa amplitude no segmento torácico alto (T1 a T4).

Para o processamento do sinal eletromiográfico foi utilizado o parâmetro de frequência mediana do sinal (Hz), analisado de forma *off-line* no software Matlab® 6.5.1. A normalidade dos dados foi testada por meio do teste *Shapiro-Wilk*, e para comparação dos dados foi utilizado o teste *t de student*. O processamento dos dados foi realizado por meio do software BioEstat® 5.0, adotando-se uma significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** – Comparação da frequência mediana do sinal eletromiográfico (Hz) durante isometria dos músculos masseter e temporal, direito e esquerdo, no período pré-manipulação e pós-manipulação imediata.

Músculo	Período		p valor
	Pré (média ± DP)	Pós-imediato (média ± DP)	
Masseter dir (Hz)	57,35 ± 13,52	75,89 ± 27,23	0,01*
Masseter esq (Hz)	57,33 ± 28,76	58,55 ± 20,85	0,87
Temporal dir (Hz)	65,65 ± 20,21	74,83 ± 28,18	0,27
Temporal esq(Hz)	67,38 ± 22,96	77,83 ± 29,72	0,12

\* diferença significativa, teste *t* de *student*.

A manipulação torácica promoveu aumento significativo da frequência mediana do sinal eletromiográfico apenas para o masseter direito. Acredita-se que a manipulação torácica alterou o controle motor do músculo masseter direito. O mecanismo responsável pela alteração do sinal EMG após a manipulação torácica pode estar relacionado ao efeito da técnica que promove alterações na descarga aferente de mecanorreceptores da cápsula articular, ligamentos, disco intervertebrais, fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de Golgi, promovendo mudanças nos níveis de excitabilidade do motoneurônio alfa e conseqüente alteração na atividade muscular<sup>4</sup>. A manipulação espinal gera efeito muscular apenas quando há disfunção vertebral no segmento manipulado<sup>5</sup>. No presente estudo não foi observado um padrão de alteração homogêneo em todos os músculos avaliados, como observado em trabalhos prévios. Segundo Camargo<sup>6</sup> o efeito da manipulação sobre a atividade muscular depende do tipo de contração analisada, a qual pode explicar a falta de homogeneidade dos resultados.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que uma manipulação torácica alta aumentou a frequência mediana do sinal eletromiográfico apenas para o músculo masseter direito.

## AGRADECIMENTO

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP – número do processo 2011/16050-1).

## REFERÊNCIAS

1. Ricard F. Tratado de osteopatía craneal: articulación temporomandibular. 2ª Ed. Panamericana; 2005. 900p.
2. Capellini VK, Souza GS, Faria CRS. Massage therapy in the management of myogenic TMD: a pilot study. J Appl Oral Sci. 2006; 14:21-6.
3. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, 1998.
4. Pickar JG, Kang YM. Paraspinal muscle spindle responses to the duration of a spinal manipulation under force control. J Manip Physiol Ther. 2006; 29(1):22-31.
5. Lehman GJ, McGill SM. Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2001; 16(4):293-8.
6. Camargo VM, Albuquerque-Sendín F, Bérzin F, Stefanelli VC, Souza DP, Fernández-de-las-Peñas C. Immediate effects on electromyographic activity and pressure pain thresholds after a cervical manipulation in mechanical neck pain: a randomized controlled trial. J Manipulative Physiol Ther. 2011; 34(4):211-20.

# IMMEDIATE EFFECT OF UPPER THORACIC MANIPULATION ON MEDIAN FREQUENCY OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL OF MASSETER AND TEMPORAL MUSCLES IN WOMEN WITH TEMPOROMANDIBULAR DISORDER

Packer AC, Pires PF, Rodrigues-Bigaton D

Faculdade de Ciências da Saúde - FACIS/UNIMEP

Presenter's E-mail: drodrigues@unimep.br

## INTRODUCTION

The aim of vertebral manipulation is to reestablish the normal mechanics and break the nociceptive reflex arc in the restricted segment<sup>1</sup>. This method is capable of promoting analgesia and muscle relaxation. Cervical manipulation has been employed in the treatment of temporomandibular disorder (TMD). However, this method has contraindications and some patients do not tolerate it. Thus, upper thoracic manipulation may be an alternative in such cases.

TMD is characterized by a set of clinical abnormalities involving the masticatory muscles, temporomandibular joint and associated structures. Individuals with TMD generally exhibit altered electromyographic signals<sup>2</sup>. Thus, surface electromyography (EMG) is an important tool for the evaluation of motor control and myoelectrical activity based on the median frequency of the signal. The aim of the present study was to evaluate the immediate effect of upper thoracic manipulation on the median frequency of the EMG signal of the masseter and temporal muscles in women with TMD.

## METHODS

This study received approval from the Human Research Ethics Committee of UNIMEP, Brazil (n° 62/11). 16 women (mean age:  $24.7 \pm 5.4$  years) were examined. The inclusion criteria were a diagnosis of myogenous TMD based on the RDC/TMD (Ia or Ib); simultaneous diagnoses of disk displacement and/or arthralgia (IIa, IIb, IIc and/or IIIa) were permitted. The exclusion criteria a simultaneous diagnosis of IIIb or IIIc, any "red flag" sign that contraindicated the use of manual therapy. EMG activity was determined using an electromyograph (BIO-EMG 1000 - Lynx Electronics Ltd.) with an analog-digital converter, using the AqDados 7.2 software program, an acquisition frequency of 2000 Hz and Butterworth bandpass filter of 20 to 500 Hz. Two simple differential surface electrodes (Lynx Electronics Ltd.) a 20-fold gain ( $\pm 1\%$ ) and common-mode rejection ratio greater than 100 dB were used. The electrodes were placed over the belly of the masseter and temporal muscles, bilaterally.<sup>3</sup> The EMG signal was obtained during isometric contraction of the elevators of the mandible. The volunteers were submitted to spinal manipulation, which consisted of a high-velocity, low-amplitude thrust of the upper thoracic segment (T1 to T4).

The median frequency of the EMG signal was analyzed in off-line mode using the Matlab® 6.5.1 program. The Shapiro-Wilk test was used to determine the normality of the data distribution. The Student's t-test was used for the comparison of the data. The BioEstat® 5.0 was used for the statistical analysis, with the level of significance set to 5% ( $p < 0.05$ ).

## RESULTS AND DISCUSSION

**Table 1** – Comparison of median frequency of EMG signal (Hz) during isometric contraction of the right and left masseter and temporal muscles before and immediately after upper thoracic manipulation.

Muscle	Period		p-value
	Before manipulation (mean ± SD)	Post manipulation (mean ± SD)	
Right masseter (Hz)	57.35 ± 13.52	75.89 ± 27.23	0.01*
Left masseter (Hz)	57.33 ± 28.76	58.55 ± 20.85	0.87
Right Temporal (Hz)	65.65 ± 20.21	74.83 ± 28.18	0.27
Left Temporal (Hz)	67.38 ± 22.96	77.83 ± 29.72	0.12

\* significant difference, Student's t-test

Upper thoracic manipulation led to a significant increase in the median frequency of the EMG signal only in the right masseter muscle. It is likely that the technique altered the motor control in this muscle. The mechanism responsible for the change in the EMG signal may be related to the effect of upper thoracic manipulation, which causes changes in the afferent transmissions of mechanoreceptors in the joint capsule, intervertebral discs, neuromuscular spindles and Golgi tendon organs, causing changes in excitability levels of the alpha motor neuron and a consequent change in muscle activity<sup>4</sup>. The spinal manipulation has a muscle effect only when there is vertebral dysfunction in the manipulated segment<sup>5</sup>. In the present study, no homogeneous pattern of change was found in the muscles evaluated. Camargo<sup>6</sup> suggest that the effect on muscle activity due to spinal manipulation depends on the type of contraction analyzed, which could explain the lack of homogeneity among various results found in the literature regarding muscle alterations following spinal manipulation.

## CONCLUSION

Upper thoracic manipulation led to an increase in the median frequency of the EMG signal only in the right masseter muscle of women with TMD.

## ACKNOWLEDGMENTS

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP - process number 2011/16050-1).

## REFERENCES

1. Ricard F. Tratado de osteopatía craneal: articulación temporomandibular. 2ªEd. Panamericana, 2005. 900p.
2. Capellini VK, Souza GS, Faria CRS. Massage therapy in the management of myogenic TMD: a pilot study. J Appl Oral Sci. 2006;14:21–6.
3. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, 1998.
4. Pickar JG, Kang YM. Paraspinal muscle spindle responses to the duration of a spinal manipulation under force control. J Manip Physiol Ther. 2006; 29(1):22-31.
5. Lehman GJ, McGill SM. Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2001;16(4):293-8.
6. Camargo VM, Albuquerque-Sendín F, Bérzin F, Stefanelli VC, Souza DP, Fernández-de-las-Peñas C. Immediate effects on electromyographic activity and pressure pain thresholds after a cervical manipulation in mechanical neck pain: a randomized controlled trial. J Manipulative Physiol Ther. 2011; 34(4):211-20.

# **EFEITOS DE UM PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS NA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DO GLÚTEO MÉDIO EM PACIENTES COM INSTABILIDADE FEMORAL: PROJETO PILOTO**

Orlandi MFS, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Depto de Fisioterapia/Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri - UFVJM  
Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais - FAPEMIG  
E-mail da apresentadora: may.orlandi@hotmail.com

## **INTRODUÇÃO**

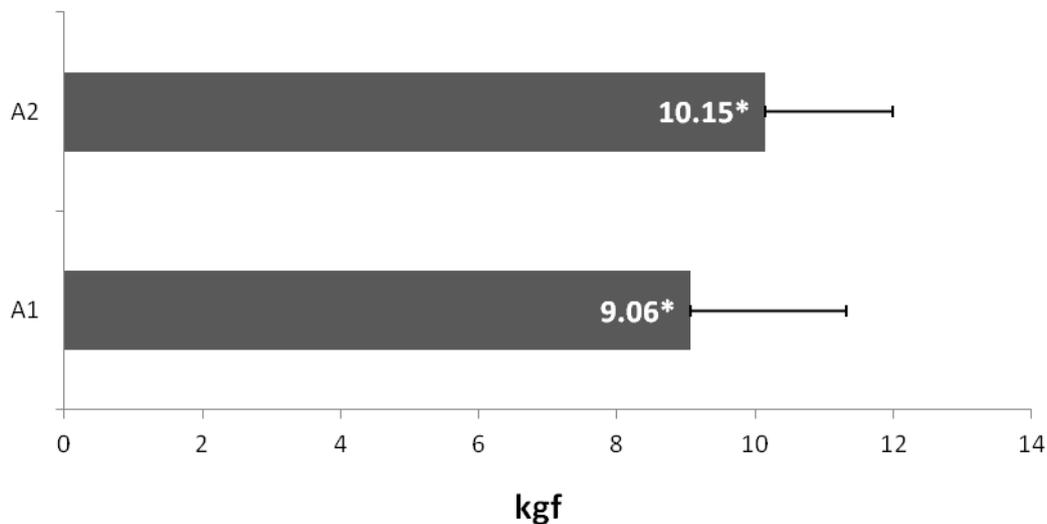
A Síndrome da dor patelo femoral (SDPF) é uma das afecções mais comuns do joelho encontrada nos adolescentes e adultos jovens, representando 25% de todas as lesões da articulação do joelho tratadas nas clínicas de medicina esportiva, afetando principalmente o sexo feminino. Dentre os principais fatores causadores da SDPF temos: a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril, principalmente o glúteo médio (GM), o aumento do ângulo Q e joelho valgo. A fraqueza destes músculos causa uma adução femoral excessiva durante atividades dinâmicas aumentando o ângulo Q, gerando uma hiperpressão no aspecto lateral da articulação patelo-femoral, levando à dor. Estudos sugerem que este aumento no ângulo Q afeta a ativação dos músculos do quadril, causando instabilidade femoral, mas estudos de reabilitação destes músculos não são focados no GM. Desta forma, o objetivo deste estudo foi utilizar exercícios de baixa carga e número variado de repetições para o aumento da força isométrica máxima no GM para uma melhor estabilização femoral.

## **METODOLOGIA**

Trata-se de um trabalho de estudo experimental com uma amostra composta por 6 voluntários adultos de ambos os sexos, com idade variando entre 18 e 35 anos. O estudo teve como critério de inclusão teste positivo de Powers (teste do degrau) e como critério de exclusão o histórico de dor no tornozelo ou lesão no pé, luxação traumática anterior patelar ou subluxação. Determinou-se uma linha de base para verificar a força isométrica máxima (CIVM) de cada voluntário, mensurada por célula de carga em kgf (modelo 2100, HOMIS Controle e Instrumentação Ltda., São Paulo, Brasil). Este procedimento foi realizado para que os exercícios propostos fossem realizados a 12% da carga máxima, evitando cargas que os mesmos gerassem adaptações relacionadas à força ou resistência muscular à fadiga. O protocolo foi realizado por período de 4 semanas, sendo 3 sessões semanais em dias intercalados com avaliações antes (A1) e após (A2) a intervenção, onde os voluntários realizaram exercícios apenas na fase excêntrica do GM, conforme descrição a seguir: Exercício 1: voluntário inicialmente posicionado na maca em decúbito lateral com a articulação do quadril em extensão e abdução, o voluntário foi orientado a retornar à posição de adução até a linha média, junto à maca, realizando, assim, contração excêntrica do GM. Exercício 2: O voluntário foi posicionado em pé com a articulação do quadril em extensão e abdução, o voluntário foi solicitado a retornar à posição de adução até a linha média, realizando, assim, contração excêntrica do GM. Os exercícios foram realizados de forma assimétrica, ou seja, com diferentes números de séries e repetições, com o objetivo de manter a atenção do sistema nervoso central à tarefa, gerando estímulo proprioceptivo constante. A análise estatística foi procedida através do pacote estatístico *BioEstat* versão 5.0, onde constatou-se a normalidade dos dados pelo teste de *Shapiro-Wilk*, com o emprego do teste t pareado para comparação dos dados.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados sugerem aumento significativo da força isométrica máxima (CIVM) após a intervenção para GM, músculo frequentemente associado à abdução e à rotação externa, bem como à estabilização do fêmur. Os resultados obtidos entre A1 e A2 demonstraram um aumento na dinamometria digital antes e depois da intervenção. Assim como demais estudos, que descrevem possíveis recuperações de pacientes com outras afecções ortopédicas através de exercícios para aumento no recrutamento de unidades motoras também utilizando uma carga máxima de 12% do voluntário demonstram resultados positivos na melhora da coordenação motora e na CIVM. Os estudos sugerem uma melhora no posicionamento do fêmur, por colocar o GM em vantagem mecânica para exercer sua atividade aumentando a estabilidade femoral.



**Figura 1** - Valor da célula de carga em kgf durante a CIVM antes e após intervenção.

Diferença significativa assinalada: \* $p=0,0003$ .

Legenda: A1 = avaliação antes da intervenção; A2 = avaliação depois da intervenção.

## CONCLUSÃO

Foi sugerido que a técnica proposta foi eficiente, sendo observado que o protocolo proprioceptivo proporcionou um aumento significativo da CIVM. Estudos mais aprofundados visando focar a reabilitação de pacientes com SDPF com aumento da CIVM e com amostra maior podem apresentar maiores informações sobre a aplicação de tal protocolo.

## REFERÊNCIAS

1. Cibulka, MT, Threlkeld-Watkins, J. Patellofemoral pain and assymetrical hip rotation. *Phys Ther.* 2005; 85(11):1201-7
2. O'Sullivan K, Herbert E, Sainsbury D, McCreesh K, Clifford A. No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 2012; 21(2):110-8.
3. Pulzatto, F. Atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos portadores da síndrome da dor femuropatelar durante exercícios realizados no step. (Dissertação). São Carlos (SP): UFSCar; 2005.

## **EFFECTS OF A PROTOCOL PROPRIOCEPTIVES EXERCISES IN MAXIMUM ISOMETRIC STRENGTH OF GLUTEUS MEDIUS IN PATIENTS WITH FEMORAL INSTABILITY: PILOT PROJECT**

Orlandi MFS, Bonifácio DN, Martins FLM, Barbosa MCSA, Barbosa AC

Dept of Physiotherapy, Federal University of Jequitinhonha and Mucuri Valleys – UFVJM  
Foundation for Research Support of Minas Gerais - FAPEMIG  
Presenter E-mail: may.orlandi@hotmail.com

### **INTRODUCTION**

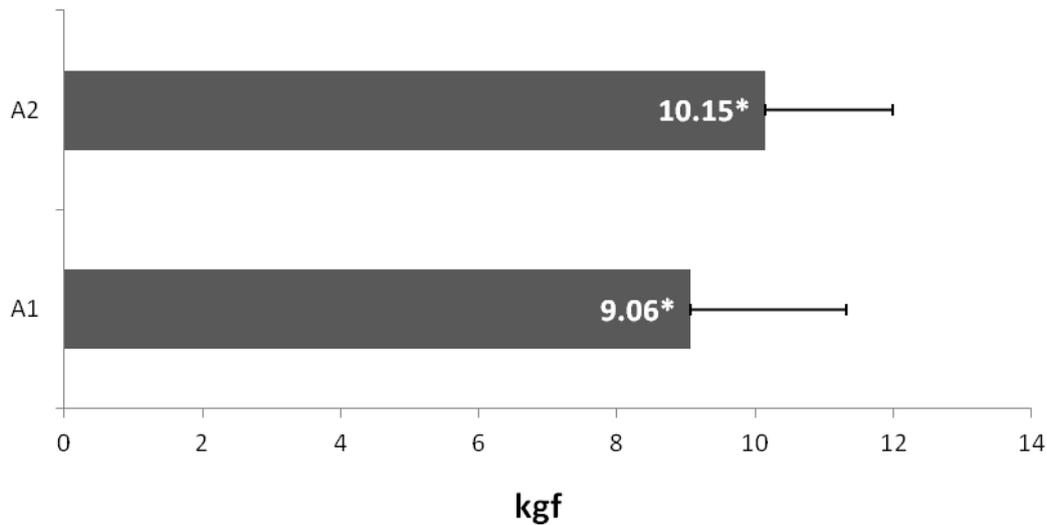
*Patellofemoral pain syndrome* (PFPS) is one of the most common knee conditions found in adolescents and young adults, representing about 25% of all knee joint lesions treated in clinical sports medicine, principally affecting the female sex. Among the major causative factors of PFPS we have: the weakness of the abductor muscles and of the hip lateral rotator, especially the gluteus medius (GM), the increased Q angle and knee valgus. The weakness of these muscles causes excessive femoral adduction during dynamic activities increasing the Q angle, generating an hyperpressure on the lateral aspect of the patellofemoral joint, leading to pain. Studies suggest that this increase in Q angle affects the hip muscles activation, causing a femoral instability, but studies involving rehabilitation of these muscles are not focused on GM. So, the objective of this study was to use low-load exercises and varied number of repetitions to increase the maximum isometric strength in GM for better femoral stabilization.

### **METHODOLOGY**

This work relates to an experimental study with a sample composed by 6 adults volunteers of both sexes, aged between 18 and 35 years. The study inclusion criterion was a positive result in Powers test (step test) and exclusion criterion history of pain in the ankle or foot injury, traumatic front patellar dislocation or subluxation. Initially a baseline was set to verify the maximum strength of each volunteer, measured by kgf load cell (model 2100, HOMIS Instrumentation and Control Ltda., São Paulo, Brazil). This procedure was performed so that the exercises were made at 12% load, avoiding charges that could generate adaptations related to muscle strength or fatigue resistance. The electromyographic activity was observed using analog-to-digital converter 4 channels with acquisition and analysis software (Miotool® 400 + Miotec Suite® software), with a resolution of 14bits and sample acquisition rate of 2kHz. The signal was filtered at 10-500 Hz band pass filter and the protocol was carried out for a period of 4 weeks, 3 days weekly sessions interspersed with evaluations before (AV1) and after (AV2) the intervention, where volunteers performed exercises only in eccentric phase of the GM, as described below: Exercise 1: Voluntary initially positioned on the table in the lateral position with the hip joint in extension and abduction, the volunteer was instructed to return to the position of adduction to the midline, parallel to the bed, thereby realizing eccentric contraction of the GM. Exercise 2: The subject was positioned in a standing position with the hip joint in extension and abduction, the volunteer was asked to return to the position of adduction to the midline, thereby realizing eccentric contraction of the GM. The exercises were performed asymmetrically, i.e., with different numbers of sets and repetitions, aiming to keep the attention of the central nervous system to the task, generating constant proprioceptive stimulus. Statistical analyses was performed using the statistical package version BioEstat 5.0, whereas of was found the normal data through the Shapiro-Wilk test, using the t test to compare the data.

## RESULTS AND DISCUSSION

The results suggest significant increase in the maximal isometric strength (CIVM) after intervention to GM muscle often associated with abduction and external rotation, and stabilization of the femur. The results obtained between A1 and A2 demonstrated an increased digital dynamometer data before and after the intervention. Just as other studies, which describe possible recoveries of patients with other orthopedic conditions through exercises to increase the recruitment of motor units also using a maximum load of 12% of voluntary, the present study demonstrate positive results to improve motor coordination and CIVM. This study suggests an improvement in positioning of the femur, by putting the GM in mechanical advantage to perform its activity, thereby increasing femoral stability.



**Figure 1** Value in kgf of load cell during CIVM before and after intervention.

Significant difference assigned: \* $p=0.0003$ .

Legend: A1 = assessment before intervention; A2 = assessment after intervention.

## CONCLUSION

The results suggests that the proposed technique was effective, by observing the proprioceptive protocol led to a significant increase in the CIVM. Deeper studies with larger sample focusing on rehabilitation of patients with PFPS and increased CIVM may provide more information to apply such protocol.

## REFERENCES

1. Cibulka, MT, Threlkeld-Watkins, J. Patellofemoral pain and assymetrical hip rotation. *Phys Ther.* 2005; 85(11):1201-7
2. O'Sullivan K, Herbert E, Sainsbury D, McCreesh K, Clifford A. No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 2012; 21(2):110-8.
3. Pulzatto, F. Atividade elétrica dos musculos estabilizadores da patela em individuos portadores da síndrome da dor femuropatelar durante exercicios realizados no step. (Dissertação). Sao Carlos (SP): UFSCar; 2005.

## CORRELAÇÃO ENTRE FADIGA ELETROMIOGRÁFICA DE QUADRÍCEPS E DISFUNÇÕES CARDIOCIRCULATORIAS EM PNEUMOPATAS

Frazão M<sup>1</sup>, Frazão W<sup>1</sup>, Sales T<sup>1</sup>, Locks Neto F<sup>1</sup>, Valois M<sup>2</sup>  
<sup>1</sup>PULMONAR diagnóstico

<sup>2</sup>Universidade de Pernambuco – UPE

E-mail do apresentador: [wanessacruzfrazao@hotmail.com](mailto:wanessacruzfrazao@hotmail.com)

### INTRODUÇÃO

Alterações no sistema músculo-esquelético são comuns em pacientes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), sendo o desuso um fator determinante para estas alterações. O desuso muscular promove redução da frequência média de disparo dos motoneurônios<sup>1</sup>, havendo ainda alterações de transmissão neuromuscular em pacientes hipoxêmicos<sup>2</sup>. O objetivo do estudo foi determinar se há alguma correlação entre a fadiga eletromiográfica (FadEMG) do Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto Medial do Quadríceps (RF, VL e VM, respectivamente) e a eficiência cardiocirculatória de pacientes com DPOC.

### MÉTODOS

A amostra do estudo foi de conveniência, constando de 68 sujeitos, sendo 34 pacientes com DPOC (GD) em estágio de severidade II e III, segundo os critérios GOLD, e 34 sedentários saudáveis (GS), pareados por gênero, idade e IMC. Para determinar a FadEMG, foram analisadas as alterações na frequência mediana do RF, VL e VM, durante contração isométrica máxima por 40 segundos. Foi analisada a razão entre os 5 primeiros e 5 últimos segundos da contração para determinação do índice de fadiga<sup>3</sup>. Os sujeitos foram posicionados em uma cadeira de Bonett, com membro inferior dominante fixado em 60° de extensão de joelho. Foi utilizado um módulo condicionador de sinais de 4 canais (EMG System do Brasil, Brasil) com um conversor A/D com resolução de 12 bits. O equipamento apresenta frequência de amostragem de 2000 Hz, banda de frequência de 20-500 Hz e ganho de 1000 vezes. O software utilizado foi o EMGLab (EMG System do Brasil, Brasil). O posicionamento dos eletrodos de superfície, autoadesivos, simples diferenciais, seguiu as recomendações do SENIAM. Para avaliação da função cardiocirculatória, foram analisadas medidas de Pulso de Oxigênio (PuO<sub>2</sub>) (medida indireta de volume sistólico de ventrículo esquerdo), Índice de Eficiência Cardiocirculatória ( $\Delta HR/\Delta VO_2$ ) e Índice de Eficiência Metabólica ( $\Delta VO_2/\Delta WR$ ), através de teste de esforço cardiopulmonar em cicloergômetro, utilizando protocolo de carga incremental, seguindo os critérios da *American Thoracic Society / American College of Chest Physicians (ATS/ACCP)*. A análise estatística foi realizada utilizando o software SPSS, versão 17.0. Foi utilizado o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov para variáveis quantitativas, o teste de média: teste t *Student* (Distribuição Normal) e *Mann-Whitney* (Não Normal) e o coeficiente de correlação de *Spearman* (Distribuição não - normal), considerando uma significância estatística com  $p < 0.05$ .

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Não houve diferença na FadEMG, entre os grupos GD e GS, do RF ( $17 \pm 13\%$  vs  $17 \pm 15\%$ ,  $p > 0.05$ ), VL ( $14 \pm 9\%$  vs  $14 \pm 11\%$ ,  $p > 0.05$ ) e VM ( $12 \pm 9\%$  vs  $12 \pm 11\%$ ,  $p > 0.05$ ). O GD apresentou menor Ventilação (VE:  $48 \pm 20$  L/min vs  $37 \pm 18$  L/min,  $p < 0.05$ ), Pulso de Oxigênio (PuO<sub>2</sub>:  $8 \pm 3$  vs  $10 \pm 3$  ml/sístole) e pior índice de Eficiência Cardiocirculatória ( $\Delta HR/\Delta VO_2$ :  $68 \pm 25$  vs  $55 \pm 17$  batimentos/L/min,  $p < 0.05$ ) em comparação ao GS. Não houve diferenças no índice de Eficiência Metabólica ( $\Delta VO_2/\Delta WR$ :  $9 \pm 4$  vs  $10 \pm 4$  ml/min/W,  $p > 0.05$ ) entre os grupos. Analisando a FadEMG RF, o GD não apresentou correlação com PuO<sub>2</sub>,  $\Delta HR/\Delta VO_2$  e  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ) e o GS apresentou correlação com PuO<sub>2</sub> e  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $r = -0.46$  e  $0.44$   $p < 0.05$ , respectivamente), mas não com  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $p > 0.05$ ). Com relação à FadEMG VL, o GD

apresentou correlação com  $PuO_2$  e  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $r = -0.38$  e  $0,41$ ,  $p < 0.05$ , respectivamente) mas não com  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ) e o GS não apresentou correlação com  $PuO_2$  e  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $p > 0.05$ ), mas apresentou com  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $r = 0.36$ ,  $p < 0.05$ ). A FadEMG VM do GD apresentou correlação com  $PuO_2$  e  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $r = -0.47$  e  $0,44$ ,  $p < 0.05$ , respectivamente) mas não com  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ) e a do GS não apresentou correlação com  $PuO_2$ ,  $\Delta HR/\Delta VO_2$  e  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ).

Um dos fatores determinantes para a correlação da FadEMG de VL e VM com a eficiência cardiocirculatória pode ser a baixa capilarização muscular neste tipo de doente. Eliason *et al.*<sup>4</sup> observaram que a severidade de grau de obstrução do paciente determina uma menor capilarização da fibra muscular, especialmente nas fibras do tipo I. Esta menor perfusão muscular, associada ao desuso, também influencia a morfologia muscular. Gosker *et al.*<sup>5</sup> detectaram uma menor densidade mitocondrial no vasto lateral de pacientes com DPOC, fato que contribui bastante para a redução da capacidade oxidativa do músculo e aumento de sua fadigabilidade.

Outro fator que pode explicar esta correlação é a queda de performance do ventrículo esquerdo que se dá por hipovolemia secundária à redução do retorno venoso<sup>6</sup> em pacientes com DPOC. Uma vez que a FadEMG de grandes ventres musculares reduz o mecanismo de bombeamento venoso, há uma piora no enchimento cardíaco, com menor distensão dos sarcômeros e, conseqüentemente, menor geração de tensão.

## CONCLUSÃO

Há uma correlação entre a fadiga eletromiográfica dos Vastos Lateral e Medial do Quadríceps e a disfunção cardiocirculatória de pacientes com DPOC.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Seki K, Kizuka T, Yamada H. Reduction in maximal firing rate of motoneurons after 1 -week immobilization of finger muscle in human subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007; 17:113-20.
- 2 - Gulbas G, Kaplan Y, Kamisli O, Ermis H, Kamisli S, Ozcan C. Neuromuscular transmission in hypoxemic chronic obstructive pulmonary Patients with disease. *Respir Physiol Neurobiol.* 2013; 189(1):112-6.
- 3 - Vøllestad NH. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Meth.* 1997; 74:219-27.
- 4 - Eliason G, Abdel-Halim SM, Piehl-Aulin K, Kadi F. Alterations in the muscle- to- capillary interface in patients with different degrees of chronic obstructive pulmonary disease. *Resp Res.* 2010; 11(97):1-7.
- 5 - Gosker H, esselink MK, Duimel H, Ward KA, Schols AM. Reduced mitochondrial density in the vastus lateralis muscle of Patients with COPD. *Eur Respir J.* 2007; 30(1):73-9.
- 6 - Jorgensen K, Houltz E, Westfelt U, Ricksten SE. Left ventricular performance and dimensions in patients with severe emphysema. *Anesth Analg.* 2007; 104(4):887-92.

## CORRELATION BETWEEN ELECTROMYOGRAPHIC QUADRICEPS FATIGUE AND CARDIOCIRCULATORY DYSFUNCTION IN PULMONARY DISEASE PATIENTS

Frazão M<sup>1</sup>, Frazão W<sup>1</sup>, Sales T<sup>1</sup>, Locks Neto F<sup>1</sup>, Valois M<sup>2</sup>

<sup>1</sup>PULMONAR diagnosis

<sup>2</sup>Pernambuco University – UPE

E-mail: wanessacruzfrazao@hotmail.com

### INTRODUCTION

Changes in skeletal muscle system are common in patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) and disuse is a determining factor for these changes. Muscle disuse decreases the average firing frequency of motoneurons<sup>1</sup> and promotes alterations in neuromuscular transmission of hypoxemic patients<sup>2</sup>. The aim of this study was to determine if there is any correlation between the electromyographic fatigue (FadEMG) of quadriceps rectus femoris, vastus lateralis and vastus medialis (RF, VL and VM, respectively) and cardiocirculatory efficiency in COPD patients.

### METHODS

The study enrolled a convenience sample, consisted of 68 subjects, 34 patients with COPD (DG) in II and III severity stage, according to the GOLD criteria, and 34 healthy sedentary (SG), matched by gender, age and BMI. To determine FadEMG, were analyzed changes in the median frequency of RF, VL and VM during 40 seconds maximal isometric contraction. It was analyzed the ratio between the first 5 and last 5 seconds of contraction to fatigue determination<sup>3</sup>. The subjects were seated on a Bonett chair, with dominant leg fixed at 60° of knee extension. It was used a conditioner module 4-channel signals (EMG System of Brazil, Brazil) with an A/D converter with 12-bit resolution. The device features a sampling frequency of 2000 Hz, frequency band of 20-500 Hz and gain of 1000 times. EMGLab software (EMG System of Brazil, Brazil) was used. The positioning of surface electrodes, adhesive, single differential, followed SENIAM recommendations. For evaluation of cardiocirculatory function, measures of Oxygen Pulse (PuO<sub>2</sub>), Cardiocirculatory Efficiency Index ( $\Delta HR/\Delta VO_2$ ) and Metabolic Efficiency Index ( $\Delta VO_2/\Delta WR$ ) were analyzed by cardiopulmonary exercise test in cycle ergometer, using incremental load protocol, following the criteria of the American Thoracic Society/American College of Chest Physicians (ATS/ACCP). Statistical analysis was performed using SPSS software, version 17.0. It was used Kolmogorov-Smirnov test for quantitative variables, the mean test: Student t test (normal distribution) and Mann-Whitney (Not Normal) and Spearman's correlation coefficient (not normal-distribution), considering a statistic significance with  $p < 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

There was no statistical significance differences in FadEMG between DG and SG groups, RF ( $17 \pm 13\%$  vs  $17 \pm 15\%$ ,  $p > 0.05$ ), VL ( $14 \pm 9\%$  vs  $14 \pm 11\%$ ,  $p > 0.05$ ) and VM ( $12 \pm 9\%$  vs  $12 \pm 11\%$ ,  $p > 0.05$ ). DG had lower ventilation (VE:  $48 \pm 20$  L/min vs  $37 \pm 18$  L/min,  $p < 0.05$ ), Oxygen Pulse (PuO<sub>2</sub>:  $8 \pm 3$  vs.  $10 \pm 3$  ml/systole) and worse Cardiocirculatory Efficiency Index ( $\Delta HR/\Delta VO_2$ :  $68 \pm 25$  vs  $55 \pm 17$  beats/L/min,  $p < 0.05$ ), compared to the SG. There were no differences in Metabolic Efficiency Index ( $\Delta VO_2/\Delta WR$ :  $9 \pm 4$  vs  $10 \pm 4$  ml/min/W,  $p > 0.05$ ) between groups. Analyzing RF FadEMG, DG showed no correlation with PuO<sub>2</sub>,  $\Delta HR/\Delta VO_2$  and  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ), and SG presented correlation with PuO<sub>2</sub> and  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $r = -0.44$  and  $0.46$ ,  $p < 0.05$ , respectively) but not with  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $p > 0.05$ ). Regarding VL FadEMG, DG presented correlation with PuO<sub>2</sub> and  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $r = -0.38$  and  $0.41$ ,  $p < 0.05$ , respectively) but not

with  $\Delta\text{VO}_2/\Delta\text{WR}$  ( $p > 0.05$ ), and SG showed no correlation with  $\text{PuO}_2$  and  $\Delta\text{HR}/\Delta\text{VO}_2$  ( $p > 0.05$ ), but showed with  $\Delta\text{VO}_2/\Delta\text{WR}$  ( $r = 0.36$ ,  $p < 0.05$ ). The DG VM FadEMG presented correlation with  $\text{PuO}_2$  and  $\Delta\text{HR}/\Delta\text{VO}_2$  ( $r = 0.44$  and  $-0.47$ ,  $p < 0,05$ , respectively) but not with  $\Delta\text{VO}_2/\Delta\text{WR}$  ( $p > 0.05$ ), and the SG do not presented correlation with  $\text{PuO}_2$ ,  $\Delta\text{HR}/\Delta\text{VO}_2$  and  $\Delta\text{VO}_2/\Delta\text{WR}$  ( $p > 0,05$ ).

One of the determining factors for the correlation of VL and VM FadEMG with cardiocirculatory efficiency can be a low muscle capillarization in this type of patient. Eliason *et al.*<sup>4</sup> observed that the severity of the patient's degree of obstruction determines a lower capillarization of the muscle fiber, especially in type I fibers. This lower muscle perfusion associated with disuse also influences muscle morphology. Gosker *et al.*<sup>5</sup> detected a lower mitochondrial density in the vastus lateralis of patients with COPD, which greatly contributes to the reduction of muscle oxidative capacity and increases fatigability.

Another factor that may explain this correlation is the lower performance of left ventricle that occurs by hypovolemia secondary to reduced blood return<sup>6</sup> in patients with COPD. Since FadEMG large muscle bellies reduces the venous pumping mechanism, there is a deterioration in cardiac filling with less sarcomeres distension and therefore less pressure generation.

## CONCLUSION

There is a correlation between the electromyographic fatigue of vastus lateralis and vastus medialis quadriceps and cardiocirculatory dysfunction in COPD patients.

## REFERENCES

- 1 - Seki K, Kizuka T, Yamada H. Reduction in maximal firing rate of motoneurons after 1 -week immobilization of finger muscle in human subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007; 17:113-20.
- 2 - Gulbas G, Kaplan Y, Kamisli O, Ermis H, Kamisli S, Ozcan C. Neuromuscular transmission in hypoxemic chronic obstructive pulmonary Patients with disease. *Respir Physiol Neurobiol.* 2013; 189(1):112-6.
- 3 - Vøllestad NH. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Meth.* 1997; 74:219-27.
- 4 - Eliason G, Abdel-Halim SM, Piehl-Aulin K, Kadi F. Alterations in the muscle- to- capillary interface in patients with different degrees of chronic obstructive pulmonary disease. *Resp Res.* 2010; 11(97):1-7.
- 5 - Gosker H, esselink MK, Duimel H, Ward KA, Schols AM. Reduced mitochondrial density in the vastus lateralis muscle of Patients with COPD. *Eur Respir J.* 2007; 30(1):73-9.
- 6 - Jorgensen K, Houltz E, Westfelt U, Ricksten SE. Left ventricular performance and dimensions in patients with severe emphysema. *Anesth Analg.* 2007; 104(4):887-92.

# CONTRIBUIÇÃO DA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DA MARCHA NO TRATAMENTO FISIOTERAPEUTICO DE PACIENTES COM ESTENOSE LUMBAR: UMA REVISÃO ANALÍTICA

Mathias M, Braite S, Mendes T, Rahme Y, Garbelotti Jr. SA

Centro Universitário São Camilo – CUSC/SP  
E-mail do apresentador: silviogarbelotti@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

Binder *et al.*<sup>1</sup>, Hartmann *et al.*<sup>2</sup> referem que há necessidade de um espaço mínimo do canal vertebral para o funcionamento normal das estruturas nervosas e quando este espaço, sob certas circunstâncias, fica mais estreito, ocorre compressão nervosa, com aumento da pressão sobre as raízes nervosas causando alterações da sensibilidade e motricidade.

A estenose lombar pode ser definida como um estreitamento do canal medular no nível lombar menor que 100 mm<sup>2</sup> de diâmetro, podendo comprimir uma ou mais raízes nervosas. Acomete ambos os sexos principalmente acima dos 60 anos. Os principais sintomas são a dor lombar, fraqueza muscular, discinesia e diminuição de sensibilidade de membros inferiores, levando a claudicação neurogênica e redução do equilíbrio que impactam sobre a marcha<sup>3</sup>.

Segundo Zeifang *et al.*<sup>4</sup>, os exames por imagem desempenham um papel fundamental no diagnóstico da estenose do canal vertebral lombar e na definição da conduta de tratamento, porém os autores alertam que tais exames devem ser avaliados com cuidado como preditores para prognóstico, e defendem que o estudo funcional da claudicação neurogênica através de ferramentas objetivas pode ser significativo no prognóstico e na evolução do tratamento da estenose lombar. Assim, o objetivo deste trabalho é observar o valor da análise tridimensional da marcha na determinação das disfunções e no tratamento fisioterapêutico da estenose lombar.

## MÉTODOS

Foi realizada uma revisão bibliográfica, do tipo analítica, por meio de um levantamento bibliográfico nas bases de dados *SciELO*, *Medline*, *PubMed* e *Lilacs*, publicados de junho de 1998 a dezembro de 2012, nas línguas inglês, português e espanhol, por meio dos operadores booleanos “AND” e “OR”, e utilizando os descritores gerais: *physiotherapy*, *lumbar stenosis*, *kinematics analysis*, *gait*. Foram encontrados 168 artigos dos quais 24 foram selecionados.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Existem poucos trabalhos como os apresentados por Suda *et al.*<sup>5</sup>, Bacchini *et al.*<sup>6</sup> e Zeifang *et al.*<sup>4</sup>, sobre as alterações cinéticas e/ou cinemáticas da marcha causadas pela claudicação neurogênica decorrente do estreitamento do canal vertebral e relacionados aos sintomas clínicos e medidas de imagem.

Ao compilarmos as informações dos 24 trabalhos selecionados, conseguimos agrupar as principais alterações cinemáticas e suas manifestações na marcha como sendo a diminuição do equilíbrio; aumento da inclinação pélvica anterior, aumento da inclinação anterior do tronco; e dor lombar que aumenta ao esforço e diminui no repouso<sup>7,3</sup>.

Apesar de termos pouca evidência da contribuição da fisioterapia no tratamento conservador da estenose lombar<sup>8</sup> os autores defendem como proposta de tratamento além da aplicação de TENS para analgesia<sup>9</sup>, o fortalecimento dos músculos que formam o “core” com foco principal no abdome para diminuir a inclinação anterior ou ao menos compensar o desequilíbrio muscular levando a uma

diminuição da lordose o que consequentemente aumenta o diâmetro do canal vertebral diminuindo a compressão das raízes nervosas e a dor<sup>10,11,12,13</sup>.

Além disso, acreditamos que a correção da inclinação do tronco melhora a postura e automaticamente o equilíbrio, pois o centro de gravidade volta a se aproximar da coluna desonerando os músculos lombares.

## CONCLUSÃO

Sendo a dor presente nos casos sintomáticos de estenose lombar causada por compressão mecânica decorrente de uma alteração morfológica do canal vertebral, a intervenção fisioterapêutica deve transcender o tratamento do sintoma e visar uma reestruturação do segmento lombo-pélvico cujas alterações demonstradas pela análise cinemática podem agravar a dor e levar ao desequilíbrio.

## REFERÊNCIAS

1. Binder DK, Schmidt MH, Weinstein PR. Lumbar spinal stenosis. *Semin Neurol.* 2002; 22(2):157-66.
2. Hartmann LG, Fernandes ARC, Natour J. Valor da ressonância magnética da coluna vertebral lombar com carga na avaliação de estenose do canal vertebral. *Rev Bras Reumatol.* 2005; 5(45):320-2.
3. Joaquim AF, Sansur CA, Hamilton DK, Shaffrey CI. Degenerative lumbar stenosis: update. *Arq. Neuropsiquiatr.* 2009; 67(2b):553-8.
4. Zeifang F, Schiltenswolf M, Abel R, Moradi B. Gait analysis does not correlate with clinical and MR imaging parameters in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008; 9:89.
5. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K, Toyama Y. Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication. *Spine.* 2002; 27(22):2509-13.
6. Bacchini M, Rovacchi C, Rossi M. Biomechanic risk factors for patients with lumbar stenosis shown through gait analysis. [Abstracts 2007 SIAMOC]. *Gait Post.* 2008; 28(Suppl1):S1-S2.
7. Garfin SR, Herkowitz HN, Mirkovic S. Spinal stenosis. *J Bone Joint Surg [Am].* 1999; 81(4):573-83.
8. Tran de QH, Duong S, Finlayson RJ. Lumbar spinal stenosis: a brief review of the nonsurgical management. *Can J Anaesth.* 2010; 57(7):694-703.
9. Pons T, Shipton EA. Multilevel lumbar fusion and postoperative physiotherapy rehabilitation in a patient with persistent pain. *Physiother Theory Pract.* 2011; 27(3):238-45.
10. Comer CM, Redmond AC, Bird HA, Conaghan PG. Assessment and management of neurogenic claudication associated with lumbar spinal stenosis in a UK primary care musculoskeletal service: a survey of current practice among physiotherapists. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009; 10:121.
11. Koc Z, Suheda O, Koncuyl S, Alp G, Selcuk K. Effectiveness of physical therapy and epidural steroid injections in lumbar spinal stenosis. *Spine.* 2009; 34(10):985-9.
12. Tomkins CC, Dimoff KH, Forman HS, Gordon ES, McPhail J, Wong JR, Battié MC. Physical therapy treatment options for lumbar spinal stenosis. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2010; 23(1):31-7.
13. Truszczynska A. Influence of physiotherapy on patients' quality of life after decompressive surgery of lumbar spine stenosis. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2013; 15(3):235-43.

# CONTRIBUTION OF THREE-DIMENSIONAL KINEMATICS OF GAIT IN PHYSIOTHERAPEUTIC TREATMENT OF PATIENTS WITH LUMBAR STENOSIS: ANALYTICAL REVIEW

Mathias M, Braitte S, Mendes T, Rahme Y, Garbelotti Jr. SA

Centro Universitário São Camilo – CUSC/SP

Presenter's E-mail – silviogarbelotti@hotmail.com

## INTRODUCTION

Binder et al.<sup>1</sup> and Hartmann et al.<sup>2</sup> reported that there necessity of a minimum space of the spinal canal for the normal functioning of the nervous structures and when this space, under certain circumstances, becomes narrower, nerve compression occurs with increased pressure on the nerve roots causing changes in sensitivity and motor.

A spinal stenosis may be defined as a narrowing of the spinal canal at less than 100 mm<sup>2</sup> diameter lumbar level, and may compress one or more nerve roots. It affects both genders mostly above 60 years. The main symptoms are low back pain, muscle weakness, dyskinesia and decreased sensitivity of the lower limbs, leading to neurogenic claudication and reduced balance that impact on gait<sup>3</sup>.

According to Zeifang et al.<sup>4</sup>, imaging tests have a fundamental role in the diagnosis of lumbar spinal canal stenosis and determining the conduct of treatment, but the authors warn that such tests should be carefully evaluated as predictors for prognosis, and defend that the functional study of neurogenic claudication by means of objective tools can be significant in in the prognosis and evolution of the treatment of lumbar stenosis. Thus, the objective of this study is to observe the value of three-dimensional gait analysis in the determination of dysfunctions and physical therapy treatment for lumbar stenosis.

## METHODS

A literature review, of the analytical type was performed by means of was conducted in the databases SciELO, MEDLINE, PubMed and Lilacs, published from June 1998 to December 2012, in English, Portuguese and Spanish languages, through the Boolean operators "AND" and "OR" and using the general descriptors: physiotherapy, lumbar stenosis, kinematics analysis, gait. 168 articles of which 24 were selected were found.

## RESULTS AND DISCUSSION

There are few studies such as those presented by Suda et al.<sup>5</sup>, Bacchini et al.<sup>6</sup> or Zeifang et al.<sup>4</sup> on the kinetic and / or kinematic gait abnormalities caused by neurogenic claudication due to the narrowing of the spinal canal and related to clinical symptoms and image exams measurement.

In evaluating the information of the 24 selected papers, we managed grouping the principal kinematic changes and their manifestations in the gait as decreased balance, increased anterior pelvic tilt, increased anterior tilt of the trunk, and lower back pain that increases during stress and decreases in resting<sup>7,3</sup>.

Although we have little evidence of the contribution of physical therapy in the conservative treatment of lumbar stenosis<sup>8</sup> the authors defend as proposed treatment beyond the application of TENS for analgesia<sup>9</sup>, strengthening the muscles that form the "core" with a primary focus in the abdomen to reduce the anterior tilt or at least compensate for muscle imbalance leading to a decrease of lordosis which consequently increases the diameter of the spinal canal reducing compression of the nerve roots and pain<sup>10,11,12,13</sup>.

Furthermore, we believe that the correction of inclination of the trunk improves posture and balance automatically, because the center of gravity back to approach the spine relieving the back muscles.

## **CONCLUSION**

As in the present cases of symptomatic lumbar stenosis pain is caused by mechanical compression resulting from a morphological alteration of the spinal canal, physiotherapy intervention should go beyond symptom management and seek a restructuring of the lumbar-pelvic segment whose changes demonstrated by kinematic analysis can aggravate pain and lead to imbalance.

## **REFERENCES**

1. Binder DK, Schmidt MH, Weinstein PR. Lumbar spinal stenosis. *Semin Neurol.* 2002; 22(2):157-66.
2. Hartmann LG, Fernandes ARC, Natour J. Valor da ressonância magnética da coluna vertebral lombar com carga na avaliação de estenose do canal vertebral. *Rev Bras Reumatol.* 2005; 5(45):320-2.
3. Joaquim AF, Sansur CA, Hamilton DK, Shaffrey CI. Degenerative lumbar stenosis: update. *Arq. Neuropsiquiatr.* 2009; 67(2b):553-8.
4. Zeifang F, Schiltenswolf M, Abel R, Moradi B. Gait analysis does not correlate with clinical and MR imaging parameters in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008; 9:89.
5. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K, Toyama Y. Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication. *Spine.* 2002; 27(22):2509-13.
6. Bacchini M, Rovacchi C, Rossi M. Biomechanic risk factors for patients with lumbar stenosis shown through gait analysis. [Abstracts 2007 SIAMOC]. *Gait Post.* 2008; 28(Suppl1):S1-S2.
7. Garfin SR, Herkowitz HN, Mirkovic S. Spinal stenosis. *J Bone Joint Surg [Am].* 1999; 81(4):573-83.
8. Tran de QH, Duong S, Finlayson RJ. Lumbar spinal stenosis: a brief review of the nonsurgical management. *Can J Anaesth.* 2010; 57(7):694-703.
9. Pons T, Shipton EA. Multilevel lumbar fusion and postoperative physiotherapy rehabilitation in a patient with persistent pain. *Physiother Theory Pract.* 2011; 27(3):238-45.
10. Comer CM, Redmond AC, Bird HA, Conaghan PG. Assessment and management of neurogenic claudication associated with lumbar spinal stenosis in a UK primary care musculoskeletal service: a survey of current practice among physiotherapists. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009; 10:121.
11. Koc Z, Suheda O, Koncuy S, Alp G, Selcuk K. Effectiveness of physical therapy and epidural steroid injections in lumbar spinal stenosis. *Spine.* 2009; 34(10):985-9.
12. Tomkins CC, Dimoff KH, Forman HS, Gordon ES, McPhail J, Wong JR, Battié MC. Physical therapy treatment options for lumbar spinal stenosis. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2010; 23(1):31-7.
13. Truszczynska A. Influence of physiotherapy on patients' quality of life after decompressive surgery of lumbar spine stenosis. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2013; 15(3):235-43.

# ANÁLISE DA MARCHA HUMANA NORMAL PELO SINAL ELETROMIOGRÁFICO BRUTO (NO DOMÍNIO RAW)

Almeida VL<sup>1</sup>, Camargo A<sup>2</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>, Bérzin F<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF - Campus Governador Valadares

<sup>2</sup>Faculdade de Medicina de Botucatu – FMB/UNESP – São Paulo

<sup>3</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/Unicamp – São Paulo

E-mail do apresentador: valerioalmeida@msn.com

## INTRODUÇÃO

O ciclo da marcha é o período que ocorre entre o toque de calcanhar de uma extremidade e o subsequente toque de calcanhar da mesma extremidade, sendo que cada extremidade passa por uma fase de apoio e de balanço<sup>1</sup>.

Nosso objetivo foi analisar as variações do ciclo da marcha normal em diferentes velocidades, uma vez que a literatura carece de achados de avaliação da marcha pelo sinal eletromiográfico bruto (no domínio Raw).

## MÉTODOS

Foram analisados 10 voluntários (5 do sexo feminino e 5 do sexo masculino) com idades de 16 a 57 anos. Foi realizada uma avaliação clínica por neurologista, especialista em distúrbios do movimento, para que fossem excluídos os voluntários que apresentassem quaisquer desordens que comprometessem o aparelho locomotor.

Utilizou-se um eletromiógrafo *Miotec* de 8 canais, frequência de amostragem de 2000 Hz, com eletrodos de superfície descartáveis, pré-amplificados, com ganho de 20 vezes. Os eletrodos foram posicionados bilateralmente nos membros inferiores sobre a pele que recobre os músculos: reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e cabeça lateral do gastrocnêmio. Antes de se iniciar a coleta houve familiarização com o equipamento e explicações sobre como seria o procedimento. Foram realizadas três coletas de trinta segundos cada, com um intervalo de repouso de três minutos entre elas. O trabalho seguiu os parâmetros internacionais recomendados pelo ISEK e SENIAM. Foram utilizados os filtros de baixa frequência de 20Hz e de alta frequência de 500Hz.

A marcha foi analisada em 4 velocidades diferentes, variando de lenta a rápida: 0,4 m/s; 1m/s; 1,5 m/s e 2,5 m/s.

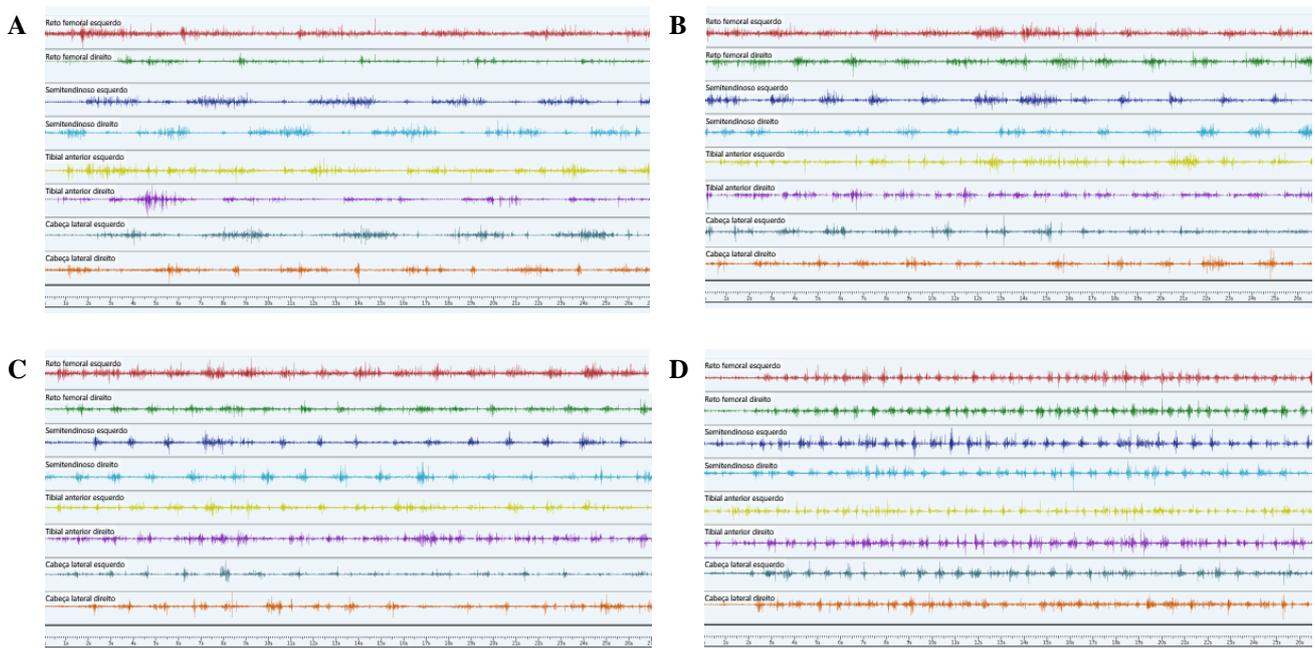
## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Ocorreu atividade eletromiográfica cíclica alternada entre os músculos agonistas e antagonistas e, também, nos músculos que se alternam em diferentes membros<sup>2,3</sup>. Observou-se progressão simétrica e coordenada da marcha nas diferentes velocidades, com ritmo uniforme quando o pé apoiava no solo e era elevado na sequência<sup>2,4</sup> (fases de apoio e balanço).

Com o aumento da velocidade, houve diminuição da duração dos períodos de atividade eletromiográfica e de seus intervalos durante a ativação dos diferentes músculos (Figura: A, B, C e D). Porém, progressivamente, ocorreu tendência a caminhar com passadas mais largas e, posteriormente, a aumentar o número de passadas: fato caracterizado pelo aumento da frequência das passadas<sup>5</sup> conforme se observada ao se comparar a sequência (Figura de A a D).

A análise da marcha pelo sinal eletromiográfico bruto (no domínio Raw) fornece informações relevantes sobre a fase de apoio e de balanço, duração dos passos e das passadas, sobre o tempo de ativação da musculatura envolvida no movimento<sup>2</sup>, a intensidade desta ativação, a

duração de sua atividade, a variabilidade ciclo a ciclo<sup>4</sup>, regularidade, simetria, coordenação e sincronia nos diferentes músculos envolvidos<sup>2,3</sup>.



**Figura** – Traçado de eletromiografia de superfície bilateral dos mm. reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e cabeça lateral do gastrocnêmio. A sequência representa aumento progressivo da velocidade da marcha de um dos voluntários: A = 0,4 m/s; B = 1 m/s; C = 1,5 m/s e D = 2,5 m/s (100 $\mu$ V/divisão).

## CONCLUSÃO

Durante as variações do ciclo da marcha, a análise da eletromiografia de superfície no domínio Raw mostrou-se específica nas diferentes velocidades, podendo ser utilizada de forma segura como recurso orientador na avaliação de pacientes.

## REFERÊNCIAS

1. Sutherland DH, Cooper L. The events of gait. Bull Prosthet Res. 1981; 10(35):281-2.
2. Macconail MA, Basmajian JV: Muscle and movements: a basis for human kinesiology. New York: Krieger, 1977; p. 315-33.
3. Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive. 5 ed; Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985; p. 367-83.
4. Norkin C, Levangie K. Joint structure and function: a comprehensive analysis. 2 ed; USA: Library of Congress, 1992.
5. Hall SJ. Biomecânica básica. 5ed; Barueri: Manole, 2009; p.324.

## **ANALYSIS OF NORMAL HUMAN GAIT BY ELECTROMYOGRAPHY (RAW DOMAIN)**

Almeida VL<sup>1</sup>, Camargo A<sup>2</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>, Bérzin F<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Juiz de Fora - UFJF – Campus Governador Valadares

<sup>2</sup>Botucatu Medical School – FMB/UNESP – São Paulo

<sup>3</sup>Piracicaba Dental School – FOP/Unicamp – São Paulo

Presenter Email: valerioalmeida@msn.com

### **INTRODUCTION**

The gait cycle is the period between the back-heel of an extremity and the subsequent back-heel of the same extremity, and each member passes through a phase of stance and swing<sup>1</sup>.

The aim of this study was to analyze the variations of the normal gait cycle at different speeds, since the literature lacks findings of gait assessment by raw electromyographic signal.

### **METHODS**

A total of 10 volunteers (5 males and 5 females) with age between 16 to 57 years were evaluated. A clinical evaluation by a neurologist, expert in movement disorders, was performed to exclude subjects who had other disorders that may affect the musculoskeletal system.

The electromyographic signals were recorded using a Miotec equipment, with 8 channels and a sampling frequency of 2000 Hz for each channel. The electrodes used were pre-amplified with a 20 times gain and double circular format. They were positioned in the skin over the muscles rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior and lateral head of the gastrocnemius.

Before electromyography, the volunteers were familiarized with the equipment and they received explanations on how to proceed. Three assessments with 30 seconds of duration each were performed with a rest interval of three minutes between them.

The study followed international guidelines recommended by ISEK and SENIAM. Filters of low frequency and high frequency 20Hz and 500Hz were used.

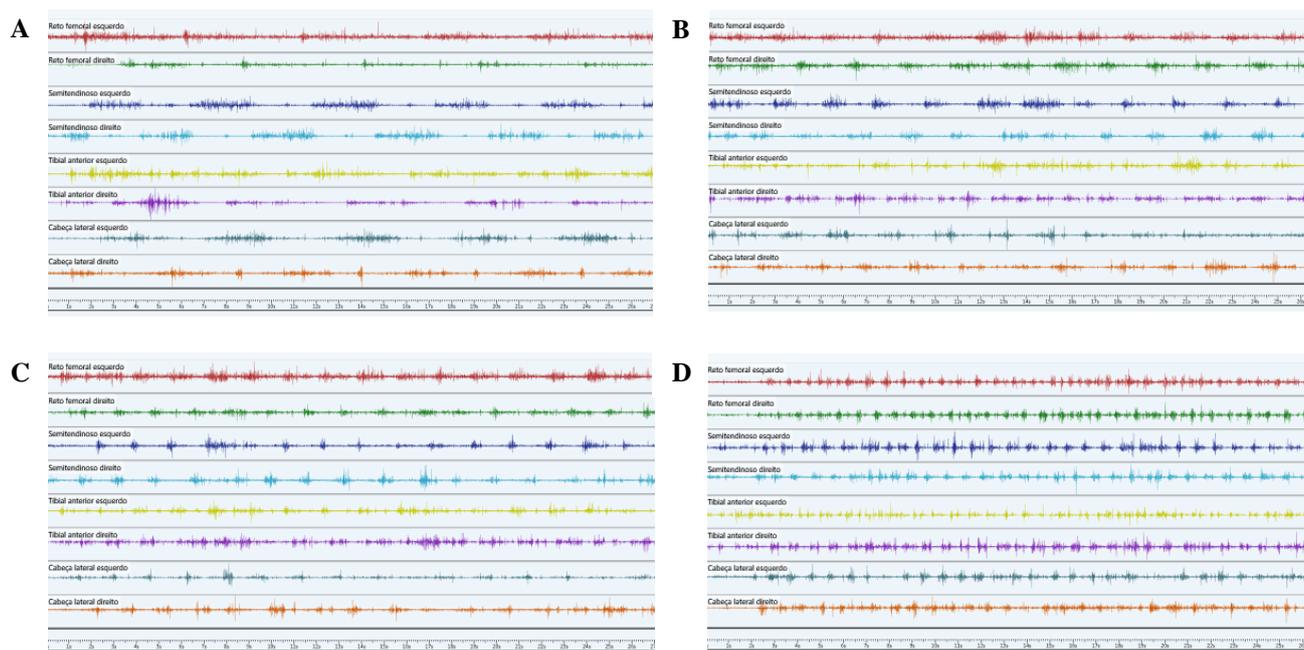
The gait was analyzed in 4 different speeds ranging from slow to fast: 0.4 m/s; 1m/s; 1.5 m/s and 2.5 m/s.

### **RESULTS AND DISCUSSION**

The electromyographic activity occurred cyclic and alternating between agonist and antagonist muscles and also in muscles that alternate in different members<sup>2,3</sup>. There was symmetrical progression and coordinated of gait at different speeds, with uniform rhythm when the foot was supported on the ground and was elevated in sequence<sup>2,4</sup> (stance and swing phases).

The increase in speed caused a decrease in duration of electromyographic activity periods and their intervals during activation of different muscles (Figure: A, B, C and D). But gradually, occurred tendency to walk with long strides: it was characterized by increased frequency of strides<sup>3</sup> as is observed when comparing the sequence (Figure A through D).

Gait analysis by the raw electromyographic signal provides relevant information about the phase of stance and swing, duration of the steps and the walk cycle, the activation time for the muscles involved in the movement<sup>2</sup>, the strength of activation, the duration of its activity, the variability cycle to cycle<sup>4</sup>, regularity, symmetry, coordination and synchronization in the different muscles involved<sup>2,3</sup>.



**Figure 1** – Plotting of bilateral surface electromyography of the mm. rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior and lateral head of the gastrocnemius. The sequence is a progressive increase of the speed of gait of one of the volunteers: A = 0.4 m/s; B = 1 m/s; C = 1.5 m/s and D = 2.5 m/s (100 $\mu$ V/division).

## CONCLUSION

During the variations of the gait cycle, the analysis of surface electromyography in the Raw domain proved to be specific in different speeds and further studies are suggested for better understanding of these questions.

## REFERENCES

1. Sutherland DH, Cooper L. The events of gait. *Bull Prosthet Res.* 1981; 10(35):281-2.
2. Macconail MA, Basmajian JV: *Muscle and movements: a basis for human kinesiology.* New York: Krieger, 1977; p. 315-33.
3. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive.* 5 ed; Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985; p. 367-83.
4. Norkin C, Levangie K. *Joint structure and function: a comprehensive analysis.* 2 ed; USA: Library of Congress, 1992.
5. Hall SJ. *Biomecânica básica.* 5ed; Barueri: Manole, 2009; p.324.

# ANÁLISE DA PRONO/SUPINAÇÃO PODAL DE ESCOLARES: CONFIABILIDADE INTEREXAMINADOR E VALORES NORMATIVOS PARA CRIANÇAS DO NORDESTE BRASILEIRO

Lopes JM<sup>1</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Lima Filho BF<sup>2</sup>, Sanchis JGB<sup>2</sup>, Guedes MO<sup>3</sup>, Andrade AS<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva da UFRN

<sup>2</sup>Curso de Fisioterapia da UFRN

<sup>3</sup>Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi (FACISA/UFRN)

<sup>4</sup>Programa de Pós-Graduação em Modelos de Decisão e Saúde da UFPB

E-mail do apresentador: gabriele\_cirne@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

A postura podal é extremamente relacionada com a função das articulações suprajacente, principalmente joelho e quadril (McPoil *et. al.*<sup>1</sup>). A avaliação deste segmento pode ser realizada de diversas formas, mas o *footlinetest* mostra-se uma forma rápida e acurada de se estimar a prono/supinação do antepé (Brushoj *et. al.*<sup>2</sup>). No entanto, não há valores normativos para a variabilidade postural dos pés de crianças na literatura brasileira. Logo, o objetivo da pesquisa foi traçar valores de referência da prono/supinação podal e a confiabilidade desta avaliação.

## MÉTODOS

Foi realizado um estudo de confiabilidade de método mensuração da postura do pé assim como estimado seus valores normativos por meio de um delineamento seccional com crianças da 1ª a 4ª série do ensino básico da cidade de Santa Cruz-RN.

Utilizou-se para mensurar a prono/supinação do pé o *footlinetest*. Os valores positivos correspondem à pronação e os negativos à supinação do pé. Para estabelecimento destas linhas e pontos era utilizado apenas folha de papel e dispositivo tubo de caneta<sup>2</sup>.

O *footlinetest* foi realizado no pé direito e esquerdo por dois acadêmicos de Fisioterapia em dias diferentes e consecutivos, sob supervisão e sem o compartilhamento de suas medidas. A confiabilidade interexaminador foi construída pelo Coeficiente Correlação Intraclasse (CCI), classificado como baixa concordância (CCI<0,4), satisfatória (0,4<CCI<0,75) e excelente (CCI>0,75) e para normatização da postura do pé, gráficos de *Bland-Altman* foram construídos para determinar a variabilidade da prono-supinação do pé dos escolares. Adota-se um intervalo de confiança de 95% (IC95%). As análises foram realizadas no SPSS®, IBM, versão 20.0.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram analisados 44 escolares com idade variando de 4 a 14 anos e com média de idade 8,62 ±2,52. A postura do pé direito variou de -7,5 a 8,0 mm com média de 0,63 ±3,85 mm. Já o pé esquerdo teve variabilidade entre -5,0 a 9,0 mm e média de 0,85 ±3,84.

O ICC entre os examinados quanto ao pé direito foi de 0,72 (IC95%: 0,45-0,83) e o ICC quanto ao pé esquerdo foi de 0,81 (IC95%: 0,65-0,89). Os limites normativos foram de -11,44 a 5,02 mm (pé direito), e -8,20 a 4,80 mm(esquerdo), que representou a variabilidade da prono-supinação dos pés de crianças.



Figura 1 - Técnica de aplicação do *footlinetest*

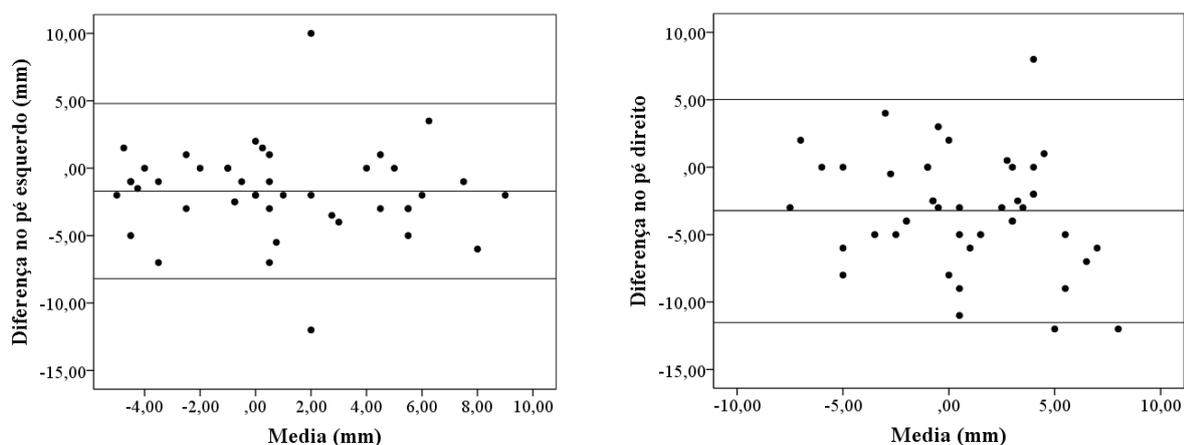


Figura 2 - Limites de variabilidade da prono/supinação podal de crianças

## CONCLUSÃO

De acordo com os achados do presente estudo chegou-se a uma concordância entre os examinados em um padrão satisfatório para o pé direito e excelente para o pé esquerdo, sem os valores normativos com grande variação na faixa etária estudada.

## REFERÊNCIAS

1. McPoil TG, Vicenzino B, Cornwall MW, Collins N. Variations in foot posture and mobility between individuals with anterior knee pain and controls. *J Orthop Sports PhysTher.* 2007;37:A15.
2. Brushoj C, Langberg H, Larsen K, Nielson MB, Holmich P. Reliability and normative values of the foot line test: A technique to assess foot posture. *J Orthop Sports PhysTher.* 2007; 37(11):703-7.
3. Bilis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The Foot.* 2007; 17(2):65-72.

## **ANALYSIS PRONO / SUPINATION PODAL OF SCHOOL: INTER EXAMINER RELIABILITY STANDARDS AND VALUES FOR CHILDREN OF NORTHEAST BRAZIL**

Lopes JM<sup>1</sup>, Cirne GNM<sup>2</sup>, Lima Filho BF<sup>2</sup>, Sanchis JGB<sup>2</sup>, Guedes MO<sup>3</sup>, Andrade AS<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Post-Graduate Program Public Health UFRN

<sup>2</sup>Course Physiotherapy of the UFRN

<sup>3</sup>College of Science of Health Trairi (FACISA / UFRN)

<sup>4</sup>Post-Graduate Program in Decision Models and Health UFPB

Presenter E-mail: gabriele\_cirne@hotmail.com

### **INTRODUCTION**

The foot posture is highly related to the function of the overlying joints, especially knee and hip (McPoil et. al.<sup>1</sup>). The assessment of this segment can be accomplished in several ways, but the footlinetest shows a rapid and accurate way to estimate the pronation/supination of the forefoot (Brushoj et. al.<sup>2</sup>). However, no normative for postural variability of the feet of children in Brazilian literature values. Therefore, the aim of the research was to establish reference values of pronation/supination foot and reliability of this review.

### **METHODS**

A study of the reliability of the measurement method of foot posture as well as its normative values estimated by means of a cross-sectional design with children from 1st to 4th grade of elementary education of the city of Santa Cruz -RN was performed.

Was used to measure pronation/supination of the foot footlinetest. Positive values correspond to the negative pronation and supination of the foot. To establish these lines and dots was used paper and pen tube device<sup>2</sup>.

The footlinetest was performed on the right and left foot by two academics Physiotherapy in different and consecutive days under supervision and without sharing your measurements. The inter examiner reliability was built by the intraclass correlation coefficient (ICC), classified as poor agreement (ICC <0.4), satisfying (0.4 <ICC <.75) and excellent (ICC > 0.75) and normalization of foot posture, Bland-Altman were constructed to determine the variability of pronation and supination of the foot of the school. Adopt-a confidence interval of 95% (95% CI). Analyses were performed using SPSS ®, IBM, version 20.0.

### **RESULTS AND DISCUSSION**

44 students were analyzed aged 4-14 years, mean age  $8.62 \pm 2.52$ . The posture of the right foot ranged from -7.5 to 8.0 mm with a mean of  $0.63 \pm 3.85$  mm. Have the left foot was variability between -5.0 to 9.0 mm and an average of  $0.85 \pm 3.84$ .

The ICC between examined as to his right foot was 0.72 (95% CI: 0.45 to 0.83) and the left foot on the ICC was 0.81 (95% CI: 0.65 to 0.89). Normative limits were de-11, 44 to 5.02 mm (right foot), and -8.20 to 4.80 mm (left), representing the variability of pronation and supination of the feet of children.



Figure 1 - Application of footline test-Technical

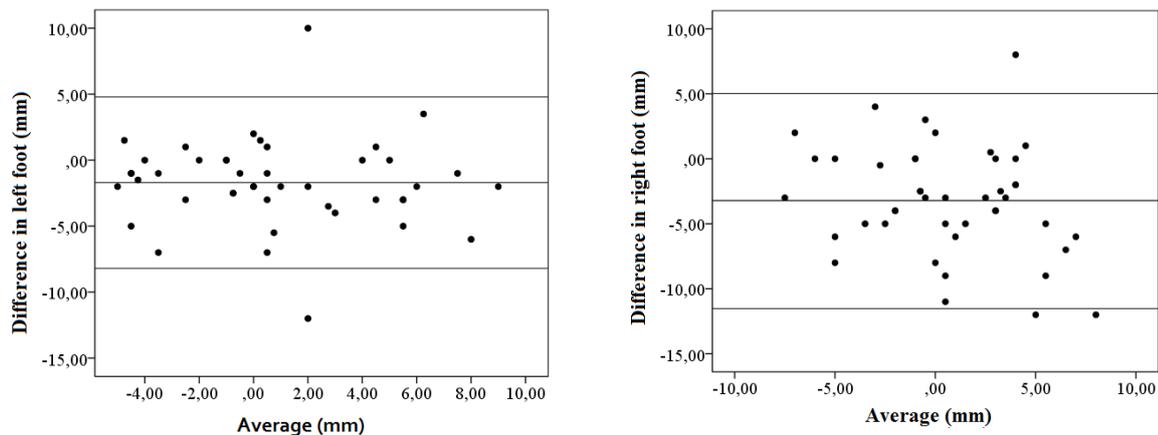


Figure 2 - Limits of variability of pronation / supination foot of children

## CONCLUSION

According to the findings of this study came to an agreement among examined in a reasonable and excellent for the right to the left foot without normative values with wide variation in the age range studied foot pattern.

## REFERENCES

1. McPoil TG, Vicenzino B, Cornwall MW, Collins N. Variations in foot posture and mobility between individuals with anterior knee pain and controls. *J Orthop Sports PhysTher.* 2007; 37:A15.
2. Brushoj C, Langberg H, Larsen K, Nielson MB, Holmich P. Reliability and normative values of the foot line test: A technique to assess foot posture. *J Orthop Sports PhysTher.* 2007; 37(11):703-7.
3. Bilis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The Foot.* 2007; 17(2):65-72.

# AUMENTO DA ESPESSURA DO TECIDO MUSCULAR CAUSA ATENUAÇÃO NA TRANSMISSIVIDADE DA ONDA ULTRASSÔNICA GERADA POR TRANSDUTOR TERAPÊUTICO

Brandino HE, Dibai Filho AV, Guirro RRJ

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil

E-mail do apresentador: hugobrandino@gmail.com

## INTRODUÇÃO

Dentre os recursos disponíveis para aceleração do processo de reparação tecidual, o ultrassom terapêutico (UST) está entre os mais utilizados pelos profissionais da fisioterapia no tratamento das afecções do sistema musculoesquelético<sup>1</sup>. A potência de saída no transdutor para a determinação da dose de forma segura e eficiente para a terapia torna-se muito importante, e ao longo dos anos estudos indicam que os transdutores de UST podem ter valores de potências de saída muito variados e bem abaixo do indicado no painel, contribuindo para a ausência de resultados clínicos satisfatórios<sup>2</sup>.

A literatura destaca que quando as ondas sonoras penetram no organismo geram compressões e descompressões, exercendo vários efeitos sobre as células e tecidos<sup>3</sup>. Assim que a onda atravessa um meio, há um decréscimo da sua intensidade devido ao espalhamento e absorção da onda propagante, fato confirmado em estudos que mostram a atenuação da energia ultrassônica ao ultrapassar diferentes agentes de acoplamento como água, gel, glicerina e outros<sup>4</sup>. No entanto, ainda são necessárias investigações que mensurem a transmissividade através de tecidos biológicos. Diante desse contexto, o objetivo do presente estudo foi verificar a transmissividade da onda ultrassônica através de tecido muscular de suínos com diferentes espessuras.

## MÉTODOS

Para verificar a influência do tecido biológico na transmissão da potência acústica, foi utilizada uma balança de pressão de radiação previamente calibrada (modelo UPM-DT-1 digital, OHMIC Instruments Co, Easton, MD, EUA), que fornece os valores da potência em *watt*, com intervalo entre 10 mW e 30 W, exatidão de  $\pm 3\%$  e frequência ultrassônica de operação na faixa de 1 a 10 MHz. O sistema foi montado em local isolado de correntes de ar e sobre uma superfície imóvel que possui um sistema de absorção de choque para evitar erros na leitura devido às vibrações externas.

Durante a medição, o transdutor permaneceu suspenso por uma garra acoplada a um suporte, com sua superfície metálica submersa em água desgaseificada, alinhado com o centro do alvo refletor da balança, sendo mantida distância de 1,0 cm entre o transdutor e o ápice do cone, ou entre o tecido e o ápice do cone. As amostras foram interpostas entre o transdutor e o cone da balança.

Após montagem de todo procedimento de medida, a balança foi zerada e aferida segundo indicações do fabricante. Após a aferição e posicionamento do transdutor, foram aferidas as intensidades de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 W/cm<sup>2</sup> do equipamento, para o modo contínuo, nas frequências de 1 e 3 Mhz. Para aumentar a exatidão da leitura, cada potência de saída foi testada 3 vezes sem retirar o transdutor da montagem. Todas as medições foram realizadas com temperatura ambiente de 23° C  $\pm$  2° C.

Os tecidos musculares foram adquiridos de criadores licenciados, seccionados transversalmente às fibras musculares utilizando uma lâmina de corte, seguindo normas de

utilização de animais. Posteriormente, a espessura foi medida utilizando um micrômetro digital com precisão de 0,001mm (Digimess, São Paulo, SP - Brasil).

Na análise estatística, foi utilizada metodologia descritiva com apresentação dos dados através de média, desvio padrão e porcentagem. O processamento dos dados foi realizado por meio do *software* BioEstat, versão 5.3 (Belém, PA, Brasil).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 exhibe a transmissividade da onda ultrassônica em diferentes potências através de diferentes espessuras de tecido.

**Tabela 1** - Descrição da transmissividade da onda ultrassônica através de diferentes espessuras de tecido muscular de suínos

Potência	Controle		1,32 mm		5,63 mm		11,52 mm	
	1Mhz	3 Mhz	1Mhz	3 Mhz	1Mhz	3 Mhz	1Mhz	3 Mhz
<b>4,0 Watts</b>	3,98	0,51	3,78	0,41	3,94	0,43	3,54	0,37
	(0,00)	(0,00)	(0,06)	(0,01)	(0,04)	(0,01)	(0,02)	(0,01)
Transmissividade	100%	100%	94,97%	80,39%	98,99%	84,31%	88,94%	72,54%
<b>8,0 Watts</b>	8,6	1,01	7,96	0,85	7,98	0,88	7,36	0,67
	(0,00)	(0,00)	(0,14)	(0,05)	(0,12)	(0,02)	(0,09)	(0,01)
Transmissividade	100%	100%	92,55%	84,15%	92,79%	87,12%	85,58%	66,33%
<b>10,0 Watts</b>	10,67	1,5	9,55	1,18	9,48	1,27	8,86	0,99
	(0,00)	(0,00)	(0,17)	(0,02)	(0,40)	(0,01)	(0,08)	(0,01)
Transmissividade	100%	100%	89,50%	78,66%	88,84%	84,66%	83,03%	66%
<b>12,0 Watts</b>	12,51	2,05	11,03	1,64	11,03	1,75	10,28	
	(0,00)	(0,00)	(0,04)	(0,02)	(0,19)	(0,01)	(0,05)	1,3 (0,00)
Transmissividade	100%	100%	88,16%	80%	88,16%	85,36%	82,17%	63,41%

Nota: Valores apresentados em média (desvio-padrão) e porcentagem.

Os resultados do presente estudo indicam uma atenuação da transmissividade da onda ultrassônica através de tecidos biológicos. Vários mecanismos de geração de radiação acústica são considerados para explicar esse acontecimento. Estes mecanismos incluem a mudança na densidade de energia da onda de propagação devido à absorção e espalhamento, a variação espacial de densidade de energia, reflexão de paredes ou outras interfaces, e as variações espaciais na velocidade de propagação da onda<sup>5</sup>. Outros estudos também observaram esse efeito em diferentes meios de acoplamento<sup>4,6</sup>.

## CONCLUSÃO

O aumento da espessura do tecido muscular causa uma diminuição na transmissividade da onda ultrassônica gerada por transdutor terapêutico.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Guirro RRJ, Santos SCB. A realidade da potência acústica emitida pelos equipamentos de ultrassom terapêutico: uma revisão. Rev Fisioterapia Univ São Paulo. 1997; 4(2):76-82.
- 2 - Ferrari CB, Andrade MA, Adamowski JC, Guirro RRJ. Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. Ultrasonics. 2010; 50(7):704-9
- 3 - Leighton TG. What is ultrasound? Prog Biophys Mol Biol. 2007; 93(1-3):3-83.

- 4 - Poltawaski L, Watson T. Relative transmissivity of ultrasound coupling agents commonly used by therapists in the UK. *Ultrasound Med Biol.* 2007; 33(1):120-8.
- 5 - Sarvazyan A. Diversity of biomedical applications of acoustic radiation force. *Ultrasonics.* 2010; 50(2):230-4.
- 6 - Casarotto RA, Adamowiski JC, Fallopa F, Bacanelli F. Coupling agents in therapeutic ultrasound: acoustic and thermal behavior. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(1):162-5.

### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP, processo nº 2013/03999-9) pela concessão de bolsa de mestrado.

# INCREASE THE THICKNESS OF MUSCLE TISSUE CAUSED ATTENUATION ULTRASONIC TRANSMISSIVITY WAVE GENERATED BY THERAPEUTIC TRANSDUCER

Brandino HE, Dibai Filho AV, Guirro RRJ

Department of Biomechanics, Medicine and Rehabilitation of the Locomotor System, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brazil

Presenter's E-mail: hugobrandino@gmail.com

## INTRODUCTION

Among the resources available for acceleration of tissue repair, therapeutic ultrasound (TUS) is among the most used by professionals in physical therapy to treat disorders of the musculoskeletal system<sup>1</sup>. The power output of the transducer for determining the dose to safe and efficient therapy becomes very important, and studies over the years indicate that the therapeutic ultrasound transducer can have values of output powers are varied and well below the indicated on the panel, thus contributing to the lack of satisfactory clinical results<sup>2</sup>.

The literature highlights that when sound waves enter the body generate compressions and decompressions, exerting multiple effects on cells and tissue<sup>3</sup>. As soon as the wave travels through a medium, there is a decrease in intensity due to scattering and absorption of the propagating wave, confirmed in studies showing attenuation of ultrasonic energy to overcome different coupling agents such as water, gel, glycerin and other apparel<sup>4</sup>. However, investigations are still needed that measure the transmissivity through biological tissues. In this context, the aim of this study was to verify the transmissivity of the ultrasonic wave through the muscle tissue of pigs with different thicknesses.

## METHODS

To check the influence of biological tissue in the transmission of sound power, a pressure compensator previously calibrated radiation (Model UPM - DT - 1 Digital OHMIC Instruments Co., Easton , MD , USA) , which provides power values was used in watt, with an interval between 10 mW and 30 W , accuracy of  $\pm 3\%$  and ultrasonic operating frequency in the range 1-10 MHz

The system was mounted away from drafts and on a still surface that has a system of shock absorption to avoid reading errors due to external vibrations.

During measurement, the transducer remained suspended by a clamp attached to a support , with its metallic surface submerged in degassed water, aligned with the center of the target reflector balance , distance of 1.0 cm was maintained between the transducer and the apex of the cone or between the muscle and the apex of the cone. The samples were interposed between the transducer and the balance cone.

After assembling the entire measurement procedure, the balance was zeroed and calibrated according to information of the manufacturer. After measuring and positioning the transducer were measured intensities of 0.5, 1.0, 1.5 and 2.0 W/cm<sup>2</sup> of equipment for continuous mode at frequencies of 1 and 3 Mhz To increase the accuracy of reading, each power output was tested three times without removing the transducer assembly. All measurements were performed with an ambient temperature of  $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ .

Muscle tissues were purchased from licensed breeders, sectioned transversely to the muscle fibers using a cutting blade, following standards of animal use. Subsequently, the thickness was measured using a digital micrometer with a precision of 0.001 mm (Digimess, São Paulo, SP, Brazil)

In the statistical analysis, descriptive methodology was used to present the data as mean, standard deviation and percentage. Data processing was performed using the BioEstat, software version 5.3 (Belém, PA, Brazil).

## RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 shows the transmittance of the ultrasonic wave at different power through different thicknesses of tissue.

**Table 1** - Description of the transmissivity of the ultrasonic wave through different thicknesses of muscle tissue of pigs

Power	Control		1,32 mm		5,63 mm		11,52 mm	
	1Mhz	3 Mhz	1Mhz	3 Mhz	1Mhz	3 Mhz	1Mhz	3 Mhz
<b>4,0 Watts</b>	3,98 (0,00)	0,51 (0,00)	3,78 (0,06)	0,41 (0,01)	3,94 (0,04)	0,43 (0,01)	3,54 (0,02)	0,37 (0,01)
Transmissivity	100%	100%	94,97%	80,39%	98,99%	84,31%	88,94%	72,54%
<b>8,0 Watts</b>	8,6 (0,00)	1,01 (0,00)	7,96 (0,14)	0,85 (0,05)	7,98 (0,12)	0,88 (0,02)	7,36 (0,09)	0,67 (0,01)
Transmissivity	100%	100%	92,55%	84,15%	92,79%	87,12%	85,58%	66,33%
<b>10,0 Watts</b>	10,67 (0,00)	1,5 (0,00)	9,55 (0,17)	1,18 (0,02)	9,48 (0,40)	1,27 (0,01)	8,86 (0,08)	0,99 (0,01)
Transmissivity	100%	100%	89,50%	78,66%	88,84%	84,66%	83,03%	66%
<b>12,0 Watts</b>	12,51 (0,00)	2,05 (0,00)	11,03 (0,04)	1,64 (0,02)	11,03 (0,19)	1,75 (0,01)	10,28 (0,05)	1,3 (0,00)
Transmissivity	100%	100%	88,16%	80%	88,16%	85,36%	82,17%	63,41%

Note: Values expressed as mean (standard deviation) and percentage.

The results of this study indicate an attenuation of the ultrasonic wave transmissivity through biological tissues. Several mechanisms for the generation of acoustic radiation are considered to explain this event. These mechanisms include the change in the density energy of the propagation wave due to absorption and scattering, spatial variation of energy density, reflection from walls or other interfaces, and spatial variations in in propagation velocity of the wave<sup>5</sup>. Other studies have also observed this effect in different media acoplamento<sup>4,6</sup>.

## CONCLUSION

The increased thickness of the muscular tissue causes a decrease in transmissivity of ultrasonic wave generated by therapeutic transducer.

## REFERENCES

- 1 - Guirro RRJ, Santos SCB. A realidade da potência acústica emitida pelos equipamentos de ultrassom terapêutico: uma revisão. Rev Fisioterapia Univ São Paulo. 1997; 4(2):76-82.
- 2 - Ferrari CB, Andrade MA, Adamowski JC, Guirro RRJ. Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. Ultrasonics. 2010; 50(7):704-9
- 3 - Leighton TG. What is ultrasound? Prog Biophys Mol Biol. 2007; 93(1-3):3-83.
- 4 - Poltawaski L, Watson T. Relative transmissivity of ultrasound coupling agents commonly used by therapists in the UK. Ultrasound Med Biol. 2007; 33(1):120-8.

5 - Sarvazyan A. Diversity of biomedical applications of acoustic radiation force. Ultrasonics. 2010; 50(2):230-4.

6 - Casarotto RA, Adamowiski JC, Fallopa F, Bacanelli F. Coupling agents in therapeutic ultrasound: acoustic and thermal behavior. Arch Phys Med Rehabil. 2004; 85(1):162-5.

#### **ACKNOWLEDGEMENTS**

The authors would like to thank Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP, process number 2013/03999-9) for funding the master's fellowship.

## AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS SUBMETIDOS A UM PROGRAMA DE CINESIOTERAPIA

Barbosa RC<sup>3</sup>, Avelar IS<sup>1</sup>, Soares V<sup>1</sup>, Fernandes EJ<sup>3</sup>, Bizinotto T<sup>1</sup>, Andrade SRS<sup>1</sup>, Silva MS<sup>1,2</sup>,  
Vieira MF<sup>1-3</sup>

<sup>1</sup>Programa *Stricto Sensu* Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Goiás – UFG

<sup>2</sup>Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Goiás - UFG

<sup>3</sup>Programa *Stricto Sensu* Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Federal de Goiás – UFG

E-mail do apresentador: isavelar@ig.com.br; Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

O envelhecimento está associado a uma diminuição da capacidade de manter a postura corporal e ao declínio das funções do sistema sensorial e motor<sup>1</sup>. Alguns estudos sugerem que a atividade física seja uma maneira eficaz de melhorar a capacidade de realizar atividades diárias, a mobilidade e a locomoção em idosos<sup>2</sup>. Também acredita-se que o sedentarismo possa ser uma das causas de diminuição funcional do controle postural<sup>3</sup>.

Desta forma, o objetivo deste estudo foi comparar o controle postural de sujeitos idosos que realizavam cinesioterapia com sujeitos que não realizavam, com o intuito de verificar o efeito da cinesioterapia no controle postural dos idosos, a fim de fornecer subsídios para melhores e mais adequadas intervenções para a melhora do controle postural nesses indivíduos.

### MÉTODOS

Foram selecionados 18 sujeitos, sendo 9 idosos que realizavam cinesioterapia três vezes por semana (40 minutos por sessão) há dois anos (G1) e 9 idosos sedentários (G2). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento. Os critérios de inclusão foram: idosos entre 60 e 85 anos, saudáveis, que realizavam ou não cinesioterapia. Foram excluídos da pesquisa: sujeitos com algum comprometimento motor ou que fazia uso de dispositivo de auxílio à postura ereta ou marcha ou que possuíam alguma doença incapacitante. Em cada grupo foram avaliados 2 homens e 7 mulheres (G1: 69,67±4,18 anos, de 1,51±8,14 m, 67,89±15,18 kg; G2: 69,00±4,09 anos, 1,54±9,04 m, 67,57±18,26 kg).

Os procedimentos do programa de cinesioterapia incluíam o autoalongamento do tronco, membros superiores (MMSS) e membros inferiores (MMII), assim como exercícios ativos de MMSS com bastão e exercícios de agachamento utilizando o bastão como suporte, com diferentes níveis de dificuldade e repetições.

Cada indivíduo foi posicionado sobre a plataforma de força AMTI de seis canais com afastamento autosselecionado dos pés. Foram realizadas três coletas de 60 segundos para cada indivíduo com olhos abertos (AO) e com olhos fechados (OF). Durante as coletas não foi oferecido apoio físico ao indivíduo, que foi instruído a ficar o mais quieto possível. Para oferecer maior segurança ao avaliado um pesquisador se posicionou ao lado de cada sujeito no momento da coleta, nas duas condições visuais. Os dados relativos às forças e momentos foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 100 Hz e filtrados por um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa-baixa, de fase zero e frequência de corte de 12 Hz. A análise foi realizada com base na trajetória do centro de pressão (CP), calculada a partir dos dados obtidos pela plataforma na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML). As variáveis analisadas foram: Raiz quadrada média (RMS), a área da elipse (AREA), a velocidade média (VEL) e o deslocamento da oscilação total (DTOT).

Para verificar a distribuição da amostra foi realizado o Teste *Shapiro-Wilk*. Para realizar a comparação entre as variáveis intra grupo foi realizado o teste *t-Student* pareado e a comparação entre os grupos foi utilizado o teste *t-Student* para amostras independentes. O nível de significância adotado foi  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na comparação entre OA e OF intragrupo, os resultados indicaram diferenças significativas em ambos os grupos (Tabela 1 –  $p^*$  e  $p+$ ). Isso é relatado na literatura, pois, com a diminuição das informações sensoriais, as trajetórias do CP tendem a aumentar, indicando que o controle da postura é realizado de forma menos automática e menos eficaz<sup>4</sup>. A Tabela 1 também apresenta a comparação entre os grupos ( $p(OA)$  e  $p(OF)$ ). Os indivíduos sedentários apresentaram maior valor de área, porém não foi observada diferença significativa.

**Tabela 1** – Parâmetros do CP de acordo com as condições sensoriais (OA e OF) para os dois grupos

	OA (G1)	OF (G1)	$p^*$	OA (G2)	OF (G2)	$p+$	$p(OA)$	$p(OF)$
RMS_AP (cm)	0,36 ± 0,10	0,42 ± 0,12	0,002•	0,39 ± 0,08	0,49 ± 0,10	0,007•	0,495	0,149
RMS_ML(cm)	0,25 ± 0,08	0,26 ± 0,08	0,245	0,23 ± 0,08	0,26 ± 0,08	0,057	0,715	0,994
AREA(cm <sup>2</sup> )	1,65 ± 0,82	2,00 ± 0,87	0,008•	1,75 ± 0,83	2,37 ± 1,17	0,010•	0,792	0,457
VEL_AP(m/s)	0,79 ± 0,21	1,09 ± 0,33	0,002•	0,71 ± 0,24	1,13 ± 0,46	0,001•	0,476	0,826
VEL_ML(m/s)	0,42 ± 0,64	0,49 ± 0,09	0,008•	0,44 ± 0,17	0,51 ± 0,18	0,003•	0,669	0,842
DTOT(cm <sup>2</sup> )	58,53 ± 11,60	77,64 ± 19,01	0,001•	55,42 ± 18,81	80,38 ± 30,42	0,001•	0,679	0,821

Nota: Valores expressos em média ± desvio padrão

Legenda:  $p^*$  = Nível de significância na comparação entre OA e OF intra grupo para (G1) e  $p+$  = Nível de significância na comparação entre OA e OF intra grupo para (G2).  $p(OA)$  e  $p(OF)$  nível de significância na comparação entre os grupos, comparando OA e OF respectivamente. • =  $p < 0,05$ .

Perrin e colaboradores<sup>5</sup> compararam sujeitos idosos sedentários com mais três grupos de idosos que praticavam ou praticaram atividades físicas e seus resultados indicaram diferença significativa na área do CP, que foi maior no grupo sedentário. O presente estudo apresentou maior valor da área do CP para os sujeitos sedentários, porém, não houve diferença significativa entre os grupos.

## CONCLUSÃO

Neste estudo não houve diferença significativa entre os grupos, indicando que a intervenção cinesioterapêutica pode não influenciar no controle postural de indivíduos idosos. No entanto, verificou-se que, em ambos os grupos, houve diferença entre as condições de olhos abertos e fechados. Portanto, são necessários mais estudos com sujeitos que realizam programas de cinesioterapia diferentes, a fim de fornecer informações sobre a influência da cinesioterapia no controle postural.

## **REFERÊNCIAS**

1. Abrahamová D, Hlavacka F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiol Res.* 2008; 57:957-64.
2. Souza RM, Rodacki ALF. Análise da marcha no plano inclinado e declinado de adultas e idosas com diferentes volumes de atividades semanais. *Rev bras Med Esporte* 2012; 18(4):256-60.
3. Almeida ST. Análise da estabilidade postural de idosos sedentários, praticantes de exercício físico regular e atletas. *RBCEH* 2007; 4(1):39-47.
4. Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res.* 2007; 181:1-11.
5. Perrin PP, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *Br J Sports Med.* 1999; 33:121-6.

## AVALIATION OF POSTURAL CONTROL OF ELDERLY UNDERGOING A KINESIOTHERAPY PROGRAM

Barbosa RC<sup>3</sup>, Avelar IS<sup>1</sup>, Soares V<sup>1</sup>, Fernandes EJ<sup>3</sup>, Bizinotto T<sup>1</sup>, Andrade SRS<sup>1</sup>, Silva MS<sup>1,2</sup>,  
Vieira MF<sup>1-3</sup>

<sup>1</sup> *Stricto Sensu* Program Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Goiás – UFG

<sup>2</sup> Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Goiás - UFG

<sup>3</sup> *Stricto Sensu* Program Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Federal de Goiás – UFG

Presenter's e-mail: [isavelar@ig.com.br](mailto:isavelar@ig.com.br); Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Aging is associated with a decreased ability of maintaining body posture and a decline of sensory and motor systems functions<sup>1</sup>. Some studies suggest that physical activity is an effective way to improve the ability to perform daily activities, mobility and locomotion in elderly<sup>2</sup>. It is also believed that the sedentary lifestyle may be a cause for the functional decrease in postural control<sup>3</sup>.

The aim of this study is to compare the postural control of elderly that undergo kinesiotherapy with subjects that do not undergo this therapy, in order to verify the effect of kinesiotherapy on the postural control of elderly and provide subsidies for better and more appropriate interventions that can improve postural control in these individuals.

### METHODS

We selected 18 subjects: 9 elderly patients undergoing kinesiotherapy three times a week (40 minutes each section) for at least two years (G1) and 9 sedentary elderly (G2). All participants signed a consent form. Inclusion criteria were: age between 60 and 85 years, healthy, undergo kinesiotherapy or being sedentary. We excluded from the study subjects with some motor impairment, the ones that use some assistance device to keep the upright posture or walk and the ones with any disabling disease. In each group we evaluated 2 men and 7 women (G1: 69,67±4,18 years, de 1,51±8,14 m, 67,89±15,18 kg; G2: 69,00±4,09 years, 1,54±9,04 m, 67,57±18,26 kg).

The procedures of the kinesiotherapy program included self-stretching of the trunk, upper limbs (UL) and lower limbs (LL), as well as active upper limb exercises using a rigid stick and squat exercises using the stick as support, with different difficulty levels and repetitions.

Each participant was placed over a six channels AMTI force platform with a self-select distance between feet. It was performed 3 trials of 60 s each one with open eyes (OE) and 3 trials of 60 s each one with eyes closed (EC). During the trials it was not offered any physical support to the subject, who was instructed to stay as quiet as possible. In order to provide more security to the subjects, one researcher was positioned beside them during trials in both visual conditions. Data related to the ground reaction forces and moments were acquired at a sampling rate of 100 Hz and filtered by a 4th order, low-pass, zero phase lag, *Butterworth* filter, with cutoff frequency set as 12 Hz. Analysis were done considering the center of pressure (COP) trajectory calculated from data acquired through the force platform in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions. The analyzed variables were: root mean square (RMS), ellipse area (AREA), mean velocity (VEL) and total sway path (PTOT).

To verify the sample distribution we use the *Shapiro-Wilk* test. To compare intragroup variables, *t-Student* test for paired samples was used and to compare both groups it was used the *t-Student* test for independent samples. The significance level was  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

Comparing OE and EC intra-group, significant differences were found in both groups (Table 1 –  $p^*$  e  $p+$ ). This is reported in literature, once with the decrease of sensory information, COP trajectories tend to increase, indicating that the posture control is done in a less automatic and less effective way<sup>4</sup>. Table 1 also shows the comparison between groups ( $p(OE)$  and  $p(EC)$ ). Sedentary subjects had a greater area value, but no significant difference was observed.

**Table 1** – COP parameters according to the sensory conditions (OE e EC) for both groups

	OA (G1)	OF (G1)	$p^*$	OA (G2)	OF (G2)	$p+$	$p(OA)$	$p(OF)$
RMS_AP (cm)	0.36 ± 0.10	0.42 ± 0,12	0.002•	0.39 ± 0.08	0.49 ± 0.10	0.007•	0.495	0.149
RMS_ML(cm)	0.25 ± 0.08	0.26 ± 0,08	0.245	0.23 ± 0.08	0.26 ± 0.08	0.057	0.715	0.994
AREA(cm <sup>2</sup> )	1.65 ± 0.82	2.00 ± 0,87	0.008•	1.75 ± 0.83	2.37 ± 1.17	0.010•	0.792	0.457
VEL_AP(m/s)	0.79 ± 0.21	1.09 ± 0,33	0.002•	0.71 ± 0.24	1.13 ± 0.46	0.001•	0.476	0.826
VEL_ML(m/s)	0.42 ± 0.64	0.49 ± 0,09	0.008•	0.44 ± 0.17	0.51 ± 0.18	0.003•	0.669	0.842
PTOT(cm <sup>2</sup> )	58.53 ± 11.60	77.64 ± 19,01	0.001•	55.42 ± 18.81	80.38 ± 30.42	0.001•	0.679	0.821

Note: Values expressed as mean ± standart deviation

Legend:  $p^*$  = Significance level comparing OE and EC intra-group (G1) and  $p+$  = Significance level comparing OE and EC intragroup (G2).  $p(OA)$  e  $p(OF)$  significance level in the comparison between groups , comparing OE e EC respectively. • =  $p < 0,05$ .

Perrin and colleagues<sup>5</sup> compared elderly subjects that used to practice, sedentary subjects and subjects that are practicing physical activity. Their results showed significant difference in COP area, which was greater on the sedentary group. In our study, COP area for sedentary subjects was higher than the COP area of subjects undergoing kinesiotherapy, but no significant difference was found between them.

## CONCLUSION

In this study, there was no significant difference between groups, indicating that the kinesiotherapy program performed by these subjects may not influence in postural control of elderly. However, there was, in both groups, significant difference between the eyes open and eyes closed conditions. Therefore, it is necessary more studies with different kinesiotherapy programs in order to provide a better way to understand the influence of kinesiotherapy in postural control.

## REFERENCES

1. Abrahamová D, Hlavacka F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiol Res*. 2008; 57:957-64.
2. Souza RM, Rodacki ALF. Análise da marcha no plano inclinado e declinado de adultas e idosas com diferentes volumes de atividades semanais. *Rev bras Med Esporte* 2012; 18(4):256-60.
3. Almeida ST. Análise da estabilidade postural de idosos sedentários, praticantes de exercício físico regular e atletas. *RBCEH* 2007; 4(1):39-47.
4. Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res*. 2007; 181:1-11.
5. Perrin PP, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *Br J Sports Med*. 1999; 33:121-6.

## COMPARAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO EXERCÍCIO SUPINO RETO EM PLATAFORMAS ESTÁVEL E INSTÁVEL

Vianna JM<sup>1</sup>, Mancini M<sup>1</sup>, Aranda LC<sup>1</sup>, Sousa ED<sup>1</sup>, Amaral JF<sup>2</sup>, Alvim F<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Desporto da Universidade Federal de Juiz de Fora – UFJF

<sup>2</sup>Programa de Pós-graduação em Saúde da Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF

<sup>3</sup>Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ

E-mail do apresentador: jeferson.vianna@ufjf.edu.br Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas o treinamento funcional demonstrou melhoria no estado de saúde da população em geral, sendo um método de treinamento resistido (TR) com o incremento de plataformas instáveis (PI), como a bola Suíça, *t-bow*, *bosu*, *jump*, *trx*, elásticos, *disk balance*, entre outros<sup>1</sup>.

Os exercícios realizados em PI parecem provocar aumento na atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos sinergistas, antagonistas e estabilizadores do tronco quando comparados a exercícios realizados em plataformas estáveis (PE)<sup>1</sup>. Tal fato se deve à diferença nos estímulos de aferência para o sistema nervoso central. Um estudo com duração de oito semanas de treinamento, confirmou essa suposição para os músculos tríceps braquial e peitoral maior (PM)<sup>2</sup>. Em contrapartida, outro experimento demonstrou uma maior atividade EMG do tríceps e peitoral maior na PE quando comparada à PI no exercício supino reto (SR)<sup>3</sup>. No entanto, outras investigações revelaram não ter diferenças significativas na atividade EMG em PE e PI (Bola Suíça) nas musculaturas de deltóide anterior, peitoral maior e reto abdominal<sup>4</sup>.

Diante de tais contradições, o objetivo deste estudo foi comparar a atividade EMG do peitoral maior e do deltoide anterior (DA) no exercício SR no banco e na bola suíça.

### MÉTODOS

#### *Amostra*

Constituída de sete voluntários do sexo masculino. Foram considerados como critérios de exclusão: a) qualquer espécie de lesões ostemioarticulares que comprometessem a realização total ou parcial dos exercícios propostos; b) indivíduos não familiarizados com o exercício SR; c) voluntários com experiência inferior a 12 meses no treinamento com pesos.

#### *Procedimentos do Estudo*

O processo de coleta sucedeu-se por três dias com intervalo entre 48 à 72h. No primeiro dia, os voluntários assinaram o TCLE, passaram pela avaliação corporal e teste de predição de 15 repetições máximas (RM). No segundo e terceiro dia, os sujeitos foram submetidos aos processos de a) tricotomia e abrasão da pele, b) fixação dos eletrodos, no PM e DA, respeitando o local para posicionamento padronizado pelo *European Recommendations for Surface Electromyography* (SENIAN)<sup>5</sup> c) utilização do multímetro MD-5011 Icel® para a análise do sinal elétrico e d) marcação do local de fixação dos eletrodos com caneta demográfica para realizarem o exercício SR em PI (Bola Suíça Pretorian Professional Performance - 65cm ou 75cm) ou PE (banco horizontal da marca *Righetto Fitness Equipment*®) de acordo com a randomização do estudo. Para obtenção da atividade EMG, foi utilizado o eletromiógrafo de superfície com oito canais (EMG System do Brasil®), composto por um conversor A/D (conversor analógico-digital) de 12 bits, com filtro passa-faixa de 20-500 Hz e capacidade de amplificação total de 2000 vezes. Os sujeitos realizavam

as 15RM no ritmo do metrônomo EMT-888 Tuner® sendo 1 segundo fase concêntrica e 2 segundos fase excêntrica.

*Análise Estatística*

Os dados foram submetidos à análise descritiva por meio de médias e desvio-padrão. Para verificar a normalidade da distribuição de todas as variáveis analisadas, utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk. Analisou-se a potência do sinal eletromiográfico dos músculos DA e PM por meio da variável *root mean square* (RMS). O cálculo da variável RMS médio foi realizado por meio de um algoritmo desenvolvido em linguagem Matlab®. As possíveis diferenças relacionadas à potência do sinal EMG nas diferentes plataformas foram verificadas por meio do teste t pareado. Para a análise dos dados, foi utilizado o software SPSS Statistics (versão 17.0). O nível de significância foi estabelecido em  $p < 0,05$ .

**RESULTADOS E DISCUSSÃO**

As características da amostra estão representadas na tabela 1.

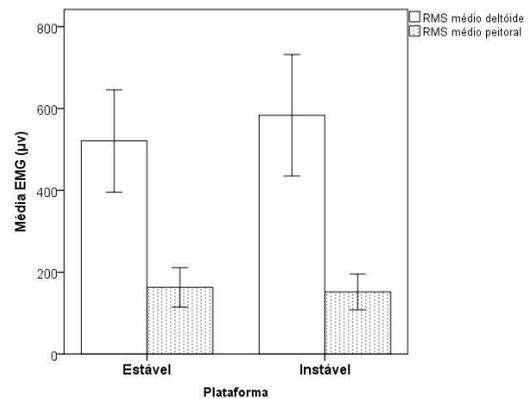
Foi verificado que a distribuição dos valores do RMS médio das variáveis DA e PM para as PE e PI seguem a distribuição normal.

Não foram encontradas diferenças significativas ( $p=0,144$ ) entre os valores do RMS médio do DA na PE e do RMS médio do DA na PI, bem como também não foram encontradas diferenças significativas ( $p=0,124$ ) entre o RMS médio do PM na PE e o RMS médio do PM na PI, conforme Gráfico 1.

**Tabela 1** – Características da amostra (n = 7)

Características	Média ± desvio padrão
Idade (anos)	24,66 ± 2,69
Massa corporal (kg)	75,77 ± 13,38
Estatura (m)	1,75 ± 0,09
IMC	24,39 ± 2,87

IMC = índice massa corporal



**Gráfico 1** – Valores do RMS médio e IC95% dos músculos deltóide anterior e peitoral maior nas PE e PI

A deformidade na base da bola suíça provocada pela massa corporal combinada com a carga executada criando uma base mais estável<sup>6</sup>, e, o posicionamento da musculatura dorsal similar em ambas as plataformas<sup>4</sup>, justificam os resultados encontrados, pelo menos em relação aos músculos estudados.

**CONCLUSÃO**

No presente estudo não foram encontradas diferenças significativas na ativação muscular dos músculos deltóide e peitoral maior no exercício supino reto realizado em plataforma instável e estável.

## REFERÊNCIAS

1. Chulvi-Medrano I, Garcia-Masso X, Colado JC, Pablos C, Moraes JÁ, Fuster MA. Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(10):2723-30.
2. Sparkes R, Behm DG. Training adaptations associated with an 8-week instability resistance training program with recreationally active individuals. *J Strength Cond Res* 2010; 24(7):1931-41.
3. Saeterbakken AH, Fimland MS. Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2012; 27(4):1101-7.
4. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui AV, Nguyen D. Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench *vs* a swiss ball. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(4):1028-33.
5. European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM) [homepage na internet]. Recommendations for sensor locations on individual muscles. [acesso em 07 jan 2014]. Disponível em: [www.seniam.org](http://www.seniam.org).
6. Anderson KG, Behm DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res.* 2004; 18: 637–640.

## ELECTROMYOGRAPHIC COMPARISON OF BENCH PRESS IN STABLE AND UNSTABLE PLATFORMS

Vianna JM<sup>1</sup>, Mancini M<sup>1</sup>, Aranda LC<sup>1</sup>, Sousa ED<sup>1</sup>, Amaral JF<sup>2</sup>, Alvim F<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Sports, Federal University of Juiz de Fora - UFJF

<sup>2</sup>Graduate Program on Health, Federal University of Juiz de Fora - UFJF

<sup>3</sup>Biomedical Engineering Program (PEB) of the Federal University of Rio de Janeiro – UFRJ

Presenter's E-mail: jeferson.vianna@ufjf.edu.br Site: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

In recent decades, the functional training (FT) has demonstrated improvements in the health status of the general population as well as of athletes, being a method of Resistance Training (RT) with the increment of unstable platforms (UP), such as the fit ball, T-Bow, bosu, jump, TRX, elastics, and the balance disk, among others<sup>1</sup>.

The exercises performed in the UP seem to cause an increase in the electromyographic (EMG) activity of the synergist muscles, antagonists and stabilizers of the trunk, when compared to exercises performed on stable platforms (SP)<sup>1</sup>. This is due to the difference in afferent stimuli to the central nervous system. An 8-week training study has confirmed this assumption for triceps brachii and pectoralis major muscles (PM)<sup>2</sup>. In contrast, another experiment showed greater EMG activity of the triceps and pectoralis major on the SP compared to the UP in the bench press (SR)<sup>3</sup>. However, other investigations have revealed no significant differences in the EMG activity on the SP and UP (fit Ball) in the musculature of the anterior deltoid, pectoralis major and rectus abdominis<sup>4</sup>.

Due to those contradictions, the aim of this study was to compare the EMG activity of the pectoralis major (PM) and of the anterior deltoids (AD) during two types of exercise: bench press and fit ball.

### METHODOLOGY

#### *Sample*

It consisted of seven male volunteers. The exclusion criteria were: a) any type of osteomyoarticular injuries which compromised the partial or complete performance of the exercise proposed; b) subjects not familiar with BP; c) volunteers with less than 12 months' experience in weight training.

#### *Study Procedures*

The collection process was carried out for three days with an interval between the 48th and the 72nd hour. On the first day, the volunteers signed the informed consent form, were submitted to a body assessment and a test to estimate the load of 15 maximum repetitions (MR). On the second and third days, the subjects underwent the processes of a) shaving and skin abrasion, b) attaching the electrodes to the PM and AD, according to the standard position places set by the *European Recommendations for Surface Electromyography* (SENIAM)<sup>5</sup> c) use of the MD-5011 Icel® multimeter for analyzing the electrical signal and d) marking the site of the attachment of the electrodes with a demographic stylus pen to conduct the BP in the UP (Pretorian Professional Performance Swiss Ball - 65cm or 75cm) or SP (*Righetto Fitness Equipment*® horizontal bench) according to the randomization of the study. In order to obtain the EMG activity, the EMG surface

with eight channels (EMG System of Brazil ®), consisting of an A/D (analog to digital converter) of 12 bits, with bandpass filter of 20-500 Hz was used and total capacity 2000 times amplification was used. The subjects performed the 15 MR at the EMT-888 Tuner/Metronome®'s pace, being one second for the concentric phase and 2 seconds for the eccentric phase.

### Statistical Analysis

The data were submitted to descriptive analysis through the use of means and standard deviations. In order to verify the normality of the distribution of all variables, the Shapiro-Wilk test was used. The power of the electromyographic signal of the AD and PM muscles through the *root mean square* (RMS) variable was analyzed. The calculation of the mean RMS variable was performed using an algorithm developed in the Matlab® language. The possible differences related to the power of the EMG signal in the different platforms were assessed using the paired t test. For the data analysis, the SPSS software Statistics (Version 17.0) was used. The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

Sample characteristics are shown in Table 1.

It was found that the distribution of the mean RMS values of the PM and DA variables for SP and UP follow the normal distribution.

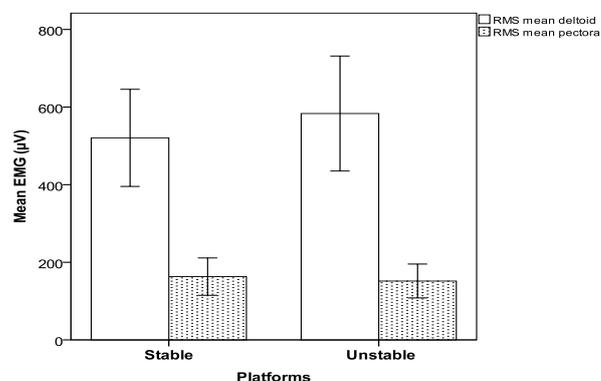
No significant differences ( $p = 0.144$ ) were found between the values of the mean RMS of the AD in SP and the mean RMS of the AD on the UP, as well as no significant differences were found ( $p = 0.124$ ) between the mean RMS PM on the SP and the mean RMS of the PM on the UP, according to Grafic 1.

**Table 1** - Characteristics of the sample (n = 7)

Characteristics	Mean ± standard deviation
Age (years)	24.66 ± 2.69
Body mass (kg)	75.77 ± 13.3
Height (m)	1.75 ± 0.09
BMI	24.39 ± 2.87

BMI = body mass index.

**Grafic 1** - Values of the mean RMS of the anterior deltoid and pectoralis major muscles on the SP and UP



The deformity on the base of the fit ball caused by the body mass combined with the load carried, creating a more stable base<sup>6</sup> and the positioning of the dorsal musculature similar on both platforms<sup>4</sup> justify the results, at least in relation to the muscles studied.

## **CONCLUSION**

In this study, no significant differences were found in terms of muscle activation of the anterior deltoid and pectoralis major when exercising on the bench press both on unstable and stable platforms.

## **REFERENCES**

1. Chulvi-Medrano I, Garcia-Masso X, Colado JC, Pablos C, Moraes JÁ, Fuster MA. Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(10):2723-30.
2. Sparkes R, Behm DG. Training adaptations associated with an 8-week instability resistance training program with recreationally active individuals. *J Strength Cond Res* 2010; 24(7):1931-41.
3. Saeterbakken AH, Fimland MS. Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2012; 27(4):1101-7.
4. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui AV, Nguyen D. Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench *vs* a swiss ball. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(4):1028-33.
5. European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM) [homepage na internet]. Recommendations for sensor locations on individual muscles. [acesso em 07 jan 2014]. Disponível em: [www.seniam.org](http://www.seniam.org).
6. Anderson KG, Behm DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res.* 2004; 18:637-40.

## ANÁLISE DO PERFIL POSTURAL DOS PRATICANTES DE JUDÔ CONSIDERANDO A PREFERÊNCIA LATERAL

Simões S<sup>1</sup>, Garbelotti Júnior SA<sup>2</sup>, Camargo-Júnior F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Anhanguera de São Paulo – UNIAN-SP

<sup>2</sup>Faculdades Metropolitanas Unidas – FMU

E-mail do apresentador: franklindecamargojunior@gmail.com

### INTRODUÇÃO

Em virtude da natureza das técnicas de combate na modalidade de judô, a predominância das pegadas de manga e gola (*kumi-kata*) típicas de cada atleta pode favorecer o desenvolvimento de assimetrias posturais<sup>1</sup>. De acordo com Hamill e Knutzen<sup>2</sup>, as posturas mantidas no tronco são determinantes, tanto das sobrecargas impostas ao aparelho locomotor, como da própria eficiência dos movimentos corporais. Considerando como postura ideal aquela cujos segmentos corporais estão arranjados numa posição de menor esforço e máxima sustentação<sup>3</sup>, o objetivo deste estudo foi identificar o efeito da preferência lateral no perfil postural de praticantes de judô. Nossa hipótese foi que a prática da modalidade está potencialmente associada à incidência de desvios posturais decorrentes da preferência lateral do atleta.

### MÉTODOS

A amostra deste estudo ainda em fase de desenvolvimento foi composta por judocas (n = 8, 7 homens e 1 mulher, 1,70±0,1 m, 72,3±17,3 kg) saudáveis, assintomáticos e sem histórico de intervenção cirúrgica ortopédica. O registro da postura corporal (planos sagital e frontal) foi realizado por meio de fotogrametria estando o sujeito na posição ortostática (Figura 1). As medidas representativas do perfil postural dos atletas foram obtidas por meio do *Software* de Avaliação Postural (SAPO<sup>®</sup>, Brasil). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa local tendo os participantes previamente cientes e esclarecidos quanto aos procedimentos adotados. Os resultados (ângulos de simetria e de alinhamento) foram expressos em termos de média e desvio-padrão tendo a postura ortostática como referência. Para medir a dispersão relativa inter-sujeitos foram calculados os coeficientes de variação (CV).

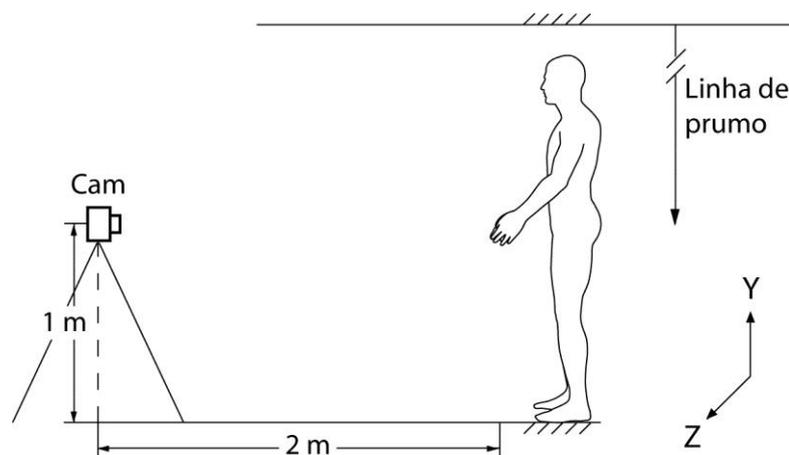


Figura 1 – Procedimento de aquisição de imagem para análise da postura corporal

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados preliminares apresentados na Tabela 1 correspondem a 5 variáveis indicadoras do perfil postural de cada judoca. Destaca-se entre os achados o alto grau de assimetria horizontal da escápula ( $8,2\pm 3,7$ ) presente em todos os atletas como supostamente dependente da preferência lateral. Esse pressuposto se reforça quando também observado o desalinhamento vertical da cabeça ( $22,4\pm 7,4$ ) dos atletas. Ressalta-se também a configuração de uma cabeça anteriorizada ( $46,3\pm 3,5$ ) em nesses atletas. Apesar de a prática repetitiva em longo prazo ter uma correspondência positiva para o controle postural (Yoshitomi *et al.*<sup>4</sup>), nossos resultados indicam que o treinamento sistemático de judô caracterizado por prática unilateral pode influenciar negativamente a postura desses atletas, corroborando o estudo de Santos<sup>1</sup>. Dessa maneira, para fins de aumento do desempenho esportivo de judocas, bem como para redução dos riscos de lesão e/ou desconforto do atleta, sugere-se complementar as sessões de treinamento de judô com programas destinados ao reequilíbrio do complexo muscular do tronco e cintura escapular.

**Tabela 1** – Perfil postural dos praticantes de judô

Pontos Anatômicos de Referência (graus)	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	$\bar{x} \pm DP$	CV
Assimetria horizontal da escápula (T3)	14,3	11,1	8,2	7,8	4,1	10,5	6,9	2,9	$8,2\pm 3,7$	45,5
Alinhamento horizontal da cabeça (C7)	45,5	45	47,2	53,3	47,4	47,5	43,1	41,7	$46,3\pm 3,5$	7,6
Alinhamento vertical da cabeça (acrômio)	24,1	22,5	28,7	14	11,3	18,7	33	26,6	$22,4\pm 7,4$	32,9
Alinhamento vertical do corpo	1,9	4,0	2,1	2,3	2,8	1,8	3,3	1,9	$2,5\pm 0,8$	31,5
Alinhamento horizontal da pelve	-7,7	-13,9	-11,3	-12,4	-8,1	0	-16,4	-12,8	$10,3\pm 5,1$	49,0

Legenda: T3=terceira vértebra torácica; C7=sétima vértebra cervical.

## CONCLUSÃO

A rotina de treinamento dos praticantes de judô pode favorecer o desenvolvimento de assimetrias posturais, particularmente provocando encurtamento da musculatura pósterio-superior do tronco e da cintura escapular colateral à preferência posicional adotada pelo atleta no *kumi-kata*.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Santos SG. A influência da prática do judô na postura de atletas do sexo masculino do estado do Paraná. *Kinesis*. 1992; 10:123-41.
- 2 - Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. 3 ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
- 3 - Rasch PJ. *Kinesiology and applied anatomy: the science of human movement*. 7 ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1993.
- 4 - Yoshitomi SK, Tanaka C, Duarte M, Hazime FA. Postural control in skilled athletes in response to unexpected perturbation. *ISB XXth Congress*; 2005; Cleveland; 2005.

## ANALYSIS OF POSTURAL PROFILE OF THE JUDO PLAYERS CONSIDERING LATERAL PREFERENCE

Simões S<sup>1</sup>, Garbelotti Jr., SA<sup>2</sup>, Camargo-Junior F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Anhanguera de São Paulo – UNIAN-SP

<sup>2</sup>Faculdades Metropolitanas Unidas – FMU

franklindecamargojunior@gmail.com

### INTRODUCTION

Due to the nature of the combat techniques in judo, the predominance of sleeve and collar grip (*kumi-kata*) typical of each athlete can promote the development of postural asymmetries<sup>1</sup>. According to Hamill and Knutzen<sup>2</sup>, trunk postures are determinants of the overloads imposed on locomotor system and the efficiency of itself body movements. Considering the ideal posture as that in which the body segments are arranged in a posture less effort and maximum support position<sup>3</sup>, the aim of this study was to identify the effect of lateral preference in postural pattern of judo athletes through photogrammetric evaluation. Our hypothesis was that the judo practice is potentially associated with the incidence of postural deviations arising from the lateral preference of the athlete.

### METHODS

Our sample still undergoing development consisted of judo athletes (n = 8; 7 men and 1 women, 1.70±0.1 m, 72.3±17.3 kg) healthy, asymptomatic and no history of orthopedic surgery. The registry of the pattern of body posture (sagittal and frontal planes) was performed by through photogrammetry with the subject in the orthostatic position (Figure 1). Representative measures of postural profile of the athletes have been obtained through the Software of Posture Evaluation (SAPO<sup>®</sup>, Brazil). This study was approved by the Local Ethics Committee and the participants were previously informed about the procedures. Results (symmetry angles and alignment) were expressed as mean and standard deviation with reference to the orthostatic position. To measure the relative dispersion inter-subject coefficients of variation (CV) were calculated.

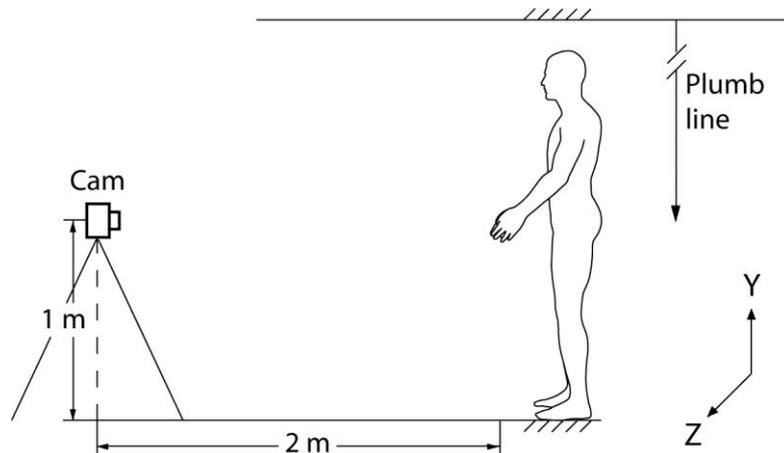


Figure 1 – Image acquisition procedure for postural analysis

### RESULTS AND DISCUSSION

Preliminary results presented in Table 1 correspond to the 5 indicator variables postural pattern of each athlete. It stands out among the findings the high grade horizontal asymmetry of the

scapula ( $8.2 \pm 3.7$ ) present in all athletes as supposedly dependent lateral preference. This premise is enhanced when we observe the non-vertical alignment of the head ( $22.4 \pm 7.4$ ) of athletes. We also emphasize the presence of a forward head ( $46.3 \pm 3.5$ ) in these athletes. Despite repetitive practice over the long term have a positive correlation to postural control (Yoshitom et al.<sup>4</sup>), our results indicate that the systematic training of judo characterized by unilateral practice can negatively influence the posture these athletes, which corroborates with Santos<sup>1</sup>. In this way, for purposes of increasing athletic performance of judo, as well as reducing the risk of injury and / or discomfort athlete, it is suggested to complement the sessions of judo training programs aimed at muscle rebalancing the torso and the girdle scapular.

**Table 1** – Postural profile of judo players

Anatomical reference points [degree]	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	$\bar{x} \pm SD$	CV
Horizontal asymmetry of the scapula (T3)	14.3	11.1	8.2	7.8	4.1	10.5	6.9	2.9	$8.2 \pm 3.7$	45.5
Horizontal alignment of the head (C7)	45.5	45	47.2	53.3	47.4	47.5	43.1	41.7	$46.3 \pm 3.5$	7.6
Vertical alignment of the head (acromion)	24.1	22.5	28.7	14	11.3	18.7	33	26.6	$22.4 \pm 7.4$	32.9
Vertical alignment of the body	1.9	4.0	2.1	2.3	2.8	1.8	3.3	1.9	$2.5 \pm 0.8$	31.5
Horizontal alignment of the pelvis	-7.7	-13.9	-11.3	-12.4	-8.1	0	-16.4	-12.8	$10.3 \pm 5.1$	49.0

Legend: T3 = third thoracic vertebra, C7 = seventh cervical vertebra.

## CONCLUSION

The work routine of judo athletes can promote the development of postural asymmetries, particularly causing shortening of the posterior superior muscles of the trunk and girdle scapular collateral of the positional preference adopted by the athlete in the *kumi-kata*.

## REFERENCES

- 1 - Santos SG. A influência da prática do judô na postura de atletas do sexo masculino do estado do Paraná. *Kinesis*. 1992; 10:123-41.
- 2 - Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. 3 ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
- 3 - Rasch PJ. *Kinesiology and applied anatomy: the science of human movement*. 7 ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1993.
- 4 - Yoshitomi SK, Tanaka C, Duarte M, Hazime FA. Postural control in skilled athletes in response to unexpected perturbation. ISB XXth Congress; 2005; Cleveland; 2005.

# ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DA MUSCULATURA DO BRAÇO E ESTABILIZADORES DO TRONCO DO OPERADOR DE MÁQUINAS DE PROCESSAR MADEIRA

Barbosa MAG<sup>1</sup>, Da Silva JRM<sup>2</sup>, De Faria AC<sup>1</sup>, De Faria JAA<sup>1</sup>, Pereira, VJR<sup>1</sup>  
GEPEB- Universidade Federal de Lavras – UFLA, Lavras, MG, Brasil

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Lavras – UFLA

<sup>2</sup>Departamento de Ciências Florestais da Universidade Federal de Lavras – UFLA  
E-mail do apresentador: juliana.faria@adota.com.br

**Apoio Financeiro:** Universidade Federal de Lavras – UFLA

## INTRODUÇÃO

A eletromiografia é uma técnica para avaliar a atividade elétrica de membranas excitáveis e as propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas. É sabido que algumas atividades laborais sobrecarregam e podem proporcionar fadiga em alguns grupos musculares. O absenteísmo provocado por lesões de trabalho é sinônimo de custo e, muitas vezes, não tem respaldo científico para justificar onexo epidemiológico. Observa-se carência de trabalhos exploratórios sobre a ação da musculatura envolvida na ação e na estabilização de tronco e de membros superiores, durante o processamento mecânico da madeira. O objetivo desse trabalho foi avaliar atividade muscular pela eletromiografia durante o processamento de madeiras.

## MÉTODOS

Para quantificar a participação dos músculos da coluna em relação às lesões e afecções desta região no processamento mecânico da madeira *Eucalyptus* sp. de 97 x 21 x 8 cm (Comprimento x Largura x espessura) realizou leituras da eletromiografia de superfície nos músculos reto abdominal, para-espinais, bíceps e tríceps lateral, o corte na serra circular (SC EEIR – Omil) e plaina desempenadeira (DES 400 – Omil), no Laboratório de Usinagem da Madeira (DCF/UFLA). Foram coletadas as alturas da bancada (AB) e de operação (AO), áreas de alcance Horizontal (AAH) e de alcance diagonal (AAD) e as medidas antropométricas de um operador. Para a avaliação quantitativa da atividade elétrica muscular foi utilizado o Miotool 400 (Miotec Equipamentos) de quatro canais, acoplado a um Notebook. Para a completa análise do sinal, foi usado o *software* Miographic 2,0 (®Miotec). Para comparação dos valores da frequência média do RMS ( $\mu\text{V}$ ), foram coletados valores de contração isométrica dos músculos no Canal 1: Reto Abdominal; Canal 2: Paraespinais L3; Canal 3: Tríceps c. lateral e Canal 4: Bíceps. Os demais valores referentes a coleta em atividade dinâmica foram calculados a partir dessa referência. Para posicionamento dos eletrodos seguiu-se o mapa *Clinical SEMG Electrode Sites da Noraxon & Sensor Systems* (Shewman e Konrad, 2008).

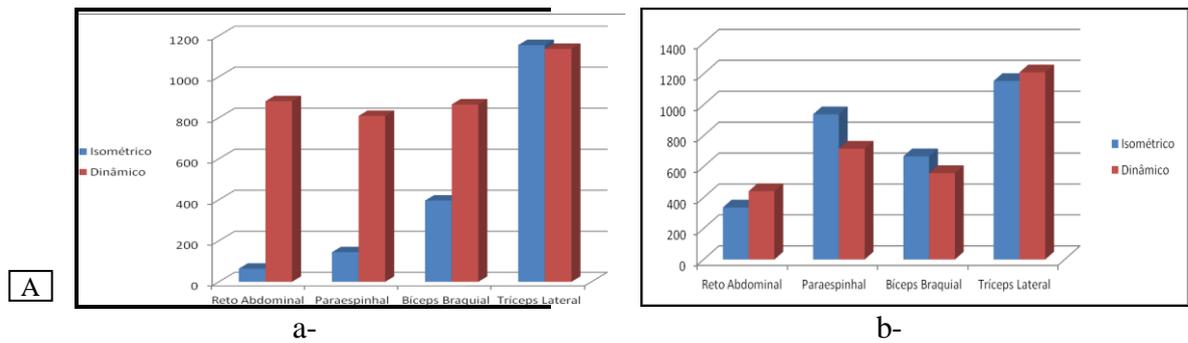
**RESULTADOS E DISCUSSÃO**

**Tabela 1** - Valores médios e máximos da eletromiografia de superfície para diferentes músculos do operador de máquinas de processar madeira, com ou sem carga

Músculo	Isométrico – sem carga (uV)		Dinâmico – em trabalho (uV)	
	Plaina	Serra circular	Plaina	Serra circular
Atividade média				
Reto Abdominal	64,0	336,6	880,5	441,6
Paraespinha L3	144,4	938,8	808,9	716,5
Bíceps Braquial	396,3	667,4	865,0	558,8
Tríceps Lateral	1154,3	1154,5	1135,8	1210,1
Atividade Máxima				
Reto Abdominal	87,6	465,7	1149,9	1154,2
Paraespinha L3	782,5	1050,8	1152,7	1152,7
Bíceps Braquial	1029,9	960,2	1435,2	1460,4
Tríceps Lateral	1234,9	1266,8	2297,7	2297,7

Na Tabela 1 encontram-se os dados da eletromiografia de superfície do trabalhador sem carga (em isometria) e realizando trabalho (dinâmico), para a serra circular e plaina.

Na plaina desempenadeira, com altura de bancada de 76 cm, altura de operação de 85 cm, área de alcance horizontal de 20 cm e área de alcance horizontal de 62 cm observou acréscimo de 1375% no esforço do músculo reto abdominal no trabalho dinâmico em relação ao trabalho isométrico (Figura 1-a). Também observou acréscimos de 560% no esforço do músculo paraespinal L3, 218% no bíceps braquial. Somente no tríceps porção lateral que obtivemos decréscimo de 1,6% no esforço muscular. Já na serra circular com altura de bancada de 81 cm, altura de operação de 89 cm e área de alcance horizontal de 50 cm observou-se acréscimos de 31,2% e 4,8% de esforço muscular nos músculos reto abdominal e tríceps porção lateral, respectivamente, comparando os trabalhos dinâmico e isométrico (Figura 1-b). Nos demais músculos observaram-se decréscimos de 23,7% no paraespinal L3 e 16,27% no bíceps braquial. Utilizando como referência o trabalho isométrico e o comparando com o *Root Mean Square* (RMS) que é elevação ao quadrado dos dados obtidos, ou seja, obtêm-se a média dos valores resultantes e extrai-se a raiz quadrada do valor médio obtido observa-se considerável fadiga em músculos no trabalho realizado.



**Figura 1** - Comparação gráfica da eletromiográfica dos músculos em contração isométrica (30 s) e em trabalho dinâmico (10 min), a- na plana desempenadeira e b- serra circular

## CONCLUSÃO

Tendo reto abdominal e para-espinais L3 como referência de análise, conclui-se que estes músculos têm ação significativa durante as atividades que envolvem o corte e preparo da madeira. O que comprova as incidentes ocorrências de lesões de coluna relacionada ao trabalho na indústria da madeira e outros segmentos com atividades laborais semelhantes. A EMGs pode ser a partir daqui vastamente utilizada para pesquisas de cunho ergonômico na indústria e amparo legal as causas que envolvem comprovação de nexos técnico epidemiológico.

## REFERÊNCIAS

1. Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole. 2000; 12:69-73.
2. Hermens HJ, Freriks B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000;10(5):361-74.
3. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Toronto: Wiley Interscience. 1990; 2:51-8

# EVALUATION AND COMPARISON OF ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE MUSCLES OF THE ARM AND STABILISERS THE TRUNK OF THE MACHINE OPERATOR TO PROCESS WOOD

Barbosa M.A.G.<sup>1</sup>, Da Silva J.R.M.<sup>2</sup>, De Faria A.C.<sup>1</sup>, De Faria J.A.A.<sup>1</sup>, Pereira, V.J.R.<sup>1</sup>

GEPEB- Federal University of Lavras – UFLA, Lavras, MG, Brazil

<sup>1</sup>Physical Education Department of the Federal University of Lavras – UFLA

<sup>2</sup>Department of Forest Sciences of the Federal University of Lavras– UFLA

juliana.faria@adota.com.br

**Financial support:** Federal University of Lavras - UFLA

## INTRODUCTION

The electromyography is a technique for evaluating the electrical activity of excitable membranes and muscle properties, anatomical and physiological. It is known that some labor activities overload and can provide fatigue in some muscle groups. The absenteeism caused by lesions of work is synonymous with cost, and often do not have scientific backing to justify causation epidemiological. May be found a lack of exploratory work on the action of the muscles involved in the action and in the stabilization of the trunk and upper limbs, during the mechanical wood processing. The objective of this work was to evaluate muscular activity by electromyography during the processing of wood.

## METHODS

To quantify the contribution of column muscles in relation to the injuries and illnesses of this region in processing mechanical wood *Eucalyptus* sp. of 97 x 21 x 8 cm (Length x Width x Thickness) held readings of surface electromyography in abdominal rectus muscles, para-spinal, biceps and side Triceps c. lat, the cut in circular saw (SC EEIR - Omil) and planer evener (DES 400 - Omil), in the Laboratory of Machining of Wood (DCF/UFLA). Were collected from the heights of the workbench (HW) and operation (HO), areas of Horizontal range (AHR) and reach diagonal (ARD) and the anthropometric measures of an operator. For the quantitative evaluation of muscle electrical activity was used Miotool 400 (Miotec Equipment) of four channels, coupled to a Notebook. For the complete analysis of the signal, it was used the software Miographic 2.0 (©Miotec). For comparison of the values of the average frequency of RMS ( $\hat{A}\mu\text{v}$ ), were collected values of isometric contraction of the muscles on Channel 1: Abdominal Rectus; Channel 2: Paraspinais L3; Channel 3: Triceps c. lat. and Channel 4: Biceps. The other values regarding the collection in dynamic activity were calculated from this reference. For placement of the electrodes was followed by the map Clinical SEMG Electrode Sites of Noraxon & Sensor Systems (SHEWMAN & KONRAD, 2008).

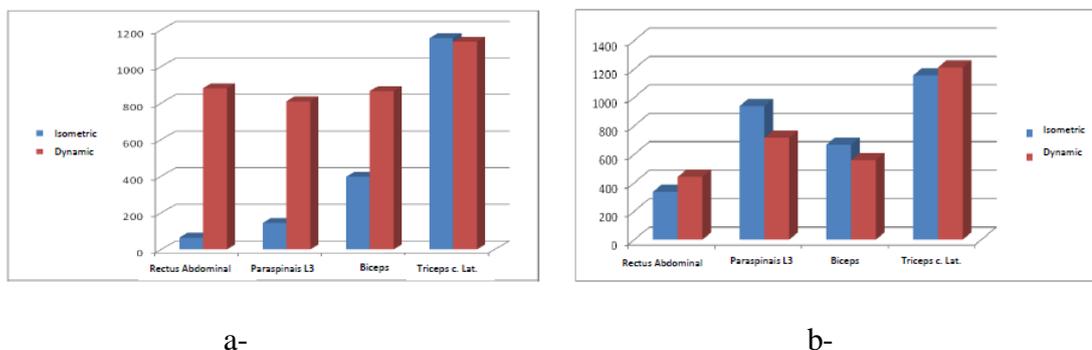
**RESULTS AND DISCUSSION**

In **Table 1** are the data of surface electromyography of worker without load (in isometry) and doing work (dynamic), for a circular saw and planer.

Type of Muscle	Isometric - without load (uV)		Dynamic - at work (uV)	
	Planer	Circular	Planer	Circular
Average Activity				
Rectus abdominal	64,0	336,6	880,5	441,6
Paraspinais L3	144,4	938,8	808,9	716,5
Biceps	396,3	667,4	865,0	558,8
Triceps c. Lat.	1154,3	1154,5	1135,8	1210,1
Maximum Activity				
Rectus abdominal	87,6	465,7	1149,9	1154,2
Paraspinais L3	782,5	1050,8	1152,7	1152,7
Biceps	1029,9	960,2	1435,2	1460,4
Triceps c. Lat.	1234,9	1266,8	2297,7	2297,7

**Table 1-** Mean Values and maximum of surface electromyography for different muscles of the machine operator to process wood, with or without load

In planer evener, with worktop height of 76 cm, height 85 cm, operation area of horizontal range of 20 cm and area of horizontal range of 62 cm was observed an increase of 1375% in effort of the abdominal rectus muscle at work dynamic in relation to work isometric (Figure 1-a). Also we observed increases of 560% in effort of paraspinal muscle L3, 218% in biceps. Only in triceps c. lat portion that we decrease of 1.6% in muscular effort. Already in circular saw with worktop height of 81 cm, height 89 cm and operation area of horizontal range of 50 cm was observed increases of 31.2% and 4.8% of muscular effort in abdominal rectus muscles and triceps c. lat, respectively, comparing the work dynamic and isometric (Figure 1-b). In other muscles it was observed declines of 23.7% in paraspinal L3 and posttraumatic % in biceps. Using as a reference the isometric work and comparing with the Root Mean Square (RMS) that is lifting the square of the data obtained, i.e. you get the average of the values resulting from and extract the square root of the average value obtained is observed considerable fatigue in muscles at work.



**Figure 1-** Graphical comparison of electromyographic of muscles in isometric contraction (30 seconds) and in work dynamic (10 minutes), a- in planer evener and b- circular saw

## **CONCLUSION**

Having rectus abdominal and paraspinais L3 as reference analysis, we conclude that these muscles are of significant action during the activities that involve the cutting and preparation of wood. Which only proves the incidents occurrences of column lesions related to work in the timber industry and other segments with similar labor activities. The EMGs may be from here widely used for searches of imprint ergonomic in industry and legal support the causes that involve technical epidemiological proof of causation.

## **REFERENCES**

1. Enoka, R. M. Bases neuromecânicas of kinesiology. Sao Paulo: Manole. 2000; 12: 69-73.
2. Hermens, H. J., Freriks, B. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 10 (5): 361-74.
3. Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Toronto: Wiley Interscience. 1990; 2:51-58

# COMPORTAMENTO DO MÚSCULO DIAFRAGMA DURANTE MANOBRAS DE PRESSÃO INSPIRATÓRIA E EXPIRATÓRIA MÁXIMA NA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

Pinheiro SS<sup>1</sup>, Santos AC<sup>1,2</sup>, Benicio E<sup>3</sup>, Brasileiro-Santos MS<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Programa Associado de Pós-graduação em Educação Física UPE/UEPB

<sup>2</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>3</sup>Curso de Educação Física - UFPB

E-mail do apresentador: sidneypinheiro10@gmail.com

## INTRODUÇÃO

A Insuficiência Cardíaca (IC) é uma síndrome complexa que compromete os músculos esqueléticos, e, portanto, a função e força dos músculos respiratórios (MR) em decorrência de sua elevada morbidade e instalação da miopatia<sup>1</sup>. No entanto, pouco se conhece sobre o comportamento do diafragma durante manobras de Pressão Inspiratória e Expiratória Máxima (PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub>) na IC. O objetivo do estudo foi analisar a ativação do músculo diafragma durante manobras de PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub> em indivíduos saudáveis e com IC.

## MÉTODOS

A amostra foi constituída por dois grupos: Grupo Insuficiência Cardíaca (GIC) formado por 13 adultos de meia idade; Grupo Saudável (GS) composto por nove adultos saudáveis. Os grupos foram pareados por idade e índice de massa corporal. A força do músculo diafragma foi avaliada pela manovacuometria analógica, através da manobra de PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub>.

Para avaliar a atividade mioelétrica do músculo diafragma (MD) durante as manobras foi utilizada a eletromiografia de superfície (EMGs) (Modelo CAD 12/32 - EMG System do Brasil Ltda). Para aquisição dos sinais foram utilizados eletrodos bipolares ativos, distância entre eletrodos de 2mm e para redução dos ruídos foram utilizados eletrodos de referência<sup>2</sup>. Para a aquisição da atividade do músculo diafragma os eletrodos foram posicionados à direita, no 8º espaço intercostal, sendo o ponto inter eletrodos posicionado no ponto equidistante da linha axilar e da linha médio claviclar<sup>3</sup>. Após os registros da atividade elétrica foram selecionados trechos equivalentes aos três últimos segundos do sinal, referentes à melhor manobra da PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub>, como também, um trecho referente à atividade basal, para normalização do sinal ( $RMS\% = \frac{RMSPIMAX}{RMSBASAL}$ )<sup>3</sup>.

Os dados são apresentados como média e erro padrão. Na análise inter e intra-grupos foi utilizado o teste de *Kruskal-Wallis* para dados não paramétricos. Caso as variáveis apresentem diferenças foi empregado o teste de *Mann-Whitney*. O nível de significância aceito foi de  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados antropométricos e de PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub>, do GIC e GS avaliados neste estudo estão apresentados na Tabela 1. Observa-se em relação ao teste de PI<sub>max</sub> que o GIC apresentou valores significativamente menores quando comparado ao GS. Forgiarini *et al.*<sup>4</sup> comentam que os MRs podem estar afetados na presença de doenças relacionadas ao coração, situação em que os pacientes podem apresentar fraqueza e fálência da musculatura respiratória.

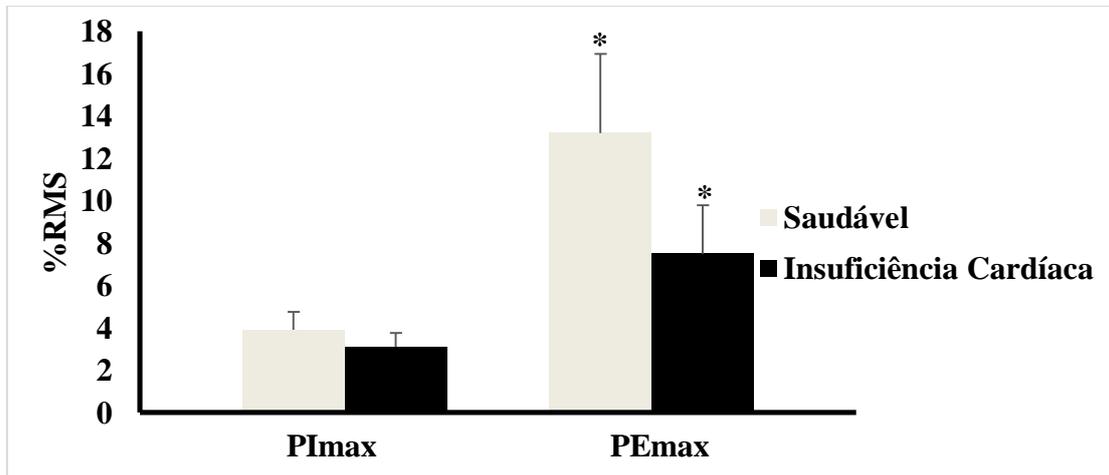
**Tabela 1** – Características antropométricas e clínicas dos pacientes com insuficiência cardíaca

Característica	GIC (n=13)	GS(n=9)	Valor de P
Idade, anos	50,9±2,5	47,1±2,1	0,32
IMC, Kg/m <sup>2</sup>	26,7±1,0	24,1±0,9	0,20
PI <sub>max</sub> , cmH <sub>2</sub> O	101,9±7,8	147,8±12,8	0,00*
PE <sub>max</sub> , cmH <sub>2</sub> O	123,8±8,2	147,8±13,0	0,18

Nota: os valores estão expresso em média e desvio padrão; \*diferença entre GIC e GS p<0,05.

Legenda: GIC = Grupo Insuficiência Cardíaca; GS = Grupo Saudável; IMC = índice de massa corporal; PI<sub>máx.</sub> = pressão inspiratória máxima; PE<sub>max</sub> = pressão expiratória máxima

A Figura 1 apresenta os valores de %RMS do músculo diafragma durante as manobras de PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub>. Em relação aos valores de %RMS, os resultados demonstraram que a manobra de PE<sub>max</sub> promoveu maior ativação muscular quando comparado a manobra de PI<sub>max</sub> em ambos os grupos decorrente de maior tensão excêntrica do diafragma. Nossos resultados corroboram o estudo de Al-Bilbeisi, McCool<sup>5</sup>, no qual se observou que indivíduos saudáveis que realizaram exercícios de força o aumento da pressão abdominal promove tensão excêntrica do diafragma. Esse aumento acontece principalmente com o intuito de minimizar a transferência da pressão intra-abdominal para o tórax, com isso, ocorre um aumento da pressão transdiafragmática.



**Figura 1** – Ativação mioelétrica do diafragma (%RMS) durante as manobras de PI<sub>max</sub> e PE<sub>max</sub>. \*diferença intra-grupo entre PI<sub>max</sub> vs PE<sub>max</sub>; †diferença inter-grupo em relação a PI<sub>max</sub>; ‡diferença inter-grupo em relação a PE<sub>max</sub>.

## CONCLUSÃO

Em ambos os grupos ocorreu maior ativação do músculo diafragma durante a manobra de PE<sub>max</sub>, o que pode estar relacionado com a necessidade de manter o equilíbrio entre as pressões intra-torácica e intra-abdominal. A reduzida capacidade de gerar pressão inspiratória máxima adequada pode estar relacionada a fraqueza do diafragma em portadores de IC.

## REFERÊNCIAS

1. Hammond MD, Bauer KA, Sharp JT. Respiratory muscle strength in congestive heart failure. Chest. 2004; 98: 1091-4.
2. Hermens HJ, Freriks B. Development of recommendations for SEMG sensor and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000; 10(5): 361-74.

3. Dornelas-Andrade A, Silva TNS, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Filho VCG, Moraes NH, Marinho PEM, Amorim CF. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005; 15:631-9.
4. Forgiarini Júnior LA, Rubleski A, Garcia D, Tieppo J, Vercelino R, Dal Bosco A, Monteiro MB, Dias AS. Avaliação da Força Muscular Respiratória e da Função Pulmonar em Pacientes com Insuficiência Cardíaca. *Arq Bras Cardiol.* 2007; 89(1):36-41.
5. Al-Bilbeisi F, McCool FD. Diaphragm recruitment during nonrespiratory activities. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 162: 456-9.

## BEHAVIOR OF DIAPHRAGM MUSCLE MANEUVERS DURING THE MAXIMUM INSPIRATORY PRESSURE AND MAXIMUM EXPIRATORY PRESSURE IN HEART FAILURE

Pinheiro SS<sup>1</sup>, Santos AC<sup>1,2</sup>, Luna Filho EB<sup>3</sup>, Brasileiro-Santos MS<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Associate Post Graduate Program in Physical Education UPE / UFPB

<sup>2</sup> Department of Physical Education, Federal University of Paraíba - UFPB

<sup>3</sup> Physical Education Course - UFPB

E-mail presenter: sidneypinheiro10@gmail.com

### INTRODUCTION

Heart failure (HF) is a complex syndrome that affects the skeletal muscles, and therefore the function and respiratory muscle strength due to its high morbidity and the installation of myopathy<sup>1</sup>. However, little is known about the behavior of the diaphragm during maneuvers maximal inspiratory and expiratory pressure (MIP and MEP) in HF. The aim of the study was to analyze the activation of the diaphragm during maneuvers MIP and MEP in healthy subjects and HF.

### METHODS

The sample consisted of two groups: Heart Failure Group (HFG) with 13 man; Healthy Group (HG) consists of nine healthy man. The groups were paired by age and body mass index. The strength of the diaphragm was assessed by analog manovacuometry, through the MIP and MEP maneuver.

To evaluate the myoelectric activity of the diaphragm muscle during maneuvers was used surface electromyography (CAD Model 12/32 - EMG System of Brazil Ltda). For signal acquisition, active bipolar electrodes were used. The distance between electrodes was 2mm. To reduce noise, reference electrodes were used<sup>2</sup>. For the acquisition of the diaphragm muscle activity, electrodes were positioned on the right side, in the 8th intercostal space, and the point inter electrodes positioned equidistant in the axillary line and the midclavicular line<sup>3</sup>. After the records of the electrical activity, equivalent excerpts were selected the last three seconds of the signal related to best maneuver of MIP and MEP as well, an excerpt regarding the basal activity for normalization signal ( $RMS\% = RMSMIP / RMSBASAL$ )<sup>3</sup>.

Data are presented as mean and standard error. For the comparisons on the same group and between groups, the Kruskal-Wallis test. If differences were detected, we used the U Mann-Whitney test. The level of significance was  $p < 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

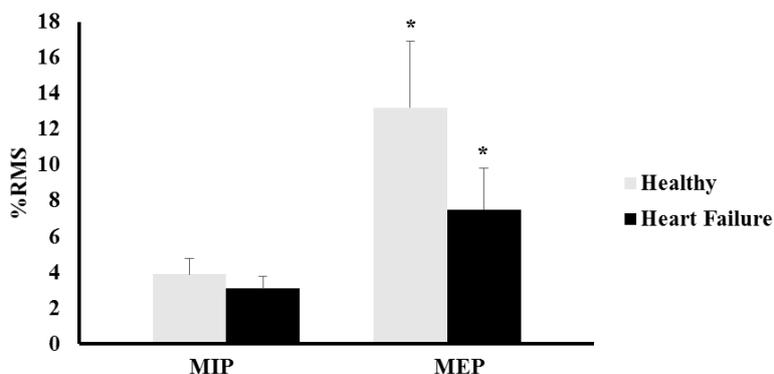
Anthropometric and MIP and MEP data, HFG and HG in this study are shown in Table 1. It is observed in relation to the MIP test the HFG values were significantly lower when compared to the HG. Forgiarini et al.<sup>4</sup> commented that the respiratory muscles can be affected in the presence of heart disease, in which patients may present weakness and failure of the respiratory muscles.

**Table 1** - Anthropometric characteristics and clinical

Characteristics	HFG (n=13)	HG(n=9)	Valor de P
Age, years	50.9±2.5	47.1±2.1	0.32
BMI, Kg/m <sup>2</sup>	26.7±1.0	24.1±0.9	0.20
MIP, cmH <sub>2</sub> O	101.9±7.8	147.8±12.8	0.001*
MEP, cmH <sub>2</sub> O	123.8±8.2	147.8±13.0	0.18

Note: Values are expressed as mean and standard error \* difference between HFG and HG p <0.05. Legend: HFG = Heart Failure Group, HG = Healthy Group, BMI = body mass index; MIP = maximal inspiratory pressure; MEP = maximum expiratory pressure.

Figure 1 shows the values of % RMS of the diaphragm during the maneuvers of MIP and MEP. From the values of % RMS, the results showed that the maneuver MEP promoted greater muscle activation when compared to MIP maneuver in both groups due to higher eccentric tension of the diaphragm. Our results corroborate the study of Al-Bilbeisi, McCool<sup>5</sup>, it was observed that, in healthy subjects who performed strength exercises, increased abdominal pressure promotes eccentric tension of the diaphragm. This increase occurs mainly in order to minimize the transfer of intra-abdominal pressure to the chest, with it, an increase in transdiaphragmatic pressure occurs.



**Figure 1** - Activation of the diaphragm myoelectric (% RMS) during the maneuvers of MIP and MEP

\* intra-group difference between MIP vs. MEP.

## CONCLUSION

In both groups there was greater activation of the diaphragm during maneuver MEP, which may be associated with the need to maintain the balance between the intra-thoracic and intra-abdominal pressures. The reduced ability to generate appropriate maximum inspiratory pressure may be related to weakness of the diaphragm in patients with HF.

## REFERENCES

1. Hammond MD, Bauer KA, Sharp JT. Respiratory muscle strength in congestive heart failure. *Chest*. 2004; 98: 1091-4.
2. Hermens HJ, Freriks B. Development of recommendations for SEMG sensor and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10(5): 361-74.
3. Dornelas-Andrade A, Silva TNS, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Filho VCG, Moraes NH, Marinho PEM, Amorim CF. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005; 15:631-9.
4. Forgiarini Júnior LA, Rubleski A, Garcia D, Tieppo J, Vercelino R, Dal Bosco A, Monteiro MB, Dias AS. Avaliação da Força Muscular Respiratória e da Função Pulmonar em Pacientes com Insuficiência Cardíaca. *Arq Bras Cardiol*. 2007; 89(1):36-41.
5. Al-Bilbeisi F, McCool FD. Diaphragm recruitment during nonrespiratory activities. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000; 162: 456-9.

## DIFERENÇAS DA TEMPERATURA DA PELE ENTRE AS REGIÕES ANTERIOR E POSTERIOR DE COTOVELO E JOELHO

Stroppa GM<sup>1</sup>, Silva AG<sup>1,2</sup>, Oliveira SAF<sup>1</sup>, Fernandes AA<sup>3</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup> Escola Preparatória de Cadetes do Ar – EPCAR

<sup>3</sup> Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia – IFMG-BambuÍ

E-mail do apresentador: [guistroppa\\_@hotmail.com](mailto:guistroppa_@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

A termografia infravermelha (TIR) tem sido utilizada para monitorar as funções fisiológicas relacionadas à temperatura da pele ( $T_P$ ). A distribuição da  $T_P$  deve apresentar uma proporcionalidade em segmentos bilaterais<sup>1,2</sup>. Uma possibilidade é estudar a diferença na  $T_P$  das regiões ântero-posterior do corpo, podendo estabelecer os gradientes de normalidade térmica. Isso seria importante especialmente nas articulações do cotovelo e joelho, que devido à estrutura anatômica, devem apresentar diferença na  $T_P$ . Contudo, não foi possível encontrar trabalhos que tenham estabelecido o gradiente térmico ântero-posterior entre articulações. O objetivo desse estudo foi verificar se existem diferenças da  $T_P$  entre as regiões anterior e posterior de cotovelos e joelhos em jovens saudáveis em idade universitária.

### METODOLOGIA

A amostra foi composta por 30 homens fisicamente ativos e saudáveis, com idade entre 18 e 25 anos. Nenhum dos avaliados apresentou algum tipo de patologia. Os procedimentos adotados para coleta das regiões corporais de interesse (RCI) foram de acordo com a *European Association of Thermology*<sup>3</sup>. A condição ambiental para realização das imagens termográficas foi de 23 °C e umidade relativa do ar mantiveram-se entre 50% e 60%. Todos os sujeitos permaneceram na sala em repouso por um período mínimo de 10 minutos antes dos registros das imagens termográficas. Após esse período, os avaliados se encontravam de sunga e sobre uma plataforma. Foram obtidas quatro imagens na posição anatômica, sendo duas de membros superiores e tronco (anterior e posterior), e duas de membros inferiores (anterior e posterior) como pode ser observado na Figura 1. Foi utilizado o termovisor TIR-25 (*Fluke*®, Everett, EUA), com resolução de 160 x 120 pixels e a sensibilidade térmica de  $\leq 0,1^\circ\text{C}$ , posicionado a uma distância de 4 m dos avaliados, empregando emissividade de 0,98.



**Figura 1** - Imagens termográficas com identificação das regiões articulares de interesse selecionadas

Após a coleta dos dados, todas as imagens foram analisadas no software Smartview® 3.1. Foi utilizada a ferramenta circular do software para demarcação das RCI e obtenção dos valores médios da  $T_p$ . Foi realizado o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar os pressupostos de normalidade. Foi utilizado o teste *t* de *Student* pareado para comparação da  $T_p$  entre as regiões anterior e posterior dos cotovelos, assim como dos joelhos. Para o tratamento estatístico foi utilizado o software *PRIMER*, sendo os dados apresentados em média  $\pm$  DP, considerando-se um nível de significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tabela 1 apresenta  $T_p$  média, desvio padrão e os valores máximos e mínimos obtidos nas articulações do cotovelo e joelho, bem como as diferenças de temperatura entre as regiões anterior e posterior.

**Tabela 1** - Média da  $T_p$  em °C do joelho e cotovelo, face anterior e posterior e diferença entre as articulações

	Direito			Esquerdo		
	Anterior	Posterior	Diferença	Anterior	Posterior	Diferença
Cotovelo	32.70	31.62	1.07 $\pm$ 0.71*	32.74	31.30	1.45 $\pm$ 0.79*
Joelho	30.25	32.03	-1.78 $\pm$ 1.07*	30.31	31.93	-1.62 $\pm$ 1.10*

\* $P < 0,05$ .

Foram observadas diferenças significativas na  $T_p$  entre as regiões anterior e posterior das regiões corporais de interesse estudadas. A  $T_p$  da região anterior do cotovelo tanto direito como esquerdo, foram significativamente mais elevadas, frente aos valores registrados na região posterior. Isso possivelmente foi causado pela passagem da rede sanguínea, como a veia intermédia do cotovelo e a artéria braquial, que por ser superficial na região anterior, provocará uma maior radiação de calor. Já na região posterior, o olecrano, osso do cotovelo, representa uma estrutura que obstrui parcialmente essa condução de calor e consequentemente sua radiação, sendo assim previsível uma menor temperatura. A  $T_p$  da região posterior do joelho tanto direito quanto esquerdo, foram significativamente mais elevadas, frente aos valores registrados na região anterior. Isso possivelmente foi causado pela passagem de veias e artérias de grosso calibre, como a poplítea e a genicular superior medial e lateral, que por serem superficiais na região posterior, provocarão uma maior radiação de calor. Já na região anterior, a patela representa uma estrutura que dificulta essa condução de calor e consequentemente sua radiação, sendo assim previsível uma menor temperatura. Esse comportamento de assimetria térmica é interessante, pois aponta uma condição de

normalidade, auxiliando o tratamento fisioterápico, no monitoramento do nível de evolução após uma lesão.

## **CONCLUSÃO**

Existem diferenças significativas da  $T_p$  entre as regiões anteriores e posteriores de cotovelos e joelhos em jovens saudáveis em idade universitária devido às características anatômicas do corpo. Considera-se que a  $T_p$  do cotovelo face anterior seja superior em mais de 1 °C, enquanto que no joelho a região posterior deverá ter  $\approx 1,5$  °C.

## **REFERÊNCIAS**

1. Denoble AE, Hall N, Pieper CF, Kraus VB. Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. *Clinical medicine insights Arthr Musculoskel Dis.* 2010; 3:69-75.
2. Niu HH, Lui PW, Hu JS, Ting CK, Yin YC, Lo YL, et al. Thermal symmetry of skin temperature: normative data of normal subjects in Taiwan. *Zhonghua yi xue za zhi (Taipei).* 2001;64(8):459-68.
3. Ammer K, Ring EF. Standard procedures for infrared imaging in medicine. *Med Sys Dev: CRC Press.* 2006; 36:1-14.

## SKIN TEMPERATURE DIFFERENCES BETWEEN THE ANTERIOR AND POSTERIOR ELBOW AND KNEE REGIONS

Stroppa GM<sup>1</sup>, Silva AG<sup>1,2</sup>, Oliveira SAF<sup>1</sup>, Fernandes AA<sup>3</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup> Escola Preparatória de Cadetes do Ar – EPCAR

<sup>3</sup> Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia – IFMG-BambuÍ

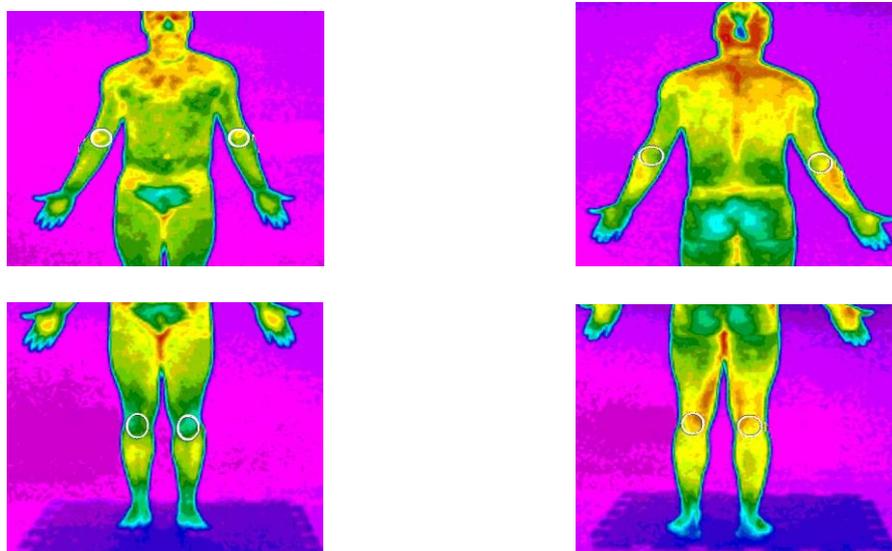
Presenter's e-mail address: guistroppa\_@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Infrared thermography (IRT) has been used in the monitoring of the physiologic functions related to skin temperature (Tsk). The distribution of Tsk must show an proportionality in bilateral segments (1,2). One possibility is to study the difference in the Tsk of the anteroposterior regions of the body, which allows to establish the gradients of thermal normality. It can be important especially in the knee and elbow joints that, due to its anatomical structure, must show a difference on the Tsk. However, it was not possible to find researches that established the anteroposterior thermal gradient between joints. The aim of this study was to verify if there are differences on the Tsk between the anterior and posterior regions of elbows and knees in young people on university age.

### METHODOLOGY

The samples were made with 30 physically active and apparently healthy men with age between 18 and 25 years old. None of the evaluated showed any pathological condition. The proceedings adopted to delimitate the body regions of interest (ROI) were in accordance with the European Association of Thermology (3). The environmental condition was 23°C and relative humidity remained between 50% and 60%. All the individuals were kept on a resting room for at least 10 minutes before the thermal images were obtained. After this period, the evaluated individuals wore swim trunks and stood on a platform. Four images were obtained on an anatomical position, two from the upper limbs and trunk (anterior and posterior) and two from the lower limbs (anterior and posterior) as shown on the Figure 1. A TIR-25 thermal imager (Fluke®, Everett, EUA) was used with a resolution of 160 x 120 pixels and on a thermal sensitivity of  $\leq 0,1^{\circ}\text{C}$  positioned at a distance of 4 meters far from the individuals using a emissivity of 0,98.



**Figure 1** - Thermographic images with identification of the articular regions of interest

After collecting the data, all images were analyzed in Smartview ® 3.1 software. Circular tool for delimitation of ROI and obtaining the mean values of  $T_{sk}$  was used. The Shapiro-Wilk test was utilized to verify the normality of the datas. The paired Student's t test for comparison of  $T_{sk}$  between the anterior and posterior regions of the elbows, and knees was used. The significance level adopted was  $p < 0.05$ , and the software used for statistical treatment was the PRIMER. The datas were presented as mean  $\pm$  SD.

## RESULTS AND DISCUSSION

The Table 1 shows average Tsk, standard deviation and the maximal and minimal values obtained on the elbow and knee joints so as the temperature differences between the anterior and posterior regions.

**Table 1** - Average Tsk in °C of the knee and elbow, posterior and anterior faces and the difference between the joints

	Left			Right		
	Anterior	Posterior	Difference	Anterior	Posterior	Diference
Elbow	32.70	31.62	1.07 $\pm$ 0.71*	32.74	31.30	1.45 $\pm$ 0.79*
Knee	30.25	32.03	-1.78 $\pm$ 1.07*	30.31	31.93	-1.62 $\pm$ 1.10*

\* $P < 0,05$ .

Were observed significant Tsk differences between the anterior and posterior regions of the regions of interest under study. The Tsk of the anterior portion of the elbow, both left and right, were significantly higher than the registered values on the posterior region. Possibly this was caused by the flow of blood, e. g. the median cubital vein and the brachial artery that, because of its superficial layout on the posterior region, causes higher heat radiation. Otherwise, in the posterior region, the olecranon, elbow bone, represents a structure that prevents the heat conduction and, consequently, its radiation. Thus, lower temperatures are previsible. The Tsk of the posterior region of the knee, both left and right, were significantly higher than the values registered on the anterior region. This possibly was caused by the flow of large veins and arteries like the popliteal and the medial and lateral superior genicular that, because of its superficial layout on the posterior region, causes higher heat radiation. Otherwise, in the anterior region, the patella represents a structure that prevents the heat conduction and, consequently, its radiation. Thus, lower temperatures are previsible. This asymmetrical thermal behavior is interesting, though it points to a condition of normality, helping the physiotherapeutic treatment and the monitoring of the degree of recovery after injury.

## CONCLUSION

There are significant differences of Tsk between the anterior and posterior regions of the elbows and knees in young people on university age due to the anatomical characteristics of the body. It is considered that the Tsk on the anterior face of the elbow should be higher than 1 °C, while in the posterior region of the knee it should be  $\approx$  1,5 °C.

## REFERENCES

1. Denoble AE, Hall N, Pieper CF, Kraus VB. Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. Clinical medicine insights Arthr Musculoskel Dis. 2010; 3:69-75.
2. Niu HH, Lui PW, Hu JS, Ting CK, Yin YC, Lo YL, et al. Thermal symmetry of skin temperature: normative data of normal subjects in Taiwan. Zhonghua yi xue za zhi (Taipei). 2001;64(8):459-68.
3. Ammer K, Ring EF. Standard procedures for infrared imaging in medicine. Med Sys Dev: CRC Press. 2006; 36:1-14.

## DIFERENÇAS TÉRMICAS EM MAMAS PRÉ-MASTECTOMIA

Vaz MMOLL<sup>1</sup>, Montezuma T<sup>1</sup>, Neves LMS<sup>1</sup>, Ferreira VTK<sup>1</sup>, Carrara HAH<sup>2</sup>, Guirro ECO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil

<sup>2</sup>Departamento de Ginecologia e Obstetrícia, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil

E-mail do apresentador: [vaniatie@hotmail.com](mailto:vaniatie@hotmail.com)

### INTRODUÇÃO

A observação da existência da angiogênese em torno dos tumores ocorreu há aproximadamente 100 anos atrás<sup>1,2,3</sup>. Acreditando que com o surgimento de novos vasos pudesse ocorrer um aumento de temperatura local, devido ao aumento da vascularização.

Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi avaliar a diferença de temperatura cutânea entre as mamas, direita e esquerda, de mulheres antes da realização da mastectomia unilateral.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo observacional, controlado e transversal, onde foram convidadas a participar do estudo mulheres frequentadoras do Ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas FMRP-USP, com indicação para cirurgia de mastectomia unilateral (mama direita com tumor nas cinco voluntárias). Participaram deste estudo 5 voluntárias com idade média de 54,40±7,30 anos, estatura média de 1,58±0,06 m, resultando em um IMC médio 26,94±5,71 kg/m<sup>2</sup>.

O atual estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Departamento, onde foi realizada a coleta, assim como pelo Comitê de Ética em Pesquisa (498/2013).

Para a avaliação termográfica foi analisada e comparada a temperatura de ambas as mamas, homolateral e contralateral ao tumor, no período pré-cirúrgico através de um termógrafo da marca FLIR, modelo T300, sensibilidade de 0,1 °C, matriz de plano focal (FPA) de 320/240 pontos. As voluntárias foram submetidas a um período de 20 minutos de adaptação à temperatura da sala, a qual foi controlada em 22±1°C, sem incidência de ar e luz solar direta, bem como distantes de equipamentos elétricos que geram calor. Para evitar fontes de calor dentro do ambiente de coleta a sala foi iluminada por meio de lâmpadas fluorescentes.

As voluntárias foram orientadas há evitar duas horas antes da coleta banhos ou duchas quentes, o uso de agentes tópicos, cremes, talcos e praticar exercícios vigorosos. Também foi orientado jejum até três horas antes do exame e não ingerir substâncias estimulantes, como cafeína ou descongestionantes nasais, além de retirar colares, brincos, roupas e adereços que possam absorver calor com facilidade. Para o registro das imagens as voluntárias permaneceram em pé, com os locais a serem avaliados expostos em ortostatismo.

A análise dos dados foi realizada com o auxílio do *software* específico *ThermCAM Researcher Professional*, no qual foi realizada uma avaliação quantitativa dos resultados, descritos em média, valor mínimo e máximo para avaliação em área e média e média da maior temperatura através da análise pontual encontradas no termograma.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Pode-se observar um leve aumento de temperatura cutânea nas mamas onde o tumor estava presente quando comparado com a mama contralateral na mensuração pontual: média (0,97%) e maior temperatura na análise pontual (2,47%).

Além disso, ressalta-se que o valor considerado mais fidedigno observado na prática da análise, é o pontual. Pois assim pode-se captar exatamente a temperatura mais elevada na região

mamária, o que quando analisado por área, acaba-se calculando áreas fora do campo mamário, como região da ptose mamária e axilar. Resultando assim, em um dado parcialmente correto (Figura e Tabela 1).

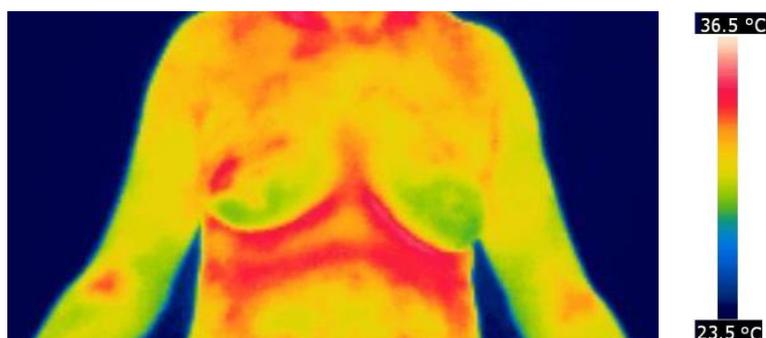


Figura 1 - Imagem infravermelha das mamas (mama direita com tumor).

**Tabela 1** - Temperatura cutânea das mamas das voluntárias com câncer de mama (mama direita com presença de tumor), nas análises em área e pontual

Mensuração	Mama direita	Mama esquerda
Média (análise em área)	33,00° C	32,68° C
Valor máximo (análise em área)	35,42° C	35,42° C
Valor mínimo (análise em área)	29,08° C	30,14° C
Maior temperatura (análise pontual)	34,04° C	33,20° C

Os dados do presente estudo corroboram com a literatura<sup>2</sup>, demonstrando o aumento da temperatura na mama que apresenta tumor.

### CONSIDERAÇÕES FINAIS

A ocorrência da angiogênese no membro homolateral ao nódulo da mama apresenta-se supostamente existente, devido ao leve aumento da temperatura pontual na mama.

Porém, a continuidade deste estudo deve ser realizada com o intuito de aumentar o número de voluntárias e aprofundar os conhecimentos hemodinâmicos na região dessas mulheres.

### REFERÊNCIAS

1. Carmeliet P, Jain RK. Angiogenesis in cancer and other diseases. *Nature*. 2000; 407:249-57.
2. Acharya UR, Ng EY, Tan JH, Sree SV. Thermography based breast cancer detection using texture features and Support Vector Machine. *J Med Syst*. 2012; 36:1503-10.
3. Lin QY, Yang HQ, Xie SS, YH Wang, Z Ye, SQ Chen. Detecting early breast tumor by finite element thermal analysis. *J Med Eng Technol*. 2009;33:274-80.

## THERMAL DIFFERENCES IN BREASTS PRE-MASTECTOMY

Vaz MMOLL<sup>1</sup>, Montezuma T<sup>1</sup>, Neves LMS<sup>1</sup>, Ferreira VTK<sup>1</sup>, Carrara HAH<sup>2</sup>, Guirro ECO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomechanics, Medicine, and Rehabilitation of the Locomotor System, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brazil

<sup>2</sup>Department of Gynecology and Obstetrics, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brazil

Presenter's E-mail: vaniatie@hotmail.com

### INTRODUCTION

The observation of the existence of angiogenesis around tumors occurred approximately 100 years ago<sup>1-3</sup>, believing that with the appearance of new vessels might occur increased local temperature increase due to vascularization.

Accordingly, the aim of this study was to evaluate the difference in skin temperature between the breasts, right and left, the women prior to the unilateral mastectomy.

### METHODS

This is an observational cross-sectional study. Five women attending in the Hospital das Clínicas of the FMRP-USP were invited to participate in the study. All women were referred for surgery for unilateral mastectomy (right breast tumor). The study included 5 volunteers with a mean age of  $54.40 \pm 7.30$  years, mean height of  $1.58 \pm 0.06$  meters resulting in a mean BMI  $26.94 \pm 5.71$ .

The current study was approved by the Ethics Committee of the Department, where the collection was made, as well as by the Ethics Committee in Research (498/2013).

For thermographic assessment was analyzed and compared the temperature of both breasts, ipsilateral and contralateral to the tumor in the preoperative period, through a thermograph FLIR, T300 sensitivity of  $0.1^\circ\text{C}$ , focal plane array of 320/240 points. The volunteers were subjected to a 20 minute period of adaptation to the room temperature, which was controlled at  $22 \pm 1^\circ\text{C}$ , without incidence of air, direct sunlight and away from electrical devices that generate heat. To avoid heat sources within the collection room was illuminated by fluorescent lamps.

The volunteers were instructed to avoid there two hours before collecting baths or hot showers, use of topical agents, creams, powders and practicing vigorous exercise. Was also walked fast until three hours before the exam and do not ingest stimulants such as caffeine or decongestants, and remove necklaces, earrings, clothes and props that can absorb heat easily. For record the images the volunteers remained standing, with the locations that will be evaluated exposed and standing up.

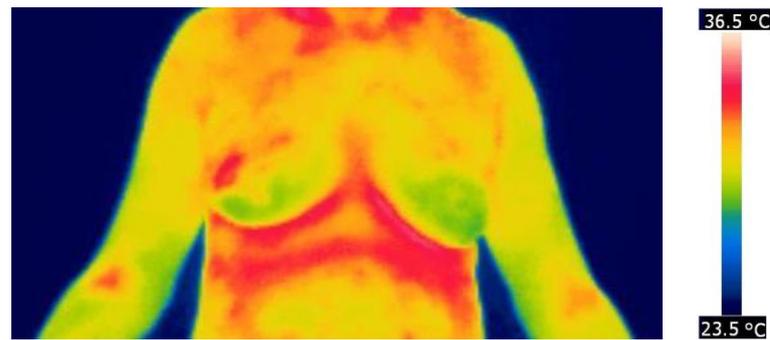
Data analysis was performed with the aid of specific software ThermCAM Professional Researcher, in which a middle and quantitative evaluation of the results, expressed as mean, minimum and maximum value for evaluation area and the largest temperature was accomplished through the timely analysis found the thermogram.

### RESULTS AND DISCUSSION

One can observe a slight increase of skin temperature in the breast where the tumor was present in the point measurement: average (0.97 %) and higher temperature in the specific analysis (2.47 %).

Furthermore, it is noteworthy that the value considered more reliable seen in the practice of analysis, is the point. In such an analysis can accurately capture the highest temperature in the breast region. When analyzed by area, one can make the mistake of calculating areas outside the

breast, such as region of ptosis and axillary, thus resulting in a partially correct data (Figure and Table 1).



**Figure 1** - Infrared image of the breasts (right breast with tumor)

**Table 1** - Skin temperature of the breast of the volunteers with breast cancer (right breast for the presence of tumor), in the area and punctual analyses

Mensuration	Right breast	Left breast
Mean (area analysis)	33.00° C	32.68° C
Maximum value (area analysis)	35.42° C	35.42° C
Minimum value (area analysis)	29.08° C	30.14° C
Higher temperature (punctual analysis)	34.04° C	33.20° C

The results of this study corroborate the literature<sup>2</sup>, showing the increase in the temperature in the breast with tumor.

## CONCLUSIONS

It can be inferred indirectly that there is the occurrence of angiogenesis in the ipsilateral member to the breast lump, due to the slight increase in temperature in the breast.

However, the continuity of this study should be performed in order to increase the number of volunteers and deepen the hemodynamic knowledge in this region of these women.

## REFERENCES

1. Carmeliet P, Jain RK. Angiogenesis in cancer and other diseases. *Nature*. 2000; 407:249-57.
2. Acharya UR, Ng EY, Tan JH, Sree SV. Thermography based breast cancer detection using texture features and Support Vector Machine. *J Med Syst*. 2012; 36:1503-10.
3. Lin QY, Yang HQ, Xie SS, YH Wang, Z Ye, SQ Chen. Detecting early breast tumor by finite element thermal analysis. *J Med Eng Technol*. 2009;33:274-80.

# VARIAÇÕES DA TEMPERATURA DA PELE AO LONGO DE UM DIA EMPREGANDO A TÉCNICA DE TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA EM MULHERES MILITARES

Lopes PRNR<sup>1</sup>, Costa CMA<sup>2</sup>, Cano SP<sup>3</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Escola de Especialistas e Aeronáutica – EEAR

<sup>3</sup>Universidad Politécnica de Madri – UPM

E-mail do apresentador: pniqiniufv@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUÇÃO

O controle da temperatura corporal ( $T_{\text{corporal}}$ ) em humanos se faz necessário para manter em níveis seguros as repostas fisiológicas de produção, absorção e perda de calor. A termografia infravermelha (TIR) é uma importante alternativa de apoio no estudo da temperatura da pele ( $T_{\text{pele}}$ ) por ser um procedimento não invasivo que não necessita de contato físico com o avaliado, além de permitir a análise imediata de diversas regiões do corpo ou focada em determinada região de interesse corporal<sup>1,2</sup>.

Estabelecer a variação da  $T_{\text{pele}}$  de diversas regiões do corpo ao longo do dia utilizando a TIR irá auxiliar na comparação entre os resultados de novos estudos, visto que as investigações com a TIR normalmente são realizadas em um único período do dia. Também poderá contribuir na interpretação das imagens termográficas, por profissionais da área médica, fisioterápica ou educação física.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi de identificar as variações da  $T_{\text{pele}}$  nas diferentes regiões corporais de interesse (RCI) ao longo do dia utilizando a técnica de termografia infravermelha em treze regiões corporais de mulheres militares.

## METODOLOGIA

Foram avaliadas 20 militares do sexo feminino, com média de idade de  $20,5 \pm 1,3$  anos, massa corporal de  $62,2 \pm 9,2$ kg e estatura de  $165,0 \pm 4,7$ cm. As avaliadas eram submetidas ao mesmo treinamento físico por, no mínimo, seis meses, não eram fumantes ou portadoras de condição patológica. As imagens termográficas foram coletadas em uma sala climatizada a  $23 \pm 1^\circ\text{C}$  e obtidas através de um termovisor (Fluke<sup>®</sup>) com 0,98 de índice de emissividade e a 4m de distância da avaliada. Foram coletadas 4 imagens englobando as 13 RCI distribuídas entre a face anterior e posterior do corpo. Empregou-se a ANOVA (*One Way*) para medidas repetidas, seguido pelo teste *post-hoc* de Tukey para determinar a diferença significativa entre os diferentes horários do dia em cada RCI. Um nível de significância de  $p < 0,05$  foi adotado em todos os cálculos, os quais foram realizados no *software* SigmaPlot, Versão 11.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 apresenta os resultados da média da  $T_{\text{pele}}$  em cada RCI. Os registros de  $T_{\text{pele}}$  obtidos através da TIR ao longo do dia em mulheres apontam haver diferenças significativas em todas as RCI analisadas. Além disso, o presente estudo torna evidente que essas variações apresentadas ao longo do dia ocorrem em diferentes magnitudes conforme a RCI.

Todas as treze RCI analisadas apresentaram valores médios mais baixos de  $T_{\text{pele}}$  às 7h, indicando ser um comportamento consistente, independentemente da RCI. Estatisticamente, também se pode considerar a existência de um platô térmico entre 15h e 23h para as RCI coxa posterior e dorsal inferior. As maiores variações da  $T_{\text{pele}}$  podem ser observadas ao comparar os períodos da manhã com os períodos da tarde e noite.

Quando se compara a temperatura registrada às 7h frente às 23h se obtém uma menor variação da  $T_{pele}$  nas regiões centrais. Mesmo com a ocorrência de variações e aumentos da  $T_{pele}$  nas RCI localizadas no tronco (peitoral, abdominal, dorsal inferior e escápulas), as  $T_{pele}$  dessas regiões não chegaram a ser superadas pelos aumentos da  $T_{pele}$  nas RCI distais ao longo do dia. Uma causa de maior temperatura na RCI central pode estar associada à concentração dos grandes órgãos na região abdominal e torácica que, em condições de repouso, são os principais produtores de calor<sup>3</sup>.

**Tabela 1** - Distribuição da média da  $T_{pele}$  (°C) registrada nas diferentes horas do dia em cada RCI

RCI	RCI Anterior					RCI Posterior				
	7h	11h	15h	19h	23h	7h	11h	15h	19h	23h
Braço direito	31,1	31,7*	32,9*	32,5*†	31,8*†	28,9	29,7	32,0*	31,3*†	31,0*†
Braço esquerdo	31,5	32,0*	33,2*	32,9*†	32,3*†	28,8	29,6*	31,6*	30,9*†	30,5*†
Coxa direita	28,9	30,2*	31,9*	31,5*†	30,9*†	29,8	30,7*	31,8*	31,5*	31,4*
Coxa esquerda	29,1	30,2*	31,9*	31,5*†	31,0*†	29,7	30,7*	31,7*	31,4*	31,4*
Abdominal	31,5	32,8*	33,8*	33,6*†	33,2*†					
Peitoral	32,6	33,5*	34,6*	34,2*†	33,5*†					
Dorsal Inferior						31,1	32,0*	33,1*	32,7*	32,6*
Escápula direita						31,5	32,5*	33,8*	33,5*†	32,9*†
Escápula esquerda						31,4	32,4*	33,6*	33,3*†	32,8*†

\*Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) comparada à média da  $T_{pele}$  7h.

†Redução significativa ( $p < 0,05$ ) da  $T_{pele}$  após o período de 15h.

## CONCLUSÃO

A  $T_{pele}$  de mulheres militares possuem variações ao longo do dia, sendo específicas em função da RCI avaliada. Observa-se que, no período da manhã, às 7h, registram-se as  $T_{pele}$  mais baixas, enquanto que às 15h as  $T_{pele}$  mais altas.

## REFERÊNCIAS

- 9- Jiang LJ, Ng EY, Yeo AC, Wu S, Pan F, Yau WY, et al. A perspective on medical infrared imaging. *J Med Eng Technol.* 2005; 29(6):257-67.
- 10- Fernandes AA, Amorim PRS, Primola-Gomes TN, Sillero-Quinata M, Fernandez-Cuevas I, Silva RG, et al. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia por radiação infravermelha: uma revisão sistemática. *Rev Andal Med Deporte.* 2012; 5:113-7.
- 11- Campbell I. Body temperature and its regulation. *Anaesth Intens Care Med.* 2011; 12(6):240-4.

# SKIN TEMPERATURE CHANGES THROUGHOUT THE DAY IN MILITARY WOMEN USING THE TECHNIQUE OF INFRARED THERMOGRAPHY

Lopes PRNR<sup>1</sup>, Costa CMA<sup>2</sup>, Cano SP<sup>3</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Escola de Especialistas e Aeronáutica – EEAR

<sup>3</sup>Universidad Politécnica de Madri – UPM

Presenter's E-mail: pniquiniufv@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUCTION

The control of body temperature ( $T_{\text{Body}}$ ) in humans is necessary to maintain safe levels in the physiological responses of production, absorption and heat loss. Infrared thermography (IT) is an important alternative to support the study of skin temperature ( $T_{\text{Skin}}$ ) to be a non-invasive procedure that does not require physical contact, and allows immediate analysis of various regions of the body as well as focused on a given region of interest body (BRI)<sup>1,2</sup>.

Establishing the variation of  $T_{\text{Skin}}$  of various regions of the body throughout the day using the IT will enable the comparison of new studies, since investigations with the IT are usually performed at a single time of the day. Experts from the medical, physiotherapy or physical education area can also contribute to the interpretation of thermographic images.

Therefore, the aim of this study was to identify  $T_{\text{Skin}}$  variations in different body regions of interest (BRI) throughout the day using infrared thermography in thirteen body regions of military women.

## METHODOLOGY

Twenty military women were evaluated, with a mean age of  $20.5 \pm 1.3$  years,  $62.2 \pm 9.2$  kg weight, and  $165.0 \pm 4.7$  cm height. The subjects overpassed the same physical training for at least six months, all of them were non-smokers and with no pathological condition. The thermographic images (thermograms) were collected under ideal conditions at  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  and were obtained by a thermal camera (Fluke<sup>®</sup>) with 0,98 emissivity index and 4 m away from the assessed area. 4 images were taken besides the thirteen BRI distributed between the front and back of the body. One Way ANOVA for repeated measures was performed, then a post-hoc Tukey test to determine significant differences between the different times of day on each BRI. A significance level of  $p < 0.05$  was set for all calculations which were performed in SigmaPlot software, version 11.

## RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 shows the results of the average for each  $T_{\text{Skin}}$  BRI. The records obtained by IT  $T_{\text{Skin}}$  throughout the day in women indicate no significant differences in all analyzed BRI. In addition, the present study makes it clear that these variations appear to occur throughout the day on different magnitudes according to the BRI.

All thirteen BRI analyzed showed the lowest  $T_{\text{Skin}}$  mean values at 7h and could be an independent behavior, apart from the BRI. Statistically, one can also consider the existence of a thermal flat between 15h and 23h according to posterior thigh and lower back. The greatest variations in  $T_{\text{Skin}}$  can be observed when comparing the periods in the morning with afternoon and evening periods.

When comparing the temperature recorded at 7h and at 23h a smaller variation of  $T_{\text{Skin}}$  in the central regions is registered. Even considering the variations and increases in BRI  $T_{\text{Skin}}$  of the trunk

(chest, abdominal, lower back and shoulder blade), the  $T_{Skin}$  has not been overpassed by increases in BRI distal  $T_{Skin}$  throughout the day. One reason might be related to the concentration of the major organs in the abdominal and thoracic those, under resting conditions, are the main producers of heat<sup>3</sup>.

**Table 1** - Distribution of  $T_{Skin}$  average (°C) recorded at different times of the day in each BRI

RCI	Previous BRI					Posterior BRI				
	7h	11h	15h	19h	23h	7h	11h	15h	19h	23h
Right arm	31.1	31.7*	32.9*	32.5*†	31.8*†	28.9	29.7	32.0*	31.3*†	31.0*†
Left arm	31.5	32.0*	33.2*	32.9*†	32.3*†	28.8	29.6*	31.6*	30.9*†	30.5*†
Right thigh	28.9	30.2*	31.9*	31.5*†	30.9*†	29.8	30.7*	31.8*	31.5*	31.4*
Left thigh	29.1	30.2*	31.9*	31.5*†	31.0*†	29.7	30.7*	31.7*	31.4*	31.4*
Abdominal	31.5	32.8*	33.8*	33.6*†	33.2*†					
Pectoral	32.6	33.5*	34.6*	34.2*†	33.5*†					
Lower back						31.1	32.0*	33.1*	32.7*	32.6*
Right scapula						31.5	32.5*	33.8*	33.5*†	32.9*†
Left scapula						31.4	32.4*	33.6*	33.3*†	32.8*†

\*Significant difference ( $p < 0,05$ ) compared to the average  $T_{Skin}$  7h.

†Significant difference ( $p < 0,05$ ) compared to the average  $T_{Skin}$  15h.

## CONCLUSION

The  $T_{Skin}$  military women have had variations throughout the day, and depending on the specific BRI which has been evaluated. Notice that, in the morning, at 7h, the lowest temperatures are recorded, while at 15h the highest temperatures are recorded.

## REFERENCES

- 1 - Jiang LJ, Ng EY, Yeo AC, Wu S, Pan F, Yau WY, et al. A perspective on medical infrared imaging. *J Med Eng Technol.* 2005; 29(6):257-67.
- 2 - Fernandes AA, Amorim PRS, Primola-Gomes TN, Sillero-Quinata M, Fernandez-Cuevas I, Silva RG, et al. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia por radiação infravermelha: uma revisão sistemática. *Rev Andal Med Deporte.* 2012; 5:113-7.
- 3 - Campbell I. Body temperature and its regulation. *Anaesth Intens Care Med.* 2011; 12(6):240-4.

# COMPARAÇÃO DA TEMPERATURA CUTÂNEA EM REPOUSO DE IDOSAS COM ADULTAS JOVENS ATRAVÉS DO USO DA TERMOGRAFIA

Molinari AB<sup>1</sup>, Oliveira SAF<sup>1</sup>, Cano SP<sup>2</sup>, Fernandes AA<sup>3</sup>, Luísa CM<sup>1</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Universidade Politécnica de Madri

<sup>3</sup>Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – IFET MG

E-mail do apresentador: [aline.molinari@ufv.br](mailto:aline.molinari@ufv.br)

## INTRODUÇÃO

O envelhecimento está relacionado com uma série de comprometimentos nas funções biológicas, trazendo uma série de modificações nas respostas adaptativas. O comportamento do sistema termorregulador é complexo e depende de sinais térmicos periféricos e centrais, como o hipotálamo, além de uma série de ajustes hormonais. Em pessoas idosas é normal ter uma produção limitada de suor, retardo dos níveis de transpiração, perda de massa muscular, redução do metabolismo, além de alterações hormonais provocados pela menopausa que interferem nos ajustes termorregulatórios (1, 2). É comum mulheres na menopausa reclamarem de ondas de calor que podem ser causadas pela diminuição do hormônio estrogênio podendo desequilibrar o funcionamento do hipotálamo. Todas estas alterações fazem com que se espere que a temperatura da pele ( $T_p$ ) em pessoas com idade avançada seja diferente quando comparadas a mulheres adultas jovens. O objetivo do estudo é comparar a temperatura cutânea de mulheres idosas com mulheres jovens em situação de repouso.

## MÉTODOS

A amostra de 60 mulheres foi dividida em dois grupos. O grupo 1 (G1) foi composto por 30 jovens com  $21,8 \pm 2,2$  (19-27) anos, peso  $58,47 \pm 6,47$  (45,850 - 73,750) kg, estatura  $1,63 \pm 0,05$  (1,54 - 1,74) m e % G  $8,98 \pm 5,41$  (38,9-16,8), IMC  $21,8 \pm 2,30$  (26,9-17,1) e o grupo 2 (G2) composto por 30 idosas  $71,00 \pm 7,51$  (60-82) anos, peso  $61,37 \pm 8,58$  (46-83) kg, estatura  $1,53 \pm 0,05$  (1,44-1,66) m e %G  $28,10 \pm 6,63$  (13,38-41,06), IMC  $27,1 \pm 3,55$  (33,9- 19,5). Os critérios de exclusão foram tabagismo ou qualquer condição patológica que pudesse alterar a  $T_p$ . A coleta de dados foi realizada durante a manhã, seguindo as recomendações da *European Association of Thermology* (3). Todas as avaliadas permaneceram na sala em repouso por um período mínimo de 10 minutos antes do registro das imagens. Foram obtidas 4 imagens de cada avaliada a uma distância de 4 m com um termovisor TIR-25 (Fluke®, Everett, EUA), com amplitude de medição de -20 a +350°C, precisão de  $\pm 2^\circ\text{C}$  ou 2%, sensibilidade  $\leq 0,1^\circ\text{C}$ , banda de espectral dos infravermelhos de 7,5  $\mu\text{m}$  a 14  $\mu\text{m}$ , taxa de atualização de 9 Hz e Sistema FPA (Focal Plane Array) de 160 x 120 pixels. As regiões corporais de interesse (RCI) englobaram os membros superiores anteriores e posteriores (braços, antebraços e mãos), abdômen, membros inferiores anteriores e posteriores (perna, coxa) e região lombar. Essas regiões foram selecionadas no software *Smartview 3.1* utilizando a ferramenta circular para a obtenção dos valores médios da  $T_p$ . A emissividade adotada foi de 0,98. Foi realizado o teste de *Kolmogorov-Smirnov* para verificar os pressupostos de normalidade. Foi utilizado o Test T de *Student* para amostras independentes para comparação da  $T_p$  das RCI entre os grupos. Foi considerado como nível de significância  $p \leq 0,05$ , e o *software* utilizado para o tratamento estatístico foi o PRIMER. Os dados foram apresentados em média  $\pm$  DP.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tabela 1 apresenta os valores de  $T_p$  das RCI analisadas. Os resultados apontaram que na maior parte das RCI o grupo das idosas apresentou temperatura cutânea maior do que o grupo das jovens, enquanto na região abdominal e lombar as jovens obtiveram níveis de temperatura maior que as idosas.

**Tabela 1** - Comparação da temperatura média de pele de mulheres jovens e idosas em diferentes RCI

RCI	FACE ANTERIOR			FACE POSTERIOR		
	FACE	G	Média ± DP	P	Média ± DP	P
BRAÇO	D	J	30,16 ±1,21	0,6	27,76 ±1,26	0,05*
	D	I	30,49 ±0,88		28,36 ±0,81	
	E	J	30,36 ±1,09	0,726	27,58 ±1,28	0,012*
	E	I	30,57 ±0,85		28,30 ±0,84	
ANTEBRAÇO	D	J	30,07 ±1,24	0,013*	30,03 ±1,01	0,09
	D	I	30,84 ±0,90		30,44 ±0,79	
	E	J	30,26 ±1,17	0,002*	29,73 ±1,04	0,06
	E	I	31,04 ±0,95		30,22 ±0,83	
MÃO	D	J	28,42 ±2,13	0,001*	28,01 ±1,67	0,000*
	D	I	30,57 ±2,53		29,96 ±2,46	
	E	J	28,64 ±2,21	0,001*	27,78 ±1,66	0,012*
	E	I	30,47 ±2,58		29,4 ± 3,05	
PERNA	D	J	29,53 ±1,01	0,000*	28,68 ± 0,88	0,000*
	D	I	31,57 ±0,66		30,52 ± 0,97	
	E	J	29,58 ±1,02	0,000*	28,51 ±0,96	0,000*
	E	I	31,67 ±0,73		30,64 ±0,91	
COXA	D	J	27,75 ±1,00	0,000*	28,74 ±0,89	0,000*
	D	I	29,37 ±1,20		30,13 ±0,87	
	E	J	27,90 ±1,07	0,000*	28,62 ±0,94	0,000*
	E	I	29,39 ±1,12		30,00 ±0,91	
ABDOMEN		J	30,50 ±1,13	0,01*	--	--
		I	29,76 ±1,29		--	--
LOMBAR		J	--	--	30,48 ±0,99	0,590
		I	--	--	29,76 ±2,81	

\* =  $p \leq 0,05$ ; RCI = Região corporal de interesse; G = Grupo; J = Jovens; I = Idosas; D = Direito; E – Esquerdo.

As temperaturas mais elevadas nas idosas pode ser pelo fato de mulheres na menopausa apresentarem ondas de calor, provocado pelos desequilíbrios hormonais desse período de vida, gerando assim alterações no funcionamento do hipotálamo.

## CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostram que as mulheres idosas apresentaram temperaturas cutâneas com valores mais elevados do que as mulheres jovens na maioria das RCI.

## REFERÊNCIAS

1. Goldspink G, Harridge SD. Growth factors and muscle ageing. *Exp Gerontol.* 2004; 39(10):1433-8.
2. Kenney WL, Munce TA. Invited review: aging and human temperature regulation. *J Appl Physiol.* 2003; 95(6):2598-603.
3. Ammer K, Ring EF. *Standard Procedures for Infrared Imaging in Medicine.* Medical Systems and Devices: CRC Press. 2006;36:1-14.

# COMPARISON OF SKIN TEMPERATURE AT REST BETWEEN ELDERLY WOMEN AND YOUNG ADULTS USING THERMOGRAPHY

Molinari AB<sup>1</sup>, Oliveira SAF<sup>1</sup>, Cano SP<sup>2</sup>, Fernandes AA<sup>3</sup>, Luísa CM<sup>1</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Universidade Politécnica de Madri

<sup>3</sup>Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – IFET MG

Presenter's E-mail: aline.molinari@ufv.br

## INTRODUCTION

Aging is commonly associated with some behaviors in biological functions, which cause a lot of changes in response. The thermoregulatory system behavior is complex and depends on the central and peripheral thermal signals, such as the hypothalamus, and some hormonal adjustment. Elderly women usually have a limited sweat production, a delay levels of perspiration, a loss of muscle mass, a decreased metabolism, and hormonal changes caused by menopause, which interferes with thermal adjustments (1, 2). It is usual that menopausal women complain of overheating. This phenomenon can be caused by the drop of the estrogen hormone during menopause and then can alter the hypothalamus function. All these changes could mean that the skin temperature (T<sub>sk</sub>) in elderly people be different when compared to young adult women. Objective: The aim of the study was to compare the T<sub>sk</sub> between elderly women and young women in state of rest.

## METHODS

This study was cross-sectional in which 60 women were analyzed. The group 1 (G1) consisted of 30 young women 21.8 ± 2.2 (19-27) years, 58.47 ± 6.47 (45.850 to 73.750) weight (kg), 1.63 ± 0.05 (1, 54-174) height (m) and 28.98 ± 5.41 (38.9 to 16.8) percent body fat. The group 2 (G2) consisted of 30 women aged 71.00 ± 7.51 (60-82) years, weight 61.37 ± 8.58 (46-83) kg, height 1.53 ± 0.05 (1 0.44 to 1, 66)m and 28.10% ± 6.63 (13.38 to 41.06) percent body fat. Smokers or subjects with pathological condition that could bias the study were excluded. Data collection was performed during the morning. Subjects were instructed about certain behaviors that should be adopted 48 hours before, following the *European Association of Thermology* (3). Before the thermographic evaluation, subjects stood on their feet and waited a minimum period of 10 minutes in order to get an optimal acclimatization. Four images were taken of each subject. The regions of interest (ROI) were analyzed using these criterion: anterior and posterior view of the upper limbs (arms, forearms and hands), abdomen, anterior and posterior view of the lower limbs (leg, thigh) and lower back. These regions were selected in the software (Smartview 3.1). A thermal camera TIR-25 (® Fluke, Everett, USA) was used with a range of -20 to +350 ° C, accuracy of ± 2 ° C or 2%, sensitivity of ≤ 0.1 ° C, infrared spectral band from 7.5 μm to 14 microns refresh rate of 9 Hz system and FPA (Focal Plane Array) 160 x 120 pixels. The emissivity of 0.98 was adopted. The Kolmogorov-Smirnov test was used to verify the normality of the data. The unpaired student *t*-test was performed to compare the T<sub>SK</sub> of ROI between young vs old women. The significance level adopted was p ≤ 0,05, and the software used for statistical treatment was the PRIMER. The data were presented as mean ± SD.

## RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 shows the comparison of the average temperature observed in seven body ROI considering the anterior and posterior view. Data showed that most of the ROI of the elderly women group showed higher T<sub>sk</sub> than the group of young women, while the abdomen and lumbar ROI showed higher values in G1.

**Table 1-** Comparison of the mean Tsk of young and elderly women in different ROI

ROI	ANTERIOR VIEW				POSTERIOR VIEW	
	lat	G	Mean ± SD	p	Mean ± SD	p
ARM	R	1	30.16 ±1.21	0.6	27.76 ±1.26	0.050
	R	2	30.49 ±0.88		28.36 ±0.81	
	L	1	30.36 ±1.09	0.726	27.58 ±1.28	0.012
	L	2	30.57 ±0.85		28.30 ±0.84	
FOREARM	R	1	30.07 ±1.24	0.013	30.03 ±1.01	0.09
	R	2	30.84 ±0.9		30.44 ±0.79	
	L	1	30.26 ±1.17	0.002	29.73 ±1.04	0.06
	L	2	31.04 ±0.95		30.22 ±0.83	
HAND	R	1	28.42 ±2.13	0.001	28.01 ±1.67	0.000
	R	2	30.57 ±2.53		29.96 ±2.46	
	L	1	28.64 ±2.21	0.001	27.78 ±1.66	0.012
	L	2	30.47 ±2.58		29.4 ±3.05	
LEG	R	1	29.53 ±1.01	0.000	28.68 ±0.88	0.000
	R	2	31.57 ±0.66		30.52 ±0.97	
	L	1	29.58 ±1.02	0.000	28.51 ±0.96	0.000
	L	2	31.67 ±0.73		30.64 ±0.91	
THIGH	R	1	27.75 ±1.00	0.000	28.74 ±0.89	0.000
	R	2	29.37 ±1.2		30.13 ±0.87	
	L	1	27.90 ±1.07	0.000	28.62 ±0.94	0.000
	L	2	29.39 ±1.12		30.00 ±0.91	
ABDOMEN		1	30.5 ±1.13	0.01	--	--
		2	29.76 ±1.29		--	--
LOWER BACK		1	--	--	30.48 ±0.99	0.590
		2	--	--	29.76 ±2.81	

\* =  $p \leq 0.05$ ; ROI = Region of Interest; G = Group; 1 = Young; 2 = Old; R = Right handed; L = Left handed

Higher temperatures in the elderly women might be because of the hormones imbalances that menopausal causes as well as the hypothalamus function.

### CONCLUSION

The results of this study show that elderly women showed higher Tsk values than young women in most of the ROI.

### REFERENCES

1. Goldspink G, Harridge SD. Growth factors and muscle ageing. *Exp Gerontol.* 2004; 39(10):1433-8.
2. Kenney WL, Munce TA. Invited review: aging and human temperature regulation. *J Appl Physiol.* 2003; 95(6):2598-603.
3. Ammer K, Ring EF. *Standard Procedures for Infrared Imaging in Medicine. Medical Systems and Devices: CRC Press.* 2006; 36:1-14.

## ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO PRÉ E PÓS TRATAMENTO DA DEFORMIDADE DENTOFACIAL

Deda MRC<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>2</sup>, Mello-Filho FV<sup>3</sup>, Trawitzki LVV<sup>3</sup>

1 Núcleo de Fisioterapia da Universidade Federal de Sergipe

2 Departamento de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP

3 Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP

E-mail: [deda.marcela@hotmail.com](mailto:deda.marcela@hotmail.com) Web: [www.fmrp.usp.br](http://www.fmrp.usp.br)

### INTRODUÇÃO

A deformidade dentofacial pode estar relacionada com alteração da atividade eletromiográfica (EMG) do músculo esternocleidomastoideo (ECOM), uma vez que para So *et al.*<sup>1</sup> a atividade EMG do ECOM aumenta à medida que diminuem os contatos oclusais e há coativação entre músculos mastigatórios e ECOM durante as contrações estáticas dos músculos mastigatórios<sup>2</sup>.

Muito se discute no meio científico a respeito do efeito da cirurgia ortognática sobre o complexo cervicocraniofacial pelo fato de haver relação biomecânica, oclusal e sensorial entre as estruturas desse complexo<sup>3</sup>. Assim, hipotetiza-se que após a cirurgia, a atividade EMG do ECOM pode sofrer mudanças da mesma forma que ocorre com a atividade EMG dos músculos mastigatórios<sup>4</sup>, considerando a nova posição maxilomandibular e a complexa relação cervicocraniofacial. Dessa forma, esse estudo buscou avaliar a atividade EMG do músculo ECOM durante a rotação máxima de cabeça em indivíduos com deformidade dentofacial classe II e III, antes e de 6 a 8 meses após o procedimento cirúrgico.

### MÉTODOS

Três grupos foram avaliados, totalizando 30 indivíduos. Dois grupos foram formados por sujeitos com deformidade dentofacial classe II (GD-II) e III (GD-III), compostos por 9 e 11 sujeitos, respectivamente. O grupo-controle (GC) foi formado por 10 indivíduos livres de alterações oclusais e na morfologia de face. Todos os participantes foram avaliados em dois tempos diferentes. Nos sujeitos com deformidade dentofacial, os exames foram realizados antes e 6 a 8 meses após a cirurgia ortognática. Nos indivíduos do grupo controle, as reavaliações foram feitas respeitando o mesmo intervalo de tempo que nos indivíduos com deformidades.

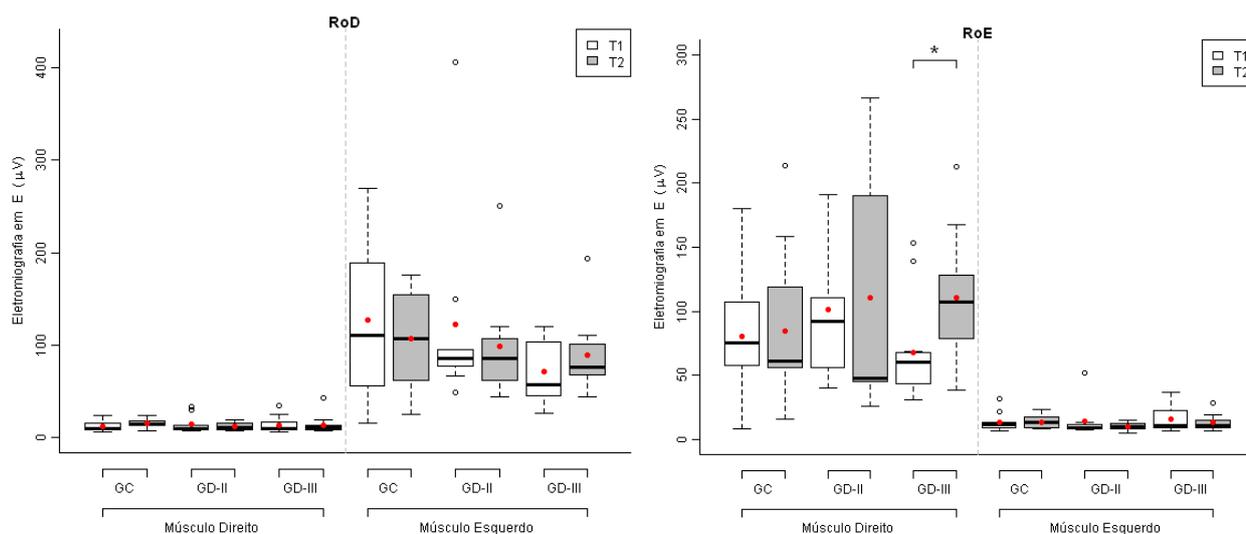
A atividade EMG do músculo ECOM foi analisada durante a condição clínica de rotação máxima de cabeça para o lado direito e esquerdo durante 5 segundos, sempre seguindo o exemplo da pesquisadora, para isso, foi utilizado o eletromiógrafo *Myosystem BR-1 DataHominis Ltda* (Uberlândia, MG, Brasil). Após a realização de todos os registros EMG, analisou-se os valores do *Root Mean Square* (RMS). Os dados EMG não foram normalizados. Para análise estatística, foi realizado o modelo de regressão linear com efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). O nível de significância adotado para esse estudo foi de 0,05.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após análise dos resultados, notou-se que o GD-III apresentou aumento significativo ( $p=0,009$ ) da atividade EMG do músculo ECOM direito na rotação esquerda entre o período pré e pós-cirúrgico, apresentando valores semelhantes ao GC. Entretanto, esse aumento não ocorreu no músculo esquerdo durante a condição clínica de rotação direita de cabeça. Esperava-se que o

aumento da atividade EMG do ECOM acontecesse nas duas situações, uma vez que a deformidade dentofacial classe III é uma alteração esquelética observada no plano sagital e eles podem estar predispostos a mudanças posturais de cabeça vistas no mesmo plano. Uma situação de lateroprognatismo acentuado poderia levar ao aumento da atividade EMG em um único músculo, mas não foram incluídos nessa pesquisa indivíduos com lateroprognatismo acentuado. A avaliação postural de cabeça realizada no plano frontal poderia identificar uma alteração de postura que pudesse explicar tal achado, entretanto, o objetivo dessa pesquisa foi avaliar a postura de cabeça no mesmo plano em que há a alteração maxilomandibular.

Nos sujeitos do GD-II não houve aumento da atividade EMG no ECOM bilateralmente, em nenhuma das condições analisadas.



**Figura 1** - Box Plot da variável atividade EMG (em  $\mu\text{V}$ ) do esternocleidomastoideo direito e esquerdo na rotação direita (RoD) e esquerda (RoE) de cabeça, entre os tempos. A barra mais espessa representa a mediana, os traços extremos mostram os maiores e menores valores da atividade EMG ( $\mu\text{V}$ ) encontrados, os traços que abrem e fecham a caixa representam de baixo para cima o primeiro quartil e acima da mediana, o terceiro quartil.

Nota:  $\circ$  Outlier.  $\square$  Média. \*Nível de significância  $<0,05$ .

O confronto de resultados desse estudo com de outros fica bastante comprometido, uma vez que não existe na literatura estudos que analisem a atividade EMG do ECOM em indivíduos com deformidade dentofacial após a cirurgia ortognática.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que o tratamento da deformidade dentofacial influenciou no aumento da atividade EMG do ECOM na deformidade dentofacial classe III, entretanto, esse aumento aconteceu apenas no ECOM direito na condição clínica de rotação esquerda de cabeça. No GD-II não foi observada modificação da atividade EMG do músculo ECOM em nenhuma das situações clínicas avaliadas.

## REFERÊNCIAS

1. So K, Komiyama O, Arai M, Kawara M, Kobayashi K. Influence of occlusal contact on cervical muscle activity during submaximal clenching. J Oral Rehabil. 2004; 31(5):417-22.
2. Giannakopoulos NN, Helmann D, Schmitter M, Kruger B, Hauser T, Schindler H. Anterior and posterior neck muscle activation during a variety of biting tasks. J Orofac Pain. 2013; 27(1):61-71.

3. Kobayashi T, Honma K, Shingaki S, Nakajima T. Changes in masticatory function after orthognathic treatment in patients with mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg. 2001; 39(4):260-5.
4. Trawitzki LVV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques W. Jr. Masticatory muscle function three years after surgical correction of class III dentofacial deformity. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 39(9):853-6.

# **ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF STERNOCLEIDOMASTOID PRE AND POST TREATMENT OF DENTOFACIAL DEFORMITIES**

Deda MRC<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>2</sup>, Mello-Filho FV<sup>3</sup>, Trawitzki LVV<sup>3</sup>

1 Core of Physical Therapy, Federal University of Sergipe, Lagarto, SE, Brazil

2 Department of Morphology, Stomatology and Physiology, College of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

3 Department of Ophthalmology, Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, College of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

E-mail: [deda.marcela@hotmail.com](mailto:deda.marcela@hotmail.com) Web: [www.fmrp.usp.br](http://www.fmrp.usp.br)

## **INTRODUCTION**

The dentofacial deformity may be associated with abnormal electromyographic activity (EMG) of the sternocleidomastoid (SCM) muscle, since for So et al.<sup>1</sup> the EMG activity of SCM increases as decreases the occlusal contacts and there coactivation between masticatory muscles and SCM during static contractions of masticatory muscles<sup>2</sup>.

Much has been discussed in the scientific community regarding the effect of orthognathic surgery on the cervicocraniofacial complex, due to existence of biomechanics, sensory and occlusal relationship between the structures of the complex<sup>3</sup>. So, we hypothesize that after surgery, the EMG activity of the SCM can undergo changes just as occurs with the EMG activity of the masticatory muscles<sup>4</sup>, considering the new maxillomandibular position and the complex cervicocraniofacial relationship. Thus, this study evaluated the EMG activity of SCM muscle during maximal head rotation in subjects with class II and III dentofacial deformity before and 6-8 months after surgery.

## **METHODS**

Three groups were evaluated, totaling 30 individuals. Two groups were formed by subjects with dentofacial deformities class II (GD-II) and III (GD-III), consisting of 9 and 11 subjects, respectively. The control group (CG) consisted of 10 individuals free of occlusal changes and on the morphology of face. All participants were evaluated at two different times. In the subjects with dentofacial deformities, examinations were performed before and 6 to 8 months after orthognathic surgery. In the control group, the revaluations were made respecting the same time interval in individuals with deformities.

The EMG activity of the SCM muscle was analyzed during the clinical condition of maximal right and left head rotation for 5 seconds, always following the example of the researcher, for this, it was used the electromyographer Myosystem BR-1 DataHominis Ltda (Uberlandia, MG, Brazil). After conducting all EMG records, we analyzed the values of Root Mean Square (RMS). The EMG data were not normalized. For statistical analysis of data was performed the linear regression model with mixed effects (fixed and random effects). The significance level for this study was 0.05.

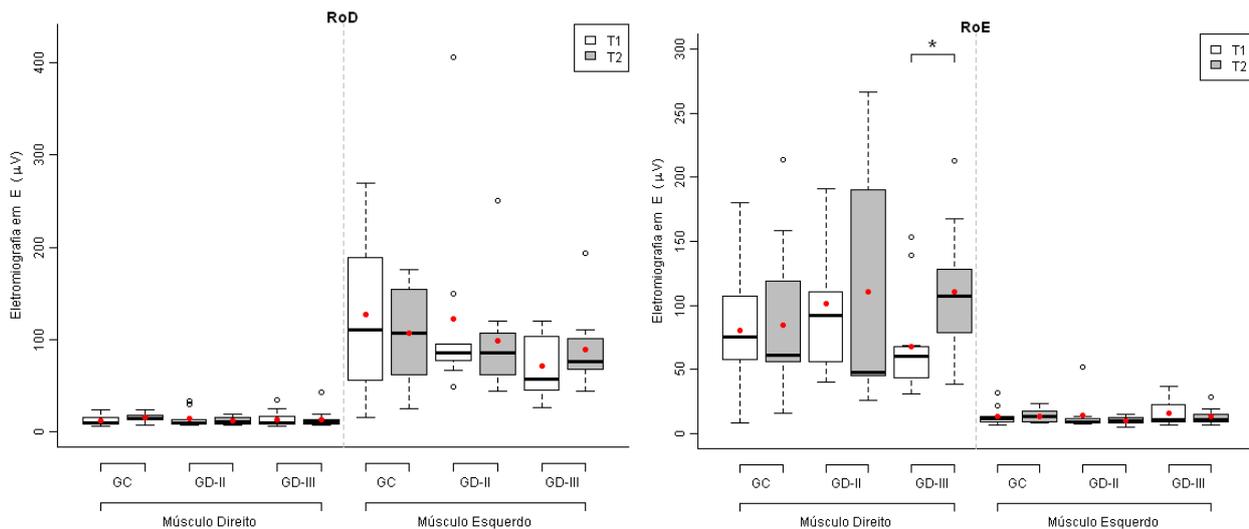
## **RESULTS AND DISCUSSION**

After analyzing the results, it was noted that the GD-III showed a significant increase ( $p = 0.009$ ) of EMG activity of the right SCM muscle in left head rotation between the pre and post-surgery, with similar values to the GC. However, this increase did not occur in the left muscle during the clinical condition of the right head rotation.

It was expected that the increase in EMG activity of the SCM happen in two situations, since the class III dentofacial deformity is a skeletal abnormality observed in the sagittal plane and they may be predisposed to postural changes of the head seen in the same plane.

An accentuated lateroprognatism situation could lead to increased EMG activity in a single muscle, but were not included in this study individuals with severe lateroprognatismo. Postural assessment of head performed in the frontal plane could identify a change in posture that could explain this finding, however, the objective of this research was to evaluate head posture in the same plane in which there is maxilomandibular change.

In the subjects of the GD-II there was no increase of EMG activity in ECOM bilaterally, in none of the analyzed conditions.



**Figure 1** - Box Plot of variable EMG activity (in microvolts) of the right and left sternocleidomastoid on the right rotation (RoD) and left (RoE) of head, within the times. The thicker bar represents the median, the extremes traces show the largest and smallest values of EMG activity (microvolts) found the traces that open and close the box from top to bottom represent the first quartile and above the median, the third quartile.

Note: ° outlier. • Average. \* Level of significance 0.05.

The comparison of results of this study with others is severely compromised, since there is no studies in the literature which analyze the SCM EMG activity in subjects with dentofacial deformities after orthognathic surgery.

## CONCLUSION

It is concluded that the treatment of dentofacial deformities influenced the increase of EMG activity of SCM in class III dentofacial deformity, however, this increase occurred only in the right muscle on the clinical condition of the left head rotation. In GD-II no change in EMG activity of SCM muscle in any of the clinical situations evaluated was observed.

## REFERENCES

1. So K, Komiya O, Arai M, Kawara M, Kobayashi K. Influence of occlusal contact on cervical muscle activity during submaximal clenching. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(5):417-22.
2. Giannakopoulos NN, Helmann D, Schmitter M, Kruger B, Hauser T, Schindler H. Anterior and posterior neck muscle activation during a variety of biting tasks. *J Orofac Pain.* 2013; 27(1):61-71.

3. Kobayashi T, Honma K, Shingaki S, Nakajima T. Changes in masticatory function after orthognathic treatment in patients with mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg. 2001; 39(4):260-5.
4. Trawitzki LVV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques W. Jr. Masticatory muscle function three years after surgical correction of class III dentofacial deformity. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 39(9):853-6.

# EFEITO DO TRATAMENTO DA DEFORMIDADE DENTOFACIAL NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS E ESTERNOCLEIDOMASTOIDEO DURANTE A MASTIGAÇÃO

Deda, MRC<sup>1</sup>; Regalo, SCH<sup>2</sup>; Mello-Filho, FV<sup>3</sup>; Trawitzki, LVV<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Núcleo de Fisioterapia da Universidade Federal de Sergipe

<sup>2</sup>Departamento de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP

<sup>3</sup>Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP

E-mail: deda.marcela@hotmail.com Web: www.fmrp.usp.br

## INTRODUÇÃO

A melhora da função mastigatória destaca-se como um importante benefício da cirurgia ortognática<sup>1,2</sup>, talvez por conta disso é que alguns estudos relatam que tal procedimento afeta a atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios<sup>3,4,5,6</sup>.

Devido à relação anatômica, biomecânica e neurológica entre os músculos mastigatórios e de pescoço<sup>7</sup>, é de se esperar que a cirurgia ortognática altere não só a atividade elétrica dos músculos mastigatórios, mas também do esternocleidomastoideo, uma vez que a estrutura esquelética facial é modificada. Contudo, não existem pesquisas no meio científico acerca do efeito da cirurgia ortognática no músculo esternocleidomastoideo. Existe apenas a análise da influência desse procedimento cirúrgico nos músculos temporal anterior e masseter<sup>3,4,5,6</sup>. Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a influência do tratamento da deformidade dentofacial na atividade eletromiográfica dos músculos temporal anterior, masseter e esternocleidomastoideo.

## MÉTODOS

Trinta sujeitos participaram desse estudo. Nove pacientes apresentaram o diagnóstico de deformidade dentofacial classe II, com idade média de 21 anos. Onze pacientes apresentaram o diagnóstico de deformidade dentofacial classe III, com idade média de 25 anos. O grupo controle foi composto por dez voluntários com idade média de 28 anos, sem alterações oclusais e evidências clínicas de deformidades esqueléticas. Nos sujeitos com deformidade dentofacial, todos os exames foram realizados antes e 6 a 8 meses após a cirurgia ortognática. Nos indivíduos do grupo controle, as reavaliações foram feitas respeitando o mesmo intervalo de tempo que nos indivíduos com deformidades.

Os eletrodos usados nesse estudo foram eletrodos ativos diferenciais de superfície, que foram posicionados sobre a pele na região do ventre dos músculos com a maior extensão das barras em sentido perpendicular à direção das fibras musculares e seu posicionamento seguiu as recomendações de Cram *et al.*<sup>8</sup>, que preconizam o teste de função muscular. Na região anterior do punho foi colocado um eletrodo circular de aço inoxidável, como eletrodo de referência. Antes da colocação dos eletrodos, a pele foi limpa com algodão embebido em álcool 70% para reduzir a impedância entre a pele e o eletrodo e, quando necessário, a tricotomia foi realizada.

Foi realizada a avaliação eletromiográfica dos músculos masseter, temporal anterior e esternocleidomastoideo, bilateralmente, durante a mastigação direita e esquerda, utilizando-se o eletromiógrafo computadorizado *Myosystem-Br1*. Os voluntários realizaram a mastigação direita e esquerda com goma de mascar (*Trident*) e foram solicitados a mastigar durante 5 segundos, período em que foi registrada a atividade eletromiográfica. Além da mastigação, os voluntários realizaram o máximo apertamento dentário e a máxima rotação de cabeça direita e esquerda. Após a realização

de todos os registros analisou-se, em cada músculo, nas duas situações, individualmente, em  $\mu\text{V}$ , os valores do envoltório linear. Os valores do envoltório linear obtidos durante o máximo apertamento dentário e a máxima rotação de cabeça direita e esquerda foram utilizados para normalizar os dados dos músculos mastigatórios e do esternocleidomastoideo, respectivamente. Todos os voluntários foram solicitados a manter esses posicionamentos durante 5 segundos, período em que foi registrada a atividade eletromiográfica. O procedimento de normalização foi realizado através do programa estatístico *SPSS 17.0* e para análise estatística dos dados foi realizado o modelo de regressão linear com efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). O nível de significância adotado para esse estudo foi de 0,05.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Não foram encontradas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) em todas as análises realizadas.

Esses resultados estão de acordo com os de Van Den Braber *et al.*<sup>6</sup>, uma vez que eles notaram que a correção da deformidade dentofacial classe II não surtiu efeito na atividade eletromiográfica do masseter e temporal anterior durante a mastigação, contudo, eles não avaliaram indivíduos classe III.

Trawitzki *et al.*<sup>4,5</sup> concluíram que com o tratamento da deformidade dentofacial há aumento da atividade eletromiográfica do músculos masseter e temporal anterior durante a mastigação.

Não se encontrou no meio científico estudos que analisaram o efeito da correção da deformidade dentofacial na atividade eletromiográfica do esternocleidomastoideo, o que impossibilita e limita o confronto de resultados e discussão a respeito desse ponto.

A avaliação realizada após um tempo maior de cirurgia talvez pudesse ter evidenciado diferença significativa entre o pré e pós-cirúrgico. Hipotetiza-se também que pelo fato de muitos desses pacientes estarem em terapia fonoaudiológica, eles não apresentaram uma alteração muscular tão evidente.

## CONCLUSÃO

Baseado no que foi exposto, conclui-se que o tratamento da deformidade dentofacial classe II e III não influenciou na atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios e esternocleidomastoideo.

## REFERÊNCIAS

1. Foltán R, Hoffmannová J, Pavlíková G, Hanzelka T, Klíma K, Horká E, et al. The influence of orthognathic surgery on ventilation during sleep. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(2):146-9.
2. Hasebe D, Kobayashi T, Hasegawa M, Iwamoto T, Kato K, Izumi N, et al. Changes in oropharyngeal airway and respiratory function during sleep after orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(6):584-92.
3. Di Palma E, Gasparini G, Pelo S, Tartaglia GM, Chimenti C. Activities of masticatory muscles in patients after orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009; 37(7):417-20.
4. Trawitzki LVV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques Junior W. Effect of treatment of dentofacial deformities on the electromyographic activity of masticatory muscles. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 35(2):170-3.
5. Trawitzki LVV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques Junior, W. Masticatory muscle function three years after surgical correction of class III dentofacial deformity. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39(9):853-6.
6. Van Den Braber W, Van Der Glas H, Van Der Bilt A, Brosman F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(5):549-54.

# EFFECT OF TREATMENT OF DENTOFACIAL DEFORMITY IN ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF MASTICATORY AND STERNOCLEIDOMASTOID MUSCLE DURING CHEWING

Deda MRC<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>2</sup>, Mello-Filho FV<sup>3</sup>, Trawitzki LVV<sup>3</sup>

1 Core of Physical Therapy, Federal University of Sergipe, Lagarto, SE, Brazil

2 Department of Morphology, Stomatology and Physiology, College of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

3 Department of Ophthalmology, Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, College of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

E-mail: deda.marcela@hotmail.com      Web: www.fmrp.usp.br

## INTRODUCTION

The improvement of masticatory function stands out as an important benefit of orthognathic surgery<sup>1,2</sup>, perhaps because of that, is that some studies report that this procedure affects the electromyographic activity of masticatory muscles<sup>3,4,5,6</sup>.

Due to the anatomical, biomechanical and neurological relationship between the masticatory muscles and neck<sup>7</sup>, it is expected that the orthognathic surgery change not only the electrical activity of the masticatory muscles, but also the sternocleidomastoid, once the facial skeletal structure is modified. However, there are not studies in the scientific community about the effect of orthognathic surgery on the sternocleidomastoid muscle. There is only the analysis of the influence of this surgical procedure in the anterior temporal and masseter muscles<sup>3,4,5,6</sup>. The aim of this study was to analyze the effect of the treatment of dentofacial deformity in anterior temporal, masseter and sternocleidomastoid electromyographic activity.

## METHODS

Thirty subjects participated on this study. Nine patients with a diagnosis of class II dentofacial deformity, with mean age of 21 years. Eleven patients with a diagnosis of class III dentofacial deformity, with mean age of 25 years. The control group was assigned by ten volunteers with mean age of 28 years, without occlusal alterations and clinical evidence of skeletal deformities. In the subject with dentofacial deformity, all these test were performed before and 6-8 months after the ortognatic surgery. In the control group subject, the revaluations were made respecting the same time interval in individuals with deformities.

The electrodes used in this study were differential active surface electrodes, which were placed on the skin in the belly of the muscle region with the largest extension of the bars perpendicular to the direction of the muscle fibers and their placement followed the recommendations of Cram et al.<sup>8</sup>, which recommend the test of muscle function. In the anterior region of the wrist was placed a circular stainless steel electrode as the reference electrode. Before electrode placement, the skin was cleaned with cotton soaked in 70% alcohol to reduce impedance between the skin and the electrode and, when necessary, shaving was done.

It was performed the electromyographic evaluation of masseter, anterior temporal and sternocleidomastoid muscles, bilaterally, during right and left mastication, using the electromyographer computerized Myosystem-Br 1. The volunteers performed the right and left chewing gum (Trident) and were asked to chew during 5 seconds, period in which it was registered the electromyographic activity. Besides chewing, the volunteers performed maximum clenching and maximum right and left head rotation. After all records, was analyzed in each muscle, in both situations, individually, in  $\mu\text{V}$ , the values of the linear envelope. The values obtained during

maximum clenching and maximum right and left head rotation was used to normalize the data of the masticatory muscles and the sternocleidomastoid, respectively.

All volunteers were asked to keep these positions during 5 seconds, period in which it was registered the electromyographic activity. The normalization procedure was performed using the statistical program SPSS 17.0 and for statistical analysis of data was performed the linear regression model with mixed effects (fixed and random effects). The significance level for this study was 0.05.

## **RESULTS AND DISCUSSION**

No significant ( $p>0.05$ ) differences were found in all analyzes.

These results are in agreement with those of Van Den Braber et al.<sup>6</sup>, since they noticed that the correction of dentofacial deformity class II had no effect on EMG activity of the anterior temporal and masseter during chewing, however, they did not evaluate class III subjects.

Trawitzki et al.<sup>4,5</sup> concluded that with the treatment of dentofacial deformities there is an increase of the electromyographic activity of the masseter and anterior temporal muscles during chewing.

It was not found scientific studies that analyzed the effect of dentofacial deformities correction on the electromyographic activity of the sternocleidomastoid, which makes it impossible and limits the comparison of results and discussion about this point.

The evaluation performed after a longer time of surgery could perhaps have shown a significant difference between pre and post surgery. Was also hypothesized that because many of these patients are in speech therapy, they did not present a muscle change so obvious.

## **CONCLUSION**

Based on what has been stated above, it is concluded that the treatment of dentofacial deformities class II and III did not influence on the electromyographic activity of the masticatory muscles and sternocleidomastoid.

## **REFERENCES**

1. Foltán R, Hoffmannová J, Pavlíková G, Hanzelka T, Klíma K, Horká E, et al. The influence of orthognathic surgery on ventilation during sleep. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(2):146-9.
2. Hasebe D, Kobayashi T, Hasegawa M, Iwamoto T, Kato K, Izumi N, et al. Changes in oropharyngeal airway and respiratory function during sleep after orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(6):584-92.
3. Di Palma E, Gasparini G, Pelo S, Tartaglia GM, Chimenti C. Activities of masticatory muscles in patients after orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009; 37(7):417-20.
4. Trawitzki LVV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques Junior W. Effect of treatment of dentofacial deformities on the electromyographic activity of masticatory muscles. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 35(2):170-3.
5. Trawitzki LVV, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques Junior, W. Masticatory muscle function three years after surgical correction of class III dentofacial deformity. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39(9):853-6.
6. Van Den Braber W, Van Der Glas H, Van Der Bilt A, Brosman F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(5):549-54.

## ALTERAÇÕES DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO EM INDIVÍDUOS DIABÉTICOS E HIPERTENSOS – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Borges TF<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Vasconcelos PB<sup>1</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brazil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: tfborges@usp.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

A inversão da pirâmide populacional é uma realidade em todo mundo. De acordo com o *U.S. Census Bureau* a população mundial com mais de 40 anos cresceu 22,8% nos últimos 10 anos. Paralelo ao envelhecimento demográfico ocorre transição da saúde com mudança do perfil epidemiológico, dando ênfase ao aumento das doenças crônico-degenerativas (Bradshaw *et al.*<sup>1</sup>). Diabetes tipo 2 e hipertensão arterial são doenças crônico-degenerativas não transmissíveis com importância global devido às suas características essenciais da transição epidemiológica (Pereira *et al.*<sup>2</sup>; Ministério da Saúde<sup>3</sup>).

Este estudo objetivou analisar a atividade eletromiográfica dos músculos masseteres e temporais em indivíduos com diabetes e hipertensão considerando as condições posturais e a eficiência dos ciclos mastigatórios.

### MÉTODOS

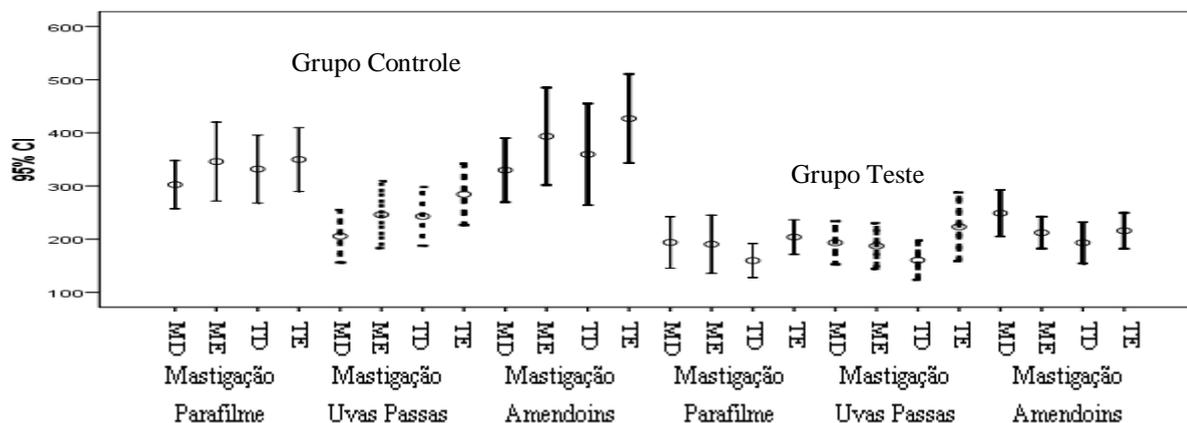
O estudo incluiu 50 indivíduos, divididos em dois grupos: 1) sem diabetes e / ou hipertensão - grupo controle (n = 25); 2) e com diabetes e hipertensão - grupo teste (n = 25), pareados sujeito a sujeito por gênero e idade, sendo ambos composto por 6 homens e 19 mulheres com idade entre 33-81 anos (idade média de 54 anos). Os indivíduos foram informados sobre os objetivos e etapas da Pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e esclarecido, previamente aprovado pelo Comitê de Ética da FORP/USP de acordo com a resolução 196/96, e Complementares do Conselho Nacional de Saúde.

A atividade eletromiográfica foi analisada por meio do sinal eletromiográfico (Myosystem - BR3.5 - DataHominis Ltda - Brasil ) com eletrodos ativos diferenciais. Os eletrodos ativos diferenciais de superfície foram colocados sobre a pele, limpa com álcool, em ambos os masseteres e temporais. Um eletrodo terra foi fixado na região frontal. Os sinais foram filtrados, digitalmente, utilizando um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz. O registro eletromiográfico avaliou os músculos masseteres e temporais em condições clínicas de repouso, lateral direita e esquerda, protrusão (5 segundos cada) e apertamento com e sem parafilme (4 segundos). A eficiência dos ciclos mastigatórios foi mensurada por meio da integral da envoltória dos músculos masseter e temporal durante a mastigação de parafilme M®, uva passa e amendoim (10 segundos cada).

Os dados foram submetidos à análise estatística utilizando o SPSS 19.0 para *Windows* (SPSS Inc.; Chicago, IL, USA). Aplicou-se o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar a normalidade dos dados. O teste *t* de *Student* para amostras independentes foi realizado para comparação da atividade eletromiográfica entre o grupo controle e grupo teste. O teste de variância (ANOVA) foi aplicado para comparação intra-grupos dos três tipos de mastigação (Parafilme M®, uvas passas e amendoins). Estabeleceu-se o nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A atividade eletromiográfica das condições clínicas de repouso, protrusão, lateralidade direita e esquerda, apertamento sem e com Parafilme M® não mostrou diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e o grupo de teste. Indivíduos com diabetes e hipertensão apresentaram médias mais baixas de eficiência do ciclo mastigatório para os músculos masseter e temporal quando comparados ao grupo controle (Figura 1), com diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) na mastigação parafilme M® e amendoins. Na comparação intragrupo dos três tipos de mastigação (Parafilme M®, uvas passas e amendoins) foi observado que para o grupo teste não houve diferenciação no requerimento das fibras musculares, já para o grupo controle houve maior requerimento das fibras musculares principalmente para o amendoim em relação à mastigação de uvas passas com  $p < 0,05$  (ANOVA).



**Figura 1** - Intervalo de confiança para a eficiência dos músculos mastigatórios (MD – masseter direito; ME – masseter esquerdo; TD – temporal direito; TE – temporal), durante a mastigação de parafilme, uvas passas e amendoins, do grupo controle e do grupo teste

Sugere-se que em função da contração do músculo esquelético estar sob controle do sistema nervoso central (Watras<sup>4</sup>) e existir uma forte associação entre hipertensão e neuropatia periférica sensorio-motora em indivíduos diabéticos tipo 2 (Mangoni *et al.*<sup>5</sup>), possa ocorrer nesse perfil de indivíduos um menor requerimento das fibras musculares durante o processo da mastigação.

## CONCLUSÃO

Concluiu-se que as doenças crônico-degenerativas, diabetes associados à hipertensão, afeta a função dos músculos mastigatórios.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Bradshaw D, Schneider M, Norman R, Bourne D. Mortality patterns of chronic diseases of lifestyle in South Africa. In: Chronic Diseases of Lifestyle in South Africa since 1995 – 2005. Canada: Medical Research Council 2006; 9-22.
- 2 - Pereira M, Lunet N, Azevedo A, Barros H. Differences in prevalence, awareness, treatment and control of hypertension between developing and developed countries. J Hypertension 2009; 27:963-75.
- 3 - Ministério da Saúde. Diabetes Mellitus: caderno de atenção básica – n° 16 série A - normas e manuais técnicos. Brasília – DF 2006.
- 4 - Watras JM. Músculo – fisiologia do músculo esquelético. In: Koeppen BM, Stanton BA. Fisiologia. 6ª ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2009; 233-55.
- 5 - Mangoni AA, Ghidoni A, Jarmuzewska EA. Hypertension and sensorimotor peripheral neuropathy in type 2 diabetes. Eur Neurol 2007; 57:91-95.

**Suporte financeiro:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 e 2012/00897-8 Protocolo No. CEP: 2011.1.1162.58.9

## CHANGES OF MASTIGATORY MUSCLES IN DIABETIC AND HYPERTENSIVE SUBJECTS – ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS

Borges TF<sup>1</sup>, Zeitune MB<sup>1</sup>, Siéssere S<sup>1</sup>, Oliveira RH<sup>1</sup>, Regalo CA<sup>2</sup>, Vasconcelos PB<sup>1</sup>, Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>1</sup>, Regalo SCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup>School of Dentistry, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brazil

<sup>2</sup>UniSEB COC, Ribeirão Preto, Brazil

E-mail do apresentador: [tfborges@usp.br](mailto:tfborges@usp.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The inverted population pyramid is a reality in worldwide. According to the U.S. Census Bureau the global population over 40 years grew 22.8% the last 10 years. Aging occurs parallel to the health transition with changing epidemiological profile, emphasizing the increase in chronic degenerative diseases (Bradshaw et al.<sup>1</sup>). Type 2 diabetes and hypertension are not transmitted diseases with global importance due to its essential characteristics of the epidemiological transition (Pereira et al.<sup>2</sup>, Ministério da Saúde<sup>3</sup>) chronic degenerative diseases.

This study aimed to analyze the electromyographic activity of masseter and temporal muscles in subjects with diabetes and hypertension considering the postural conditions and masticatory cycle's efficiency.

### METHODS

The study included 50 subjects divided into two groups: 1) without diabetes and/or hypertension - control group (n = 25), 2) and with diabetes and hypertension - test group (n = 25), selected by genre and pairing age, both being composed of 6 men and 19 women aged between 33-81 years (mean age 54 years). The subjects were informed about the objectives and stages of the research and signed an informed consent, approved by Ethics Committee of the Ribeirão Preto School of Dentistry of the University of São Paulo according to resolution 196/96 of the National Health Council – Brazil.

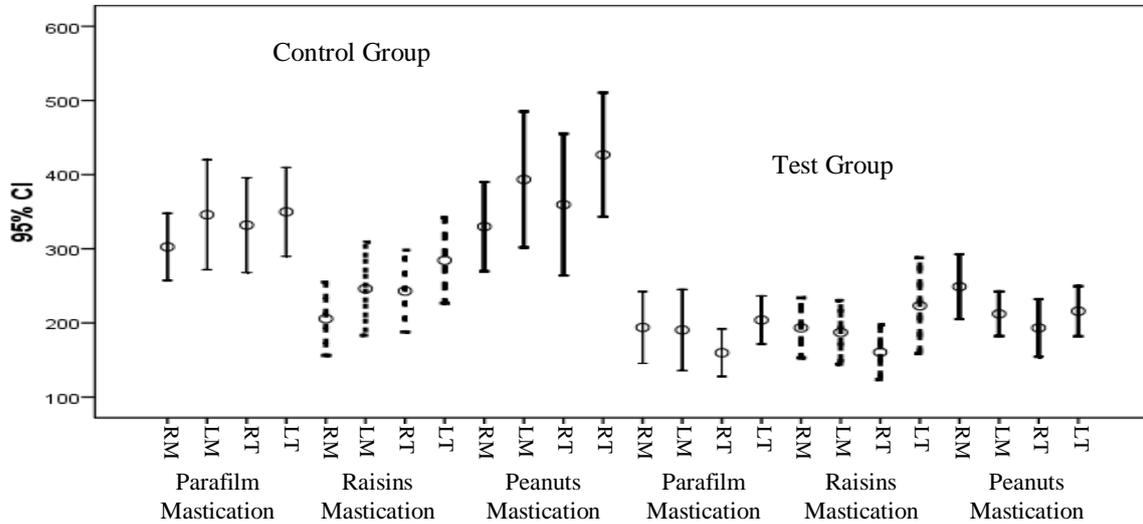
The electromyographic activity was analyzed by means the electromyographic signal (Myosystem – BR3.5 – DataHominis Ltda - Brazil) with differential active electrodes. Surface differential active electrodes were placed on the skin, cleaned with alcohol, on both masseter and temporalis muscles. A ground electrode was fixed on the frontal region. The signals were digitally filtered using a bandpass filter of 10 to 500 Hz. The electromyography recording evaluated the masseter and temporal muscles in mandibular conditions of rest, right lateral and left, protrusion (5 seconds each) and clenching (4 seconds). Masticatory cycle's efficiency was measured by the ensemble average of masseter and temporal muscles during chewing of parafilm M<sup>®</sup>, raisin and peanut (10 seconds each).

Data were statistically analyzed using SPSS 19.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). We used the Shapiro-Wilk test to verify the normality of the data. The Student t test for independent samples was performed to compare the electromyographic activity between control group and test group. The confidence level of 95% (p<0.05) was established.

### RESULTS E DISCUSSION

The electromyographic activity of the clinical conditions of rest, protrusion, right and left lateral movement, clenching without and with Parafilm M<sup>®</sup> Hipertensive don't showed difference statistically significant between control and test group. Subjects with diabetes and hypertension showed lower means of masticatory cycle's efficiency than control group for the masseter and

temporal muscles (Figure 1), with statistically significant difference ( $p < 0.05$ ) in chewing parafilm M<sup>®</sup> and peanuts. Intragroup comparison of three types of chewing (Parafilm M<sup>®</sup>, raisins and peanuts) we observe that for the test group there was no difference in the muscle fibers request, as for the control group was greater muscle fiber request for peanuts compared mastication of raisins with  $p < 0.05$  (ANOVA).



**Figure 1** - Confidence interval for the masticatory cycles' efficiency (RM – right masseter, LM – left masseter, RT – right temporal, LT – left temporal) during mastication of parafilm, raisins and peanuts, the control group and test group

It is suggested that due to the contraction of skeletal muscle is under control of the central nervous system (Watras<sup>4</sup>) and there is a strong association between hypertension and peripheral sensorimotor neuropathy in type 2 diabetic subjects (Mangoni et al.<sup>5</sup>), may occur in this subjects lower muscle fibers request during the masticatory process.

## CONCLUSION

It was concluded that the chronic degenerative diseases, diabetes associated with hypertension, affect the function of masticatory muscles.

## REFERENCES

- 1 - Bradshaw D, Schneider M, Norman R, Bourne D. Mortality patterns of chronic diseases of lifestyle in South Africa. In: Chronic Diseases of Lifestyle in South Africa since 1995 – 2005. Canada: Medical Research Council 2006; 9-22.
- 2 - Pereira M, Lunet N, Azevedo A, Barros H. Differences in prevalence, awareness, treatment and control of hypertension between developing and developed countries. J Hypertension 2009; 27:963-75.
- 3 - Ministério da Saúde. Diabetes Mellitus: caderno de atenção básica – n° 16 série A - normas e manuais técnicos. Brasília – DF 2006.
- 4 - Watras JM. Músculo – fisiologia do músculo esquelético. In: Koeppen BM, Stanton BA. Fisiologia. 6ª ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2009; 233-55.
- 5 - Mangoni AA, Ghidoni A, Jarmuzewska EA. Hypertension and sensorimotor peripheral neuropathy in type 2 diabetes. Eur Neurol 2007; 57:91-95.

**Financial support:** CNPq, FAPESP 2012/00928-0 and 2012/00897-8 Protocol No. CEP: 2011.1.1162.58.9

## ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO TORNOZELO DE ATLETAS DE VOLEIBOL, DURANTE O BLOQUEIO, ESTABILIZADAS COM SUPORTE EXTERNO

Barbosa GM, Ribeiro JDC, Moura DM, Lima SM, Santos HH

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: [germannamb@gmail.com](mailto:germannamb@gmail.com)

### INTRODUÇÃO

O interesse pela prática esportiva tem crescido nos últimos tempos, acarretando conseqüentemente, um aumento do número e dos tipos de lesões músculo-esqueléticas ligadas ao esporte<sup>1</sup>. No voleibol, 63% das lesões em membros inferiores estão associadas às habilidades motoras do salto, como ataque e bloqueio, sendo 25% relacionadas às entorses de tornozelo<sup>2</sup>.

Medidas preventivas, tais como o uso de órteses e bandagens funcionais, têm sido frequentemente propostas, a fim de evitar a ocorrência de lesões<sup>3</sup>. Entretanto, a influência do uso destes estabilizadores no desempenho esportivo e funcional ainda apresenta resultados contraditórios<sup>4</sup>. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos Tibial Anterior (TA), Fibular Longo (FL) e Gastrocnêmio Medial (GM) de atletas de voleibol, pré e pós-aterrissagem, submetidas à utilização de órtese e bandagem funcional.

### MÉTODOS

A amostragem foi selecionada por conveniência e participaram do estudo 10 atletas (Idade = 19,4±2,2 anos; Massa corporal = 63,6±8,78 kg; Estatura = 1,72±0,04m; IMC = 21,38±2,66kg/m<sup>2</sup>). sexo feminino, com faixa etária entre 18 e 24 anos de idade, que não apresentassem entorses de tornozelo há pelo menos 6 meses, com tempo de treinamento acima de 1 ano e frequência de, pelo menos, 3 vezes por semana, participantes de pelo menos uma das edições das Olimpíadas Universitárias Brasileiras.

Inicialmente, as atletas foram submetidas à avaliação clínico-funcional e, em seguida, familiarizadas com o protocolo da pesquisa. Foram realizados aquecimento global (corrida – 7 min) e específico (ataque-defesa) e alongamento de membros inferiores (5 minutos) seguida pela fixação dos eletrodos, conforme *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles – SENIAM*<sup>5</sup>. Um eletromiógrafo de 8 canais (modelo W4X8, Biometrics Ltd., UK) com eletrodos ativos simples diferencial, frequência de amostragem de 1000Hz e ganho de 1000 vezes, foi utilizado para a aquisição dos sinais eletromiográficos (EMG) dos músculos: tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio medial (GM). Anteriormente a colocação dos eletrodos, realizou-se tricotomia, abrasão e limpeza da pele, com álcool 70%, para diminuir a impedância tecidual.

Os sinais EMG foram coletados com a atleta posicionada de frente para a rede de vôlei, realizando o salto vertical máximo de bloqueio, sendo utilizado 3 condições de estabilidade do tornozelo, distribuídas aleatoriamente ([www.lee.dante.br](http://www.lee.dante.br)): 1) sem estabilizador/SE; 2) com órtese/ORT (*Active Ankle Systems - Louisville, KY - USA*); e 3) com bandagem funcional/BF (esparadrapo inelástico - Cremer, Brasil, associado ao pré-tape *Uderwrep - Mueller, EUA*). Para cada condição de estabilidade, foi registrado o sinal EMG (3 repetições) com intervalo de 10 s entre cada repetição e de 5 minutos entre as condições de estabilidade, sendo analisados os 2s centrais das fases 1 (pré-impulsão) e fase 2 (aterrissagem), utilizando-se o *Root mean square (RMS)*.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da e Saúde da Universidade Federal da Paraíba (CEP/CCS/UFPB) sob protocolo n<sup>o</sup> 017/2013, CAAE: 11963712.5.0000.5188.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Anova (two-way) mostrou diferença no sinal EMG entre os músculos na fase 1 do bloqueio ( $P < 0,01$ ), porém, não mostrou diferença na fase 2 ( $P = 0,116$ ). O *post-hoc* de Tukey apontou estas diferenças entre o TA e FL ( $P = 0,036$ ) e GM e FL ( $P < 0,01$ ). Estes resultados podem ser compreendidos pelo fato de o indivíduo realizar uma flexão de quadril e joelho associada a uma extensão passiva de tornozelo em cadeia cinética fechada, o que solicita maior atividade dos músculos estudados, principalmente os músculos TA e FL, na fase 1.

Analisando-se ao sinal EMG dos músculos estudados, nas duas fases do salto vertical descritas, foi observado que na fase 1, o FL apresenta maior atividade elétrica quando comparado aos demais músculos, contrariando os estudos de Cardoso *et al.*<sup>6</sup> os quais observaram maior sinal EMG para o músculo TA.

Quanto às condições de estabilização do tornozelo (SE, ORT e BF) também não houve diferença no sinal EMG, tanto na fase 1 ( $P = 0,964$ ), quanto na fase 2 ( $P = 0,908$ ). Este resultado difere dos resultados encontrados em um estudo realizado por Hopper *et al.*<sup>7</sup> no qual os autores verificaram uma atividade eletromiográfica do FL e do GM significativamente diminuída quando os sujeitos da pesquisa utilizaram a órtese durante o movimento de aterrissagem.

Quando comparadas as fases, o teste t *Student* (independente) mostrou diferença para o músculo TA e FL, em ambas as fases, porém nenhuma diferença foi encontrada para o músculo GM (Tabela 1).

**Tabela 1** – Valores do sinal EMG dos músculos do tornozelo normalizado pela CIVM (%)

Estabilização/Músculos	Fases do Bloqueio		Valor de P
	Fase 1 (Pré-impulsão)	Fase 2 (Aterrissagem)	
SE_TA	268,10±48,39	191,40±32,00	0,022
ORT_TA	276,35±53,32	201,75±35,56	0,012
BF_TA	294,40±56,75	197,10±34,15	0,013
SE_FL	380,65±63,12	212,90±22,14	0,033
ORT_FL	373,60±60,52	217,45±27,48	0,019
BF_FL	389,80±65,29	216,50±28,37	0,025
SE_GM	190,05±18,68	156,60±23,50	0,553
ORT_GM	198,70±20,25	172,05±27,41	0,431
BF_GM	187,00±18,14	168,60±26,71	0,248

Legenda: SE = sem órtese; ORT = órtese; BF = bandagem funcional

## CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que não houve diferença entre as condições de estabilização do tornozelo (SE, ORT e BF) durante o bloqueio, embora os músculos (TA e FL; GM e FL) tenham mostrado níveis diferentes de atividade EMG na fase 1 do bloqueio e quando comparada as duas fases houve menor atividade EMG durante a fase 2.

## REFERÊNCIAS

- Hall SJ. Biomecânica básica. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2009.
- Angel J, Palmieri-Smith RM, Dick R, Wojtys EM, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate women's volleyball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System. 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train* 2007; 42(2):295-302.
- Sacco ICN, Takahasi. HY, Vasconcellos AA, Suda EY, Bacarin TA, Pereira CS, *et al.* Influencia de implementos para o tornozelo nas respostas biomecânicas do salto e aterrissagem no basquete. *Rev Bras Med Esporte* 2004; 10(6):447-52.

4. Abián-Vicén J, Alegre LM, Fernández-Rodríguez M, Lara AJ, Meana M, Aguado X. Ankle taping does not impair performance in jump or balance tests. *J Sport Sci Med* 2008; 7(4):350-6.
5. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5):361-74.
6. Cardoso JR, Guerino CSM, Santos MB, Mustafá TADA, Lopes AR, Paula MC. Influência da utilização da órtese de tornozelo durante atividades do voleibol: avaliação eletromiográfica. *Rev Bras Med Esp.* 2005; 11(5):276-80.
7. Hopper DM, Mcnair P, Elliott BC. Landing in netball: effects of taping and bracing the ankle. *Br J Sports Med* 1999; 33(6):409-13.

# ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY ANKLE ATHLETES OF VOLLEYBALL DURING THE LOCK, STABILIZED WITH EXTERNAL SUPPORT

Barbosa MB, Ribeiro JDC, Moura DM, Lima SM, Santos HH

Department of Physical Therapy at Universidade Federal of Paraíba - UFPB  
Presenter's E-mail: [germannamb@gmail.com](mailto:germannamb@gmail.com)

## INTRODUCTION

The interest in sports practice has grown in recent times, thus causing an increase in the number and types of musculoskeletal injuries related to sports<sup>1</sup>. In volleyball, 63% of lower limb injuries are associated with the motor skills of the jump, as attacking and blocking, with 25% related to ankle sprains<sup>2</sup>.

Preventive measures, such as the use of functional orthoses and wraps, have frequently been proposed in order to avoid the occurrence of injuries<sup>3</sup>. However, the influence of the use of stabilizers in the functional performance in sports still presents contradictory results<sup>4</sup>. Thus, the aim of this study was to analyze the electromyographic activity of the muscles tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL) and medial gastrocnemius (MG) of volleyball players, pre and post-landing, subject to the use of bracing and banding functional.

## METHODS

The sample was selected by convenience and participated in the study, 10 athletes (age =  $19.4 \pm 2.2$  years. body mass =  $63.6 \pm 8.78$  kg. height =  $1.72 \pm 0.04$  m. BMI =  $21.38 \pm 2.66$  kg/m<sup>2</sup>). female, aged between 18 and 24 years old, who did not present sprains ankle for at least 6 months, with training time over 1 year and frequency of at least 3 times a week, participants from at least one of the editions of the Brazilian Olympic College.

Initially, the athletes underwent clinical and functional assessment and then familiarized with the study protocol. Global warming (race - 7 min) were performed and specific (attack-defense) and stretching of the lower limbs (5 minutes) followed by attachment of the electrodes, as *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* - SENIAM<sup>5</sup>. An 8-channel electromyography (W4X8 model, Biometrics Ltd., UK) with differential active electrodes, sampling frequency of 1000 Hz and a gain of 1,000 times, was used to acquire the electromyographic (EMG) signals of muscles: tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL) and medial gastrocnemius (MG). Prior to electrode placement, there was shaving, abrasion and cleaning the skin with 70% alcohol to reduce the tissue impedance.

The EMG signals were collected with the athlete positioned facing the volleyball net, making the maximum vertical jump locking, 3 conditions of ankle stability, randomly ([www.lee.dante.br](http://www.lee.dante.br)) distributed being used: 1) without stabilizer/WS; 2) orthosis/ORT (*Active Ankle Systems* - Louisville, KY - USA); and 3) with taping/WT (inelastic tape - Cremer, Brazil, associated with pre-tape *Uderwrep* - Mueller, USA). For each stability condition, the EMG signal was recorded (3 repetitions) with an interval of 10 s between each repetition and 5 minutes of stability conditions, and analyzed 2s central stage 1 (pre-jump) and phase 2 (landing), using the root mean square (RMS).

The study was approved by the Ethics Committee in Research of the Center for Science and Health at Federal University of Paraíba (CEP / CCS / UFPB) under protocol 017/2013 CAAE: 11963712.5.0000.5188.

## RESULTS AND DISCUSSION

The ANOVA (two-way) showed differences in EMG between the muscles in phase 1 blockade ( $P < 0.01$ ), however, showed no difference in phase 2 ( $P = 0.116$ ), *post-hoc* de Tukey pointed out these differences between AT and PL ( $P = 0.036$ ) and MG and PL ( $P < 0.01$ ). These results can be understood by the fact that the individual perform a hip flexion and knee extension associated with a passive ankle in closed kinetic chain, demanding a higher activity of the muscles studied, especially the TA and PL muscles in phase 1.

Analyzing the EMG signal of the muscles studied in both phases of the described vertical jump was observed in the phase 1, the PL presents increased electrical activity when compared to other muscles, contradicting studies Cardoso *et al.*<sup>6</sup> who observed higher EMG signal to the TA.

The conditions for ankle stabilization (WS, ORT and WT), there was no difference in the EMG signal, both in phase 1 ( $P = 0.964$ ), and phase 2 ( $P = 0.908$ ). This result differs from the results found in a study by Hopper *et al.*<sup>7</sup>, in which the authors found a electromyographic activity of PL and MG significantly decreased when the subjects used the bracing during movement landing.

Comparing the phases, the *Student t* test (independent) showed differences for TA and FL muscle in both phases, but no difference was found for GM muscle (Table 1).

**Tabel 1** – EMG signal values of ankle muscles normalized by CIVM (%)

Stabilization/Muscles	Fases do Bloqueio		P Value
	Phase 1 (Pre-impulsion)	Phase 2 (Landing)	
WS_TA	268.10±48.39	191.40±32.00	0.022
ORT_TA	276.35±53.32	201.75±35.56	0.012
WT_TA	294.40±56.75	197.10±34.15	0.013
WS_PL	380.65±63.12	212.90±22.14	0.033
ORT_PL	373.60±60.52	217.45±27.48	0.019
WT_PL	389.80±65.29	216.50±28.37	0.025
WS_MG	190.05±18.68	156.60±23.50	0.553
ORT_MG	198.70±20.25	172.05±27.41	0.431
WT_MG	187.00±18.14	168.60±26.71	0.248

Legend: WS = without stabilizer; ORT = orthosis/ORT; WT = with taping

## CONCLUSION

The results of this study no showed difference between conditions for the stabilization of the ankle (WS, WT and ORT), although the muscles (TA and PL; PL and MG) are displayed different levels of EMG activity during the blocking phase 1 and compared the two phases had lower EMG activity during phase 2.

## REFERENCES

- Hall SJ. Biomecânica básica. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2009.
- Angel J, Palmieri-Smith RM, Dick R, Wojtys EM, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate women's volleyball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System. 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train* 2007; 42(2):295-302.
- Sacco ICN, Takahasi. HY, Vasconcellos AA, Suda EY, Bacarin TA, Pereira CS, *et al.* Influencia de implementos para o tornozelo nas respostas biomecânicas do salto e aterrissagem no basquete. *Rev Bras Med Esporte* 2004; 10(6):447-52.
- Abián-Vicén J, Alegre LM, Fernández-Rodríguez M, Lara AJ, Meana M, Aguado X. Ankle taping does not impair performance in jump or balance tests. *J Sport Sci Med* 2008; 7(4):350-6.

5. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5):361–74.
6. Cardoso JR, Guerino CSM, Santos MB, Mustafá TADA, Lopes AR, Paula MC. Influência da utilização da órtese de tornozelo durante atividades do voleibol: avaliação eletromiográfica. *Rev Bras Med Esp.* 2005; 11(5):276-80.
7. Hopper DM, Mcnair P, Elliott BC. Landing in netball: effects of taping and bracing the ankle. *Br J Sports Med* 1999; 33(6):409-13.

# EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO CEREBRAL NÃO-INVASIVA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO BRAÇO EM INDIVÍDUO COM PARALISIA CEREBRAL: ESTUDO PILOTO

Silva FTG<sup>1</sup>, Egito EST<sup>3</sup>, Diez IT<sup>2</sup>, Anna JS<sup>2</sup>, Silva MR<sup>1</sup>, Aquino ACQ<sup>3</sup>, Medeiros JCS<sup>3</sup>, Tavares VP<sup>2</sup>, Medeiros RCSC<sup>1</sup>, Pinto ETGS<sup>4</sup>, Dantas PMS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Centro Universitário do Rio Grande do Norte – Uni-RN

<sup>3</sup>Faculdade de Farmácia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>4</sup>Fisioquali

E-mail do apresentador: cronodiez@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

Paralisia cerebral (PC) ou encefalopatia crônica não progressiva é uma lesão de uma ou mais partes do cérebro, provocada muitas vezes pela falta de oxigenação das células cerebrais e que acontece durante a gestação, no momento do parto ou após o nascimento. Esta lesão pode acarretar, dentre outras, algumas sequelas como falta ou dificuldade de desenvolvimento e utilização de algumas musculaturas, ocasionando déficit motor<sup>1</sup>.

Uma técnica que recentemente demonstrou ser eficaz na melhoria da função motora é a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC), cujo princípio é a excitação da área cortical desejada<sup>2</sup>.

Com base na hipótese de que a ETCC possa melhorar a contração voluntária máxima (CVM) através do aumento ou de uma melhor sincronização de disparos neurais nas musculaturas analisadas, o objetivo deste estudo foi analisar os possíveis efeitos da ETCC na atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos dos braços em um indivíduo atleta com PC.

## MÉTODOS

Um indivíduo com paralisia cerebral (34 anos, 1,55cm de estatura, 54 kg), atleta, destro (inventário de dominância lateral de Edimburgo<sup>3</sup>) com acometimento do lado esquerdo dos membros superiores, e ciente dos objetivos e riscos do estudo, assinou o termo de consentimento livre esclarecido. Posteriormente foi submetido a duas sessões de CVM (3 repetições) para cada um dos músculos em análise, bíceps e tríceps braquial. Duplo-cego e de forma randomizada, as sessões (*sham* e anódica) de ETCC foram separadas por um intervalo de no mínimo 48hrs para evitar os efeitos *carry-over*. Antes de cada sessão o indivíduo recebia uma das intervenções, por um período de 13min (tempo máximo que a corrente anódica pode passar sem gerar um efeito rebote, ou seja, em vez de excitar o córtex passa a inibi-lo)<sup>4</sup> com corrente de intensidade 2mA.

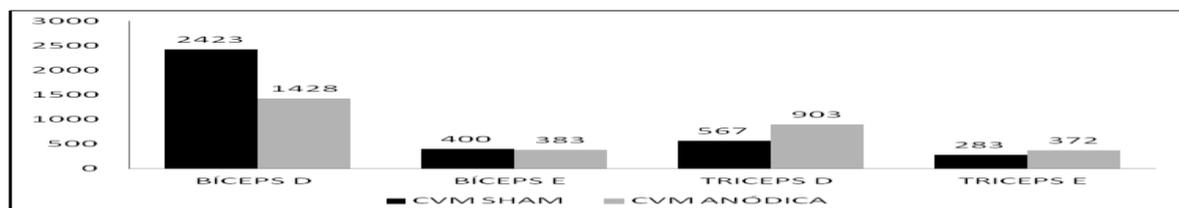
Para aplicação da ETCC e *sham*, foi utilizado o sistema internacional EEG 10-20, o eletrodo foi posicionado sobre o couro cabeludo com o centro na região Cz com 4,5cm para cada lado da cabeça, e o outro eletrodo foi posicionado sobre a protuberância occipital. A configuração do eletrodo ativo foi de (9x4cm) e o de referencia (7x5cm). Os eletrodos foram envoltos em uma esponja umedecida com solução salina (NaCl 150mM). Após a estimulação o indivíduo realizava CVM, com estimulação verbal (realizada pela mesma pessoa nas duas sessões), na seguinte sequência: 1 - Bíceps direito; 2 - Bíceps esquerdo; 3 - Tríceps direito e; 4 - Tríceps esquerdo, com intervalos entre a CVM 1 e 2 de 30seg., e da 2 para 3 de 1min e da 3 para 4 de 30seg., repetindo este ciclo 3 vezes. A CVM estabelecida foi a média das três CVM realizadas pelo indivíduo.

A colocação dos eletrodos para eletromiografia, nas musculaturas do bíceps e tríceps braquial direito e esquerdo foi baseada nas normas da *International Society of Electromyography*

and Kinesiology (ISEK/SENIAM)<sup>5</sup>. Antes da fixação dos eletrodos foi feita a tricotomia e limpeza da pele.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Estes achados são os primeiros realizados com ETCC e deficiente físico com PC e observou-se que a ETCC aumentou a atividade muscular apenas para o músculo tríceps bi-lateralmente, enquanto para o bíceps, este efeito foi contrário (Figura 1).



**Figura 1** – Gráfico da atividade eletromiográfica ( $\mu\text{V}$ ) em função da musculatura analisada  
 Legenda: CVM = contração voluntária máxima; D = direito; E = esquerdo

Estudos anteriores<sup>6</sup> não observaram diferenças significativas na CVM, mas apenas na resistência muscular em contrações submáximas para a flexão de cotovelo em indivíduos saudáveis. Talvez a ETCC apresente efeitos positivos para indivíduos que apresentem déficits motores unilaterais, como é o caso deste estudo.

Observou-se que a redução da atividade EMG no bíceps braquial direito (41%) foi maior que para o lado com deficiência (4%), o que nos faz inferir duas condições: 1<sup>a</sup>) que o aumento da excitabilidade em M1 em pessoas com PC, com apenas um lado acometido, inibe de forma mais expressiva o lado não lesionado, como se existisse um aumento de inibição inter-hemisférica do lado deficiente; 2<sup>a</sup>) que a ETCC melhora, de forma acentuada, a excitabilidade cortical do lado com deficiência.

Já para o músculo tríceps braquial de forma bi-lateral a situação anódica aumentou a CVM, sendo um pouco mais expressiva no lado não lesionado (37,2% x 24%). Este achado talvez expresse que quanto maior a ativação cortical do lado não dominante, maior será a inibição inter-hemisférica sobre o lado dominante.

## CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste estudo, A ETCC anódica foi efetiva para aumentar a atividade EMG durante a CVM no músculo tríceps braquial direito e esquerdo, mas não no bíceps braquial. Nossos achados mostram a necessidade de futuros estudos com pessoas com PC e relatam a possibilidade de aplicação da ETCC na melhora de pessoas com déficits bi-laterais na musculatura do tríceps, assim também, como estudos com modelos de eletrodos contralaterais ao lado com déficits motores.

## REFERÊNCIAS

1. Low JA, Galbraith RS, Muir DW, Killen HL, Pater EA, Karchmar EJ. Motor and cognitive deficits after intrapartum asphyxia in the mature fetus. *Am J Obst Gynecol.* 1988; 158(2):356-61.
2. Nitsche MA, Schauenburg A, Lang N, Liebetanz D, Exner C, Paulus W, et al. Facilitation of implicit motor learning by weak transcranial direct current stimulation of the primary motor cortex in the human. *J Cognitive Neurosci.* 2003; 15(4):619-26.
3. Low JA, Galbraith RS, Muir DW, Killen HL, Pater EA, Karchmar EJ. Motor and cognitive deficits after intrapartum asphyxia in the mature fetus. *Am J Obst Gynecol.* 1988; 158(2):356-61.

4. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971; 9(1):97-113.
5. Monte-Silva K, Kuo M-F, Hessenthaler S, Fresnoza S, Liebetanz D, Paulus W, et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. *Brain Stimul*. 2012; 6(3):424-32.
6. <http://www.seniam.org/>
6. Cogiamanian F, Marceglia S, Ardolino G, Barbieri S, Priori A. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. *Eur J Neurosci*. 2007; 26(1):242-9.

## **BRAIN STIMULATION EFFECTS ON NON-INVASIVE THE ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF ARM MUSCLES IN GUY WITH CEREBRAL PALSY: PILOT STUDY**

Silva FTG1, Egypt ST3, Diez IT2, Anna JS2, Silva MR1, Aquino ACQ3, Medeiros JCS3, Tavares VP2, Medeiros RCSC1, Pinto ETGS4, Dantas PMS1

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>2</sup>University Center of Rio Grande do Norte - Uni-RN

<sup>3</sup>Faculty of Pharmacy, Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>4</sup>Fisioquali

Email Presenter: cronodiez@hotmail.com

### **INTRODUCTION**

Cerebral palsy (CP) or chronic non-progressive encephalopathy is an injury of one or more parts of the brain, often caused by lack of oxygenation of brain cells and what happens during pregnancy, at birth or after birth. This injury can cause, among others, some sequels as lack or difficulty of developing and using some musculature, causing motor deficits<sup>1</sup>.

One technique that has shown recently to be effective in improving motor function is transcranial direct current stimulation (TDC), whose principle is the excitement of the desired cortical area<sup>2</sup>.

Based on the hypothesis that TDCS can improve maximal voluntary contraction (MVC) by increasing or better synchronization of neural firings in musculature analyzed, the aim of this study was to analyze the possible effects of TDCS on the electromyographic (EMG) activity of arm muscles on an athlete with individual CP.

### **METHODS**

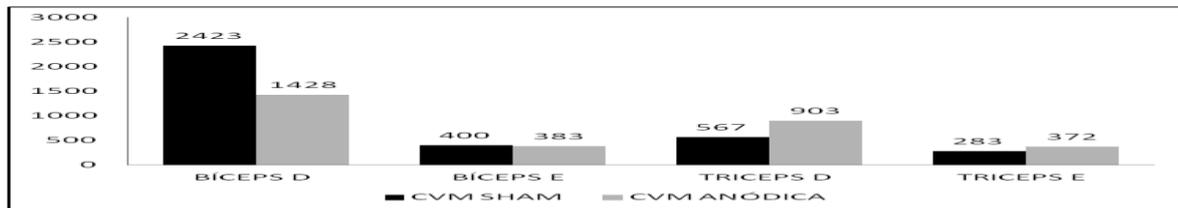
An individual with cerebral palsy (34 years, 1.55 cm height, 54 kg) athlete handed (handedness inventory of Edinburgh<sup>3</sup>) with involvement of the left upper limb, and aware of the goals and risks of the study, signed the consent form. Subsequently underwent two sessions of MVC (3 replicates) for each of the muscles in question, biceps and triceps. Double-blind and randomized fashion, the sessions (sham and anodic) of TDCS were separated by an interval of at least 48hrs to avoid carry-over effects. Before each session, the individual received one intervention for a period of 13min (maximum time that the anode current can pass without causing a rebound effect, instead of exciting the cortex begins to inhibit it)<sup>4</sup> with current of 2mA intensity.

For the application of TDCS and sham, the international 10-20 EEG system was used, the electrode was placed on the scalp with the center in Cz region with 4.5 cm for each side of the head, and the other electrode was positioned over the occipital protuberance. The configuration of the active electrode was (9x4cm) and reference (7x5cm). The electrodes were wrapped in a sponge moistened with saline (150 mM NaCl). After stimulation the individual CVM performed with verbal stimulation (performed by the same person in two sessions), in the following sequence: 1 - Biceps law; 2 - left biceps; 3 - Triceps and right; 4 - Left triceps intervals between CVM 30sec 1 and 2, and 2 to 3 and 3 to 1min 30sec 4, repeating this cycle three times. The MVC was established the mean of three MVC performed by the individual.

The placement of the EMG electrodes, the musculature of the biceps and triceps brachii right and left was based on the rules of the International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK / SENIAM)<sup>5</sup>. Before attaching the electrodes shaving and cleaning the skin was taken.

## RESULTS AND DISCUSSION

These findings are first made with TDCS and handicapped with CP and it was observed that TDCS increased muscle activity only for the triceps muscle bi-laterally, while for the biceps, this effect was opposite (Figure 1).



**Figure 1** - Electromyographic activity (microvolts) as a function of the muscles examined  
Caption: CVM = maximal voluntary contraction; R = right; L = left

Previous studies<sup>6</sup> did not observe significant differences in the MVC, but only in muscle endurance at submaximal contractions for the elbow flexion in healthy subjects. Perhaps the present TDCS positive effect on subjects suffering from unilateral deficits motors, as is the case in this study.

It was found that the reduction of EMG activity in biceps duty (41%) was higher than for the hand disabled (4%), which makes us to infer two conditions: 1st) the increased excitability in M1 in people with CP, with only one side affected, more significantly inhibits the uninjured side, as if there were an increase of interhemispheric inhibition of poor side; 2nd) that TDCS improves markedly, cortical excitability side with disabilities.

As for the triceps muscle bi-laterally anodic situation increased the MVC, being somewhat greater in the uninjured side (37.2% x 24%). This finding might express that the greater cortical activation not dominant side will be the largest interhemispheric inhibition on the dominant side.

## CONCLUSION

Based on the results of this study, anodic TDCS was effective to increase the EMG activity during MVC in the triceps brachii muscle left and right, but not the biceps. Our findings show the need for further research with people with CP and report the possibility of application of TDCS in improving deficits of people with bi-lateral muscles of the triceps, as well as studies with models of contralateral electrodes attached with motor deficits.

## REFERENCES

1. Low JA, Galbraith RS, Muir DW, Killen HL, Pater EA, Karchmar EJ. Motor and cognitive deficits after intrapartum asphyxia in the mature fetus. *Am J Obst Gynecol.* 1988; 158(2):356-61.
2. Nitsche MA, Schauenburg A, Lang N, Liebetanz D, Exner C, Paulus W, et al. Facilitation of implicit motor learning by weak transcranial direct current stimulation of the primary motor cortex in the human. *J Cognitive Neurosci.* 2003; 15(4):619-26.
3. Low JA, Galbraith RS, Muir DW, Killen HL, Pater EA, Karchmar EJ. Motor and cognitive deficits after intrapartum asphyxia in the mature fetus. *Am J Obst Gynecol.* 1988; 158(2):356-61.
4. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia.* 1971; 9(1):97-113.
5. Monte-Silva K, Kuo M-F, Hessenthaler S, Fresnoza S, Liebetanz D, Paulus W, et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. *Brain Stimul.* 2012; 6(3):424-32.
6. <http://www.seniam.org/>
6. Cogiamanian F, Marceglia S, Ardolino G, Barbieri S, Priori A. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. *Eur J Neurosci.* 2007; 26(1):242-9.

## **CÓRTEX MOTOR PRIMÁRIO É MODULADO PELA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA EM PARATLETA DE NATAÇÃO COM SÍNDROME DE POLAND?**

Silva FTG<sup>1</sup>, Egito EST<sup>3</sup>, Diez IT<sup>2</sup>, Anna JS<sup>2</sup>, Silva MR<sup>1</sup>, Aquino ACQ<sup>3</sup>, Medeiros JCS<sup>3</sup>, Tavares VP<sup>2</sup>, Medeiros RCSC<sup>1</sup>, Pinto ETGS<sup>4</sup>, Dantas PMS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Centro Universitário do Rio Grande do Norte – Uni-RN

<sup>3</sup>Faculdade de Farmácia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

Fisioquali<sup>4</sup>

E-mail do apresentador: cronodiez@hotmail.com

### **INTRODUÇÃO**

A síndrome de Poland é uma anomalia congênita rara, caracterizada pelo subdesenvolvimento ou ausência do músculo peitoral maior de um lado do corpo<sup>1</sup>, detectada principalmente no lado direito e tem maior incidência em pacientes do sexo masculino<sup>2</sup>.

Como a natação é um esporte que utiliza intensamente a musculatura do braço e o bíceps, tríceps e deltoide anterior apresentam participação ímpar em todos os tipos de nado, objetivamos observar se a ETCC (estimulação transcraniana por corrente contínua) no córtex motor primário (bi-lateral) irá alterar a atividade elétrica das contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) ao longo do tempo (zero (logo após), 5, 10 e 15 minutos depois da intervenção) de uma paratleta com síndrome de poland com a hipótese de melhorar a atividade elétrica do deltoide anterior, bíceps e tríceps braquial, principalmente no lado acometido pela síndrome.

### **MÉTODOS**

Uma pessoa de sexo feminino (22 anos, 1,54 m e 51 kg), paratleta de natação, destra (inventário de dominância lateral de Edimburgo) e ciente dos objetivos e riscos do estudo, assinou o termo de consentimento livre esclarecido. Posteriormente foi submetido a duas sessões envolvendo CIVM das musculaturas do deltoide anterior, bíceps e tríceps braquial, para análise da atividade eletromiográfica de forma bi-lateral. Duplo-cego e de forma randomizada, as sessões (sham e anódica) foram separadas por um intervalo de no mínimo 48hrs para evitar os efeitos carry-over. Antes da aplicação (tempo zero) da estimulação ou placebo, a paratleta fez as CIVM sem o efeito das intervenções para que não houvesse alterações de níveis de força diários, tais como estado de humor, stress, alimentação e sono. Logo após as CIVM de cada sessão, o indivíduo mantinha-se com os eletrodos da eletromiografia conectados para posteriormente realizar as CIVM seguintes, que foram realizadas logo após receber uma das intervenções, que durou um período de 13min (tempo máximo que a corrente anódica pode passar sem gerar um efeito rebote, ou seja, em vez de excitar o córtex passa a inibi-lo<sup>3</sup>) com corrente de intensidade 2mA. Logo após a aplicação da intervenção a voluntária fez mais um ciclo de 4 CVM, sendo o primeiro logo após e os outros a cada 5min (5,10 e 15 minutos).

Para aplicação da ETCC e sham, foi utilizado o sistema internacional EEG 10-20, o eletrodo foi posicionado sobre o couro cabeludo com o centro na região Cz com 4,5cm para cada lado da cabeça, e o outro eletrodo foi posicionado sobre a protuberância occipital. A configuração do eletrodo ativo foi de (9x4cm) e o de referencia (7x5cm). Os eletrodos foram envoltos em uma esponja umedecida com solução salina (NaCl 150mM). Após a estimulação o indivíduo realizava o teste incremental máximo no ergômetro de braço, sem estimulação verbal (nas duas sessões).

Para a colocação dos eletrodos da eletromiografia utilizamos as normas internacionais propostas pela *International Society of Electromyography and Kinesiology* (ISEK/SENIAM), nas

musculaturas do deltoide anterior, bíceps e tríceps braqueal direito e esquerdo. Antes de colocar os eletrodos foi feita a tricotomia e limpeza da pele.

## RESULTADOS

Para o bíceps braquial direito e esquerdo observamos que houve melhora na atividade elétrica com a anódica, quando comparada com as CIVM antes da intervenção. Observamos também um possível efeito placebo no lado não-dominante (esquerdo), gerado pela condição *sham*, pois existiu aumento da atividade elétrica muscular pós estimulação. Para o tríceps braqueal bilateral, praticamente não se observa modificações com a anódica. Já para o deltoide houve diferença entre os dois lados, com o lado esquerdo apresentando um considerável aumento logo após a estimulação, voltando aos valores da condição antes da estimulação após 5min a anódica e o lado direito observamos uma discreta redução de atividade elétrica após 5 minutos a estimulação.

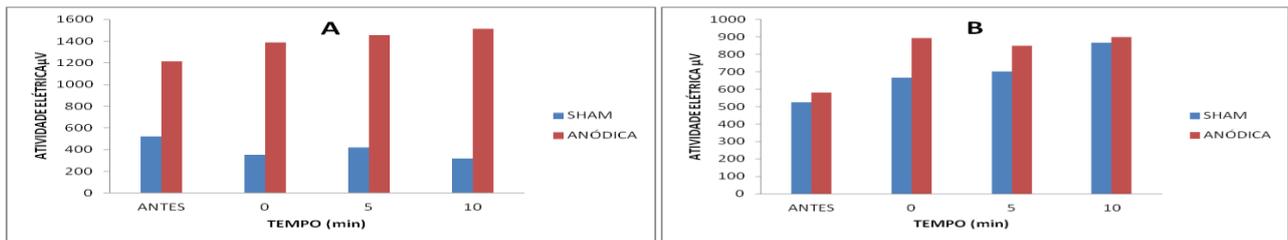


Figura 1 – bíceps braquial direito (A); bíceps braquial esquerdo (B)

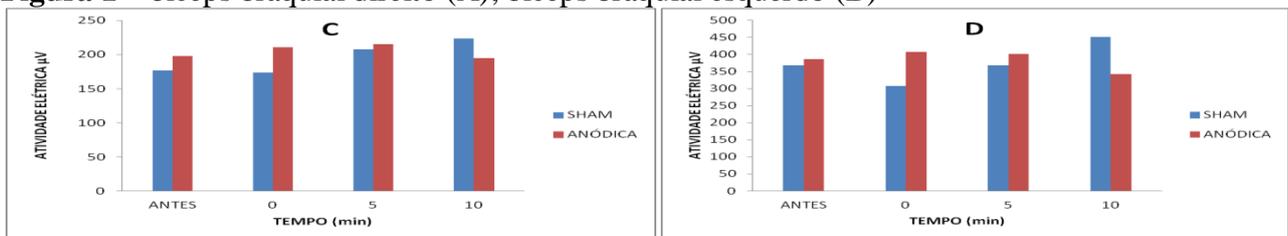


Figura 2 – Tríceps braquial direito (C); tríceps braquial esquerdo (D)

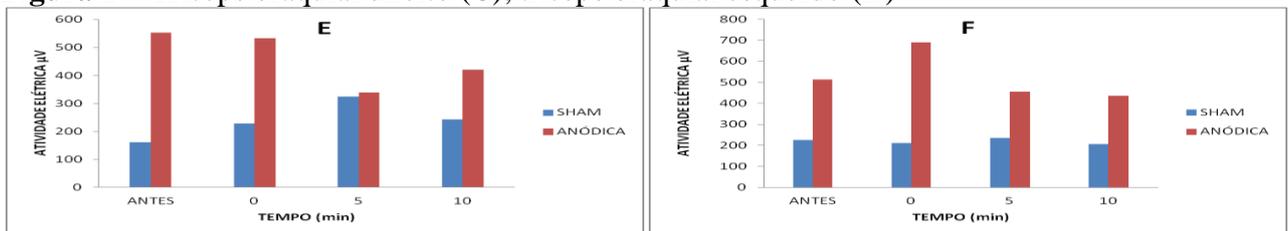


Figura 3 - Deltoide direito (E); Deltoide esquerdo (F)

## DISCUSSÃO

De acordo com os resultados podemos observar que a etcc anódica em M1 alterou a atividade elétrica muscular. Em pesquisa realizada em 2013, a ETCC anódica em M1 aumentou a tarefa falha (20% da força máxima) apenas quando a mesma era realizada durante a aplicação da etcc e não após. Embora o estudo tenha analisado um nível de força divergente ao nosso (20% da CVM x 100% da CVM), talvez para pessoas com síndrome de *Poland* este efeito positivo da ETCC possa se apresentar, ate mesmo, após a aplicação da mesma como podemos observar em nosso estudo.

## CONCLUSÃO

Observou-se que a ETCC alterou a atividade elétrica das musculaturas analisadas de forma semelhante para o lado esquerdo e direito, com exceção do deltoide que apresentou melhoras no lado acometido, mas não no lado sem a síndrome.

**REFERÊNCIAS**

1. Araújo ALN, França JCQ, Vieira SC, et al. Síndrome de Poland. *Brasília Med.* 2009; 46:395-8.
2. Fokin AA, Robicsek F. Poland's syndrome revisited. *An Thoracic Surg.* 2002; 74(6):2218-25.
3. Monte-Silva K, Kuo M-F, Hessenthaler S, Fresnoza S, Liebetanz D, Paulus W, et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. *Brain Stimul.* 2012; 6(3):424-32.

# PRIMARY MOTOR CORTEX IS MODULATED BY TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT STIMULATION IN SWIMMING DISABLED ATHLETE WITH POLAND'S SYNDROME

Silva FTG<sup>1</sup>, Egito EST<sup>3</sup>, Diez IT<sup>2</sup>, Anna JS<sup>2</sup>, Silva MR<sup>1</sup>, Aquino ACQ<sup>3</sup>, Medeiros JCS<sup>3</sup>, Tavares VP<sup>2</sup>, Medeiros RCSC<sup>1</sup>, Pinto ETGS<sup>4</sup>, Dantas PMS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>2</sup>University Center Rio Grande do Norte - Uni-RN

<sup>3</sup>Faculty of Pharmacy, Federal University of Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>4</sup>Fisioquali

Presenter's E-mail: cronodiez@hotmail.com

## INTRODUCTION

Poland syndrome is a rare congenital anomaly characterized by underdevelopment or absence of the pectoralis major muscle on one side of the body<sup>1</sup>, detected mainly on the right and has a higher incidence in male patients<sup>2</sup>.

As swimming is a sport that uses intensively the muscles of the arm and the biceps, triceps and anterior deltoids feature unique participation in all types of swimming, we aimed to observe whether tDCS (transcranial direct current stimulation) in the primary motor cortex (bi-lateral) will alter the electrical activity of the maximal voluntary contractions (MVC) over time (zero (immediately after), 5, 10 and 15 minutes after the intervention) of a disabled athlete with Poland syndrome with the possibility of improving the electrical activity of the deltoid anterior brachial biceps and triceps, especially on the affected side by the syndrome.

## METHODS

A female (22 years, 1.54m, 51 kg), disabled athlete swimming, right-handed (handedness inventory Edinburgh) and aware of the goals and risks of the study, signed the consent form. Subsequently underwent two sessions involving CVM musculature of the anterior deltoids, biceps and triceps brachial for analysis of the electromyographic activity of bi-laterally. Double-blind and randomized fashion, the sessions (sham and anode) separated by an interval of at least 48hrs to avoid carry-over effects.

Before injection (time zero) or placebo stimulation disabled athlete made the maximum voluntary contractions without the effect of interventions for which there were no changes in daily levels of force, such as mood, stress, eating and sleeping. Soon after the CVM each session the subject received one intervention by a (13min maximum time period that the anode current can pass without causing a rebound effect, that is, instead of exciting the cortex begins to inhibit it (3 )) with current of 2mA intensity. Soon after the implementation of the voluntary intervention did another cycle of 4 CVM, the first soon after and the other every 5min (5, 10 and 15 minutes).

For the application of tDCS and sham, the international 10-20 EEG system was used, the electrode was placed on the scalp with the center in Cz region with 4.5 cm for each side of the head, and the other electrode was positioned over the occipital protuberance. The configuration of the active electrode was (9x4cm) and reference (7x5cm). The electrodes were wrapped in a sponge moistened with saline (150 mM NaCl). After stimulation the individual performed the maximal incremental test on the arm ergometer without verbal stimulation (in two sessions).

For the placement of electrodes electromyography use international standards proposed by the International Society of Electromyography and Kinesiology (Isek / SENIAM), the musculature of the anterior deltoids, biceps and triceps brachial right and left. Before placing the electrodes was done shaving and cleaning the skin.

## RESULTS AND DISCUSSION

To the right and left brachial biceps observe an improvement in electrical activity with the anode, and to the left, this improvement was more pronounced in relation to its state before the tDCS. For the bilateral brachial triceps practically no modifications to the anode is observed. As for the deltoid was no difference between the two sides, with the left side showing a significant increase after stimulation, returning to values without stimulation after 5min anode and the right side we observed a slight reduction of electrical activity after 5 minutes stimulation.

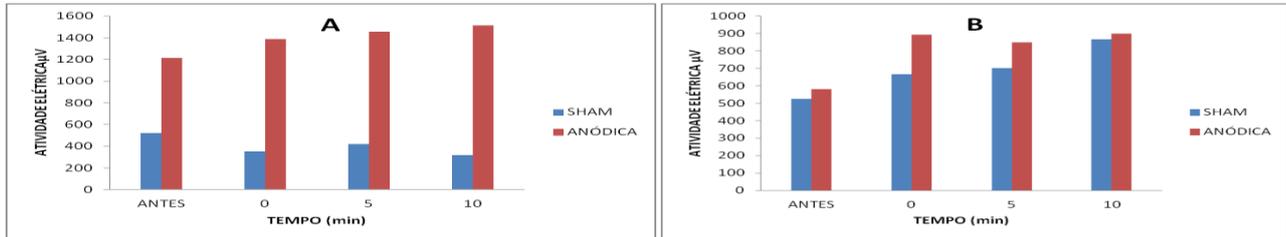


Figure 1 - right brachial biceps (A); left brachial biceps (B)



Figure 2 - right brachial triceps (C); left brachial (D)

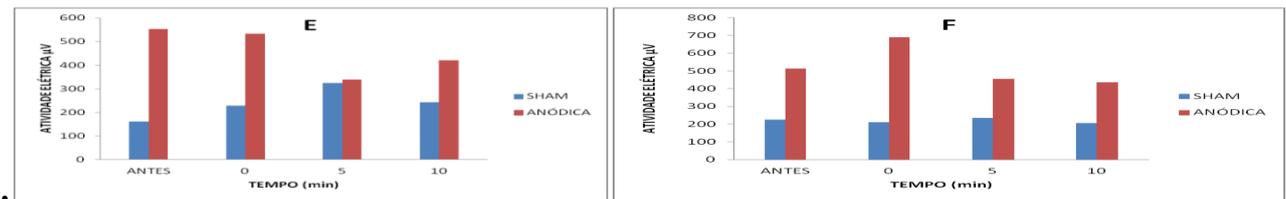


Figure 3 – right deltoid (E); left deltoid (F)

According to the results we can see that the anodic etc in M1 altered muscle electrical activity. In a survey conducted in 2013, the M1 anodal tDCS increased in the task failure (20% of maximum strength) only when it was performed during the application of tDCS and not after. Although the study examined the level of our divergent force (20% MVC x 100% MVC), perhaps for people with poland's syndrome this positive effect of tDCS can present even after applying the same as observed in our study.

## CONCLUSION

It is noted that tDCS changes the electrical activity of selected muscles analyzed similarly for the left and right form, with the exception of the deltoid that is showing improvement on the affected side, but not on the side without the syndrome.

## REFERENCES

1. Araújo ALN, França JCQ, Vieira SC, et al. Síndrome de Poland. Brasília Med. 2009; 46:395-8.
2. Fokin AA, Robicsek F. Poland's syndrome revisited. An Thoracic Surg. 2002; 74(6):2218-25.
3. Monte-Silva K, Kuo M-F, Hessenthaler S, Fresnoza S, Liebetanz D, Paulus W, et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. Brain Stimul. 2012; 6(3):424-32.

## **AVALIAÇÃO DO ÍNDICE DE ATIVIDADE NA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR MIOGÊNICA**

Tosato JP<sup>1</sup>, El Hage Y<sup>1</sup>, Politti F<sup>1</sup>, Gomes CAF<sup>1</sup>, Caria PHF<sup>2</sup>, Biasotto-Gonzalez DA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE

<sup>2</sup>Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP

E-mail do apresentador: [jptfisioterapia@ig.com.br](mailto:jptfisioterapia@ig.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUÇÃO**

A disfunção temporomandibular (DTM) é caracterizada por sintomas variados que podem incluir alterações funcionais do aparelho mastigatório, envolvendo os músculos da mastigação, a articulação temporomandibular (ATM) e outros componentes do sistema estomatognático<sup>1</sup>. As DTMs mio gênicas são as mais frequentes sendo o fator causal mais comum à hiperatividade muscular. Atualmente diversos testes estão disponíveis para auxiliar no diagnóstico das DTMs, e a eletromiografia vêm sendo adicionada a esta lista<sup>2</sup> graças a teorias que comprovam que os músculos mastigatórios de pacientes com disfunção apresentam alteração em sua atividade. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar o índice de atividade dos músculos masseteres e temporais em mulheres com diferentes graus de severidade de DTM mio gênica.

### **MÉTODO**

Para a realização deste estudo foram selecionadas 49 voluntárias (com idade entre 18 e 40 anos) que passaram pelas seguintes avaliações: *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorder* (para diagnóstico da DTM), Índice Anamnésico do Fonseca (para determinação do grau de severidade da DTM), exame eletromiográfico dos músculos masseteres e temporais bilateralmente.

Após a coleta dos registros eletromiográficos para análise dos dados utilizou-se os valores de *Root Mean Square* (RMS), sendo considerado a média das 3 coletas realizadas em cada situação. Posteriormente, os dados foram normalizados pelo pico do sinal eletromiográfico por apresentar menor desvio padrão. Em seguida, foi aplicado o índice de atividade  $[(MD+ME-TD-TE)/(MD+ME+TD+TE)*100]^3$ , cujo resultado permite identificar qual músculo apresenta predomínio na atividade proposta. Valores negativos correspondem à maior atividade dos músculos temporais, valores positivos maior atividade dos músculos masseteres e valor igual a zero, equivale ao equilíbrio muscular. Para avaliar se o índice de atividade modificou-se nos diferentes graus de severidade de DTM foi aplicado o teste de comparação *Kruskal-Wallis*, com nível de significância de 5%. O processamento dos dados foi realizado utilizando o programa *BioEstat*, versão 5.3 (Belém, PA, Brasil).

### **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Para contração isotônica houve predomínio de atividade de temporais para todos os grupos avaliados, porém não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ). Durante contração isométrica, houve discreto predomínio de atividade dos masseteres para os grupos com DTM leve e severa, e leve predomínio dos temporais para o grupo com DTM moderada. Não houve diferença estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ) entre as DTM (leve, moderada ou severa).

Os músculos temporais, que devem atuar como reposicionadores do côndilo mandibular e não como músculos de força, apresentaram predomínio de atividade, o que os deixa sobrecarregados e propicia o aparecimento de alterações biomecânica das ATMs.

Um dos principais fatores desencadeantes da DTM miogênica é o bruxismo ou apertamento dental. Estes se caracterizam por contrações não voluntárias por períodos prolongados, que induziriam a uma redução na capacidade do músculo masseter em gerar tensão<sup>4</sup>. Atuando de forma compensatória, nas condições de sobrecarga dos masseteres, os músculos temporais passam a somar funções, atuando como posicionadores da cabeça da mandíbula na fossa mandibular (sua ação principal) e na geração de força nos movimentos de levantamento mandibular<sup>5</sup>. Além disso, o músculo temporal pode apresentar-se mais ativo devido a desarranjos intrínsecos da ATM, assim como a hiperatividade deste músculo pode contribuir para o aparecimento de desarranjos internos da ATM por alterar o posicionamento do côndilo<sup>6</sup>.

Nielsen *et al.*<sup>6</sup> justificam que a inversão do padrão de atividade dos músculos temporal e masseter durante a mastigação é hipoteticamente um mecanismo compensatório para amenizar a dor em uma resposta motora em portadores de DTM. Essa inversão funcional foi notada também em outros estudos e acredita-se que isto seja uma adaptação entre os músculos elevadores da mandíbula a partir da instalação do quadro de DTM.

## CONCLUSÃO

Houve inversão funcional quando verificada a relação entre os músculos masseteres e temporais.

## AGRADECIMENTO

Apoio financeiro da CAPES.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Auyenshine RC. Temporomandibular disorders: associated features. Dent Clin North Am. 2007; 51(1):105-27.
- 2 - Ardizzone I, Celemin A, Aneiros F, Del Rio J, Sanchez T, Moreno I. Electromyographic study of activity of the masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular joint (TMJ) dysfunction: Comparison with the clinical dysfunction index. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009.
- 3 - Naeiji M, McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. J Oral Rehabil. 1989; 16(1):63-70
- 4 - Takemura T, Takahashi T, Fukuda M, Ohnuki T, Asunuma T, Masuda Y, et al. A psychological study on patients with masticatory muscle disorder and sleep bruxism. Cranio. 2006; 24(3):191-6.
- 5 - Caria PHF, Bigaton DR, Oliveira AS, Berzin F. Fatigue Analysis in the masseters and temporalis muscles with temporomandibular disorder during short period of mastication. Acta Odontol. Latinoam. 2009; 22(2):87-91.
- 6 - Nielsen IL, McNeill C, Danzing W, Goldman S, Levy J, Miller AJ. Adaptation of craniofacial muscles in subjects with craniomandibular disorders. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1990; 97:20-34.

## EVALUATION OF ACTIVITY INDEX IN MYOGENIC TEMPOROMANDIBULAR DYSFUNCTION

Tosato JP<sup>1</sup>, El Hage Y<sup>1</sup>, Politti F<sup>1</sup>, Gomes CAF<sup>1</sup>, Caria PHF<sup>2</sup>, Biasotto-Gonzalez DA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE

<sup>2</sup>Department of Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP

Presenter E-mail: [jptfisioterapia@ig.com.br](mailto:jptfisioterapia@ig.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The temporomandibular dysfunction (TMD) are characterized by different symptoms that can include functional alterations of the masticatory system, involving the muscles of mastication, the temporomandibular joint (TMJ) and other components of stomatognathic system<sup>1</sup>. The myogenic TMD are most frequent being the most common cause factor muscular hyperactivity. Currently, several tests are available to aid in the diagnosis of TMD, and the and electromyography have been added to this list<sup>2</sup> thanks to theories that prove that the masticatory muscles of patients with dysfunction have changes in their activity. Objective: To evaluate the level of activity in the masseter and temporal muscles in women with different degrees of severity with myogenic TMD.

### METHOD

For this study 49 volunteers were selected (aged 18 to 40 years) who underwent the following evaluations: Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorder (TMD diagnostic), Anamnestic Index of Fonseca (to determine the severity of the TMD), electromyography of the masseter and temporal muscles bilaterally.

After collecting electromyographic records for data analysis we used the RMS (Root Mean Square), being considered the mean of three measurements at each situation. Later, the data were normalized by the peak of the electromyographic signal by presenting a lower standard deviation. Then the activity index was applied  $[(MD + ME - TD - TE) / (MD + ME + TD + TE) * 100]$ <sup>3</sup>, whose results allow to identify which muscle has predominance in the proposed activity. Negative values correspond to increased activity of the temporal muscle, positive values higher activity of the masseter muscles and zero values, muscle balance. To evaluate whether the activity index was changed in different degrees of severity of TMD the Kruskal-Wallis compare test was used, and the level of significance was set to 5%. Data processing was performed using the BioEstat program, version 5.3 (Belém, PA, Brasil).

### RESULTS AND DISCUSSION

In order to isotonic contraction there was predominance of temporal activity for all groups evaluated. No statistically significant was found ( $p > 0,05$ ). During isometric contractions, there was a subtle predominance of activity of the masseter for the groups with mild and severe TMD, and a slight majority the temporal for the group with moderate TMD. There was no statistically significant difference ( $p > 0.05$ ) between the TMD (mild, moderate or severe).

The temporal muscles that should act as repositioners of the mandibular condyle and not as muscle strength, showed a predominance of activity, leaving them overstressed and allows the appearance of biomechanical alterations of the TMJ.

One of the main factors triggering the myogenic TMD is bruxism or clenching. These are characterized by non-voluntary contractions for prolonged periods that would induce a reduction in the ability of the masseter muscle to generate tension<sup>4</sup>. Acting a compensatory way, overload conditions of the masseter, temporal muscles start to add functions, acting as placeholders of the the condylar head in the mandibular fossa (its main action) and the generation of strength in the movement of mandibular raising<sup>5</sup>. Furthermore, the temporal muscle may present more active due

to intrinsic derangements of the TMJ, as well as hyperactivity of the muscle may contribute to the onset of internal derangements of the TMJ by altering the position of the condyle<sup>6</sup>

Nielsen *et al.*<sup>6</sup> justify the reversal of the activity pattern in the temporal and masseter muscles during chewing is hypothetically a compensatory mechanism to alleviate pain in a motor response in patients with TMD. This functional reversal was also noted in other studies, it is believed that this is an adaptation of the elevator muscles of the jaw from the frame DTM installation.

## **CONCLUSION**

There was a functional inversion when observed the relationship between the masseter and temporal muscles.

## **ACKNOWLEDGEMENT**

Financial support from CAPES.

## **REFERENCES**

- <sup>1</sup> Auyenshine, R.C. Temporomandibular disorders: associated features. *Dent Clin North Am*, 2007; 51(1): 105-27.
- <sup>2</sup> Ardizzone I, Celemin A, Aneiros F, Del Rio J, Sanchez T, Moreno I. Electromyographic study of activity of the masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular joint (TMJ) dysfunction: Comparison with the clinical dysfunction index. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009.
- <sup>3</sup> Naeiji, M.; McCarrol, R.S.; Weijs, W.A. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil*. 1989; 16(1):63-70
- <sup>4</sup> Takemura T, Takahashi T, Fukuda M, Ohnuki T, Asunuma T, Masuda Y, Kondoh H, Kanbayashi T, Shimizu T. A psychological study on patients with masticatory muscle disorder and sleep bruxism. *Cranio*. 2006 Jul;24(3):191-6.
- <sup>5</sup> Caria PHF, Bigaton, D.R., Oliveira, A. S., Berzin, F. Fatigue Analysis in the masseters and temporalis muscles with temporomandibular disorder during short period of mastication. *Acta Odontol. Latinoam*. 2009;22(2): 87-91.
- <sup>6</sup> Nielsen IL, McNeill C, Danzing W, Goldman S, Levy J, Miller AJ. Adaptation of craniofacial muscles in subjects with craniomandibular disorders. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990; 97: 20-34.

# INFLUÊNCIA DA CRIOTERAPIA NO EQUILÍBRIO E SENSO DE POSIÇÃO ARTICULAR DO JOELHO DE SUJEITOS SAUDÁVEIS - ENSAIO CLÍNICO, RANDOMIZADO, CEGO

Costa KSA, Silveira RAG, Lins CAA, Marinho AMF, Braga NF, Souza AVC, Brasileiro JS

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

karinna\_kosta@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUÇÃO

A crioterapia tem sido comumente utilizada para reduzir a temperatura da pele do músculo, controlar a lesão por hipóxia secundária e edema, além de aliviar a dor<sup>1,2</sup>. Os protocolos de crioterapia, incluindo a aplicação de gelo e a imersão em água gelada, são utilizados por treinadores e fisioterapeutas, apesar da escassez de estudos conclusivos sobre os potenciais riscos que enfrentam os atletas e/ou pacientes após o seu uso. O efeito da crioterapia na propriocepção, que é um componente do sistema somatossensorial, ainda é pouco compreendido<sup>3</sup>. Por sua vez, ela é o resultado da aferência gerada a partir da integração de impulsos neurais originados de diversos mecanorreceptores para o SNC. A propriocepção é um elemento decisivo para a recuperação de um indivíduo após uma lesão. Além dos treinos proprioceptivos e de equilíbrio, a crioterapia tem sido bastante utilizada na prática clínica, principalmente para o tratamento das lesões agudas de tecidos moles e de diversas articulações<sup>4,5</sup>. Diante do exposto, este estudo se propôs analisar os efeitos imediatos da aplicação da crioterapia no equilíbrio e no Senso de Posição Articular (SPA) do joelho em Cadeia Cinética Aberta e Fechada, em sujeitos saudáveis.

## MÉTODOS

O presente estudo é um ensaio clínico randomizado e cego. Foi aprovado pelo Comitê de Ética e pesquisa (Protocolo 099/2010) e realizado no Laboratório de Análise da Performance Neuromuscular do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN). Participaram do estudo 30 voluntários de ambos os gêneros, saudáveis, com idade média de  $23,3 \pm 2,5$  anos e índice de massa corporal (IMC) médio de  $22,2 \pm 2,1$  kg/m<sup>2</sup>. Foram aleatoriamente divididos em dois grupos com 15 sujeitos em cada: controle – 20 minutos em repouso; e experimental – aplicação da crioterapia no joelho do membro inferior dominante. Todos foram submetidos à avaliação do equilíbrio, por meio da baropodometria computadorizada e do SPA do joelho do membro inferior dominante, utilizando um eletrogoniômetro, tanto em cadeia cinética aberta (CCA) quanto em cadeia cinética fechada (CCF), antes e após as intervenções. A análise foi realizada pelo SPSS 17.0, para verificar normalidade o teste *Kolmogorov-Smirnov* (K-S). Na estatística inferencial utilizou-se o teste *t* pareado para a análise do comportamento intra-grupo e a análise de variância *ANOVA One-way* com medidas repetidas para verificar diferenças entre os grupos antes e após as intervenções. Foi atribuído um nível de significância de 5% e intervalo de confiança de 95% (IC 95%).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Em relação ao equilíbrio estático unipodal, não foi observada diferença significativa entre as avaliações inicial e final para as variáveis: amplitude de oscilação, velocidade A/P e velocidade L/L nos dois grupos avaliados (Tabela 1). Também não foi observada diferença significativa entre os grupos.

**Tabela 1** – Valores da média e desvio padrão das variáveis: área de oscilação do centro de pressão (área de oscilação) e velocidade de deslocamento do centro de pressão Antero/Posterior (A/P) e Latero/Lateral (L/L), antes e após a aplicação do protocolo nos dois grupos: controle e experimental.

Variáveis (n= 15)	CONTROLE			EXPERIMENTAL		
	Média ± DP		p	Média ± DP		P
	PRÉ	PÓS		PRÉ	PÓS	
Área de oscilação (mm <sup>2</sup> )	62,0 ± 29,0	71,0 ± 30,0	0,86	65,0 ± 40,0	63,0 ± 29,0	0,86
Velocidade A/P (mm/s)	12,0 ± 2,5	12,1 ± 3,0	0,93	12,0 ± 2,3	11,5 ± 2,3	0,90
Velocidade L/L (mm/s)	5,5 ± 0,5	5,6 ± 0,7	0,40	6,0 ± 1,9	5,6 ± 0,6	0,47

Houve alteração do SPA, avaliado em CCA, no grupo experimental (Tabela 2). Assim, pode-se inferir que a crioterapia aplicada no joelho não altera o equilíbrio, nem o SPA em CCF do joelho, apesar dessa alteração ter sido observada em CCA. Os resultados encontrados no presente estudo, no que se refere à CCA, se assemelham àqueles encontrados por Uchio *et al.*<sup>3</sup>, Oliveira *et al.*<sup>4</sup>, E Surenkok *et al.*<sup>5</sup>. Eles relatam que o uso do gelo causaria uma redução na velocidade de condução nervosa (VCN), atrasando ou até mesmo bloqueando a aferência proprioceptiva da cápsula articular e ligamentos para os centros superiores do controle motor. Ressaltamos, entretanto que, como a maioria dos exercícios de propriocepção é realizada em CCF e envolvem equilíbrio e o uso de diversos grupos musculares ao mesmo tempo, podemos assumir que esse risco torna-se desprezível, devido a maior entrada proprioceptiva, sobretudo oriunda de estruturas miotendíneas.

**Tabela 2** – Valores da média e desvio padrão das variáveis: erro absoluto do Senso de Posição Articular em Cadeia Cinética Aberta (erro absoluto em CCA) e em fechada (erro absoluto em CCF), antes e após a aplicação do protocolo nos dois grupos: controle e experimental.

Variáveis (n= 15)	CONTROLE			EXPERIMENTAL		
	Média ± DP		P	Média ± DP		P
	PRÉ	PÓS		PRÉ	PÓS	
Erro absoluto em CCA (graus)	4,0 ± 2,4	4,4 ± 3	0,86	2,1 ± 1,1	5,2 ± 2,1	0,03*
Erro absoluto em CCF (graus)	2,3 ± 1,5	3,2 ± 3,0	0,37	3,3 ± 3,0	4,5 ± 3,0	0,17

\* Diferença significativa quando comparados os valores do SPA em CCA pré e pós intervenção, para o grupo experimental.

## CONCLUSÃO

Os resultados encontrados neste estudo sugerem que a aplicação da crioterapia altera o SPA apenas em CCA, mas não influencia o equilíbrio estático unipodal, bem como o SPA do joelho avaliado em CCF.

**REFERÊNCIAS**

- 1- Cheung K, Hume P, Maxwell L. Delayed onset muscle soreness: treatment strategies and performance factors. *Sports Med.* 2003; 33:145-64.
- 2- Pastre CM, Bastos FN, Netto Junior J, Vanderlei LCM, Hoshi RA. Métodos de recuperação pós-exercício: uma revisão sistemática. *Rev Bras Med Esporte* 2009; 15(2):138-44.
- 3- Uchio Y, Ochi M, Fujihara A, Adachi N, Iwasa J, Sakai Y. Cryotherapy influences joint laxity and position sense of the healthy knee joint. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:131-5.
- 4- Oliveira R, Ribeiro F, Oliveira J. Cryotherapy impairs knee joint position sense. *Int J Sports Med.* 2010; 31(3):198–201.
- 5- Surenkok O, Aytarb A, Tüzün EH, AkmanMN. Cryotherapy impairs knee joint position sense and balance. *Isokinet Exerc Sci.* 2008; 16:69–73.

## **INFLUENCE OF CRYOTHERAPY ON BALANCE AND KNEE JOINT POSITION SENSE OF HEALTHY SUBJECTS: RANDOMIZED AND BLINDED CLINICAL TRIAL**

Costa KSA, Silveira RAG, Lins CAA, Marinho AMF, Braga NF, Souza AVC, Brasileiro JS

Physical Therapy Department of Federal University of Rio Grande do Norte (UFRN)

karinna\_kosta@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUCTION**

Cryotherapy has been commonly used to reduce the temperature of the skin and muscle, control injuries caused by secondary hypoxia, edema and pain relief<sup>1,2</sup>. The cryotherapy modalities, including the application of ice and ice-water immersion are used by coaches and physiotherapists, despite the lack of conclusive studies on the potential risks in athletes and / or patients after use. The effect of cryotherapy on proprioception, which is a component of the somatosensory system, is still poorly understood<sup>3</sup>. On the other hand, it is the result of afferent generated from the integration of neural impulses arising from several mechanoreceptors to the CNS. Proprioception is a key to an individual's full recovery after injury. In addition to the proprioceptive and balance training, cryotherapy has been widely used in clinical practice, principally for the treatment of acute soft tissue injuries and joints<sup>4,5</sup>. Given the above, this study aims to examine the immediate effects of the application of cryotherapy on balance and Joint Position Sense (JPS) of the knee in open and closed kinetic chain, in healthy subjects.

### **METHODS**

This is a randomized and blinded clinical trial, which was approved by the Ethics Committee and research and realized at the Laboratory of Neuromuscular Performance Analysis of the Department of Physical Therapy, Federal University of Rio Grande do Norte (UFRN). We studied 30 volunteers of both genders, healthy, with a mean age of  $23.3 \pm 2.5$  years and body mass index (BMI) of  $22.2 \pm 2.1$  kg/m<sup>2</sup>. Participants were randomly divided into two groups of 15 subjects each: control (20 minutes at rest) and experimental (application of cryotherapy on the knee of the dominant leg). All subjects underwent assessment of the balance, using the baropodometry and JPS of the knee, using an electrogoniometer, both open kinetic chain (OKC) as closed kinetic chain (CKC), before and after the interventions. The analysis was performed with SPSS 17.0, to verify the normality Kolmogorov-Smirnov (KS). In inferential statistics was used to analyze the paired behavior intra-group t test and ANOVA One-way repeated measures to verify differences between groups before and after intervention. A significance level of 5% and a confidence interval of 95% (95% CI) was calculated.

### **OUTCOMES AND DISCUSSION**

Regarding the one-leg static balance, no difference was observed between the initial and final assessments for the variables oscillation amplitude, speed A/P and speed L/L in both groups (Table 1). No significant difference between groups was observed.

**Table 1** - Mean and standard deviation of variables: oscillation area of center of pressure (oscillation area) and speed of displacement of the center of pressure Antero/Posterior(A/ P) and lateral/Lateral(L /L) before and after application of the protocol in two groups: experimental and control.

Variables	CONTROL			EXPERIMENTAL		
	Mean ± DP			Mean ± DP		
	Pre	Post	P	Pre	Post	P
Oscillation Amplitude (mm <sup>2</sup> )	62.0 ± 29.0	71.0 ± 30.0	0.86	65.0 ± 40.0	63.0 ± 29.0	0.86
Speed A/P (mm/s)	12.0 ± 2.5	12.1 ± 3.0	0.93	12.0 ± 2.3	11.5 ± 2.3	0.90
Speed L/L (mm/s)	5.5 ± 0.5	5.6 ± 0.7	0.40	6.0 ± 1.9	5.6 ± 0.6	0.47

In the experimental group, there was a change in the JPS, assessed at OKC (Table 2). Thus, we suggest that cryotherapy applied to the knee does not change the balance, nor the knee JPS in CKC, although this change was observed in OKC. The results from our study regarding the OKC resemble those found by Uchio et al.<sup>3</sup> Oliveira et al.<sup>4</sup>, Surenkok et al.<sup>5</sup>, They reported that the use of ice would cause a reduction in nerve conduction velocity (NCV), delaying or even blocking the proprioceptive afference of the joint capsule and ligaments to the higher centers of motor control. We emphasize however that, like most proprioception exercises are held in CKC and involve balance and the use of different muscle groups at the same time, we can assume that this risk becomes negligible, due to increased proprioceptive input, especially coming from myotendines structures.

**Table 2** - Mean and standard deviation of variables: absolute error of joint position sense in Open Kinetic Chain (absolute error in OKC) and closed (absolute error CKC), before and after implementation of the protocol in two groups: experimental and control

Variables	Control			Experimental		
	Mean ± DP			Mean ± DP		
	Pre	Post	P	Pre	Post	P
Absolute error in OKC (degrees)	4.0 ± 2.4	4.4 ± 3.0	0.86	2.1 ± 1.1	5.2 ± 2.1	0.03*
Absolute error in CKC (degrees)	2.3 ± 1.5	3.2 ± 3.0	0.37	3.3 ± 3.0	4.5 ± 3.0	0.17

\*Significant difference when comparing the values of the JPS in OKC pre and post intervention for the experimental group.

## CONCLUSION

The results of this study suggest that the application of cryotherapy only changes the JPS in OKC, but does not influence the one-leg static balance, as well as the knee JPS assessed at CKC.

## REFERENCES

- 1- Cheung K, Hume P, Maxwell L. Delayed onset muscle soreness: treatment strategies and performance factors. *Sports Med.* 2003; 33:145-64.
- 2- Pastre CM, Bastos FN, Netto Junior J, Vanderlei LCM, Hoshi RA. Métodos de recuperação pós-exercício: uma revisão sistemática. *Rev Bras Med Esporte* 2009; 15(2):138-44.
- 3- Uchio Y, Ochi M, Fujihara A, Adachi N, Iwasa J, Sakai Y. Cryotherapy influences joint laxity and position sense of the healthy knee joint. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:131-5.
- 4- Oliveira R, Ribeiro F, Oliveira J. Cryotherapy impairs knee joint position sense. *Int J Sports Med.* 2010; 31(3):198-201.
- 5- Surenkok O, Aytarb A, Tüzün EH, AkmanMN. Cryotherapy impairs knee joint position sense and balance. *Isokinet Exerc Sci.* 2008; 16:69-73.

# **AVALIAÇÃO DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA, FORÇA MUSCULAR, VOLUMES E CAPACIDADES PULMONARES EM VOLUNTARIOS COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Guimarães EA<sup>3</sup>, Sousa GC<sup>1</sup>, Lizardo FB<sup>1</sup>, Sousa LR<sup>1</sup>, Cabral LC<sup>3</sup>, Souza PCOS<sup>2</sup>, Boaventura CM<sup>2</sup>, Simamoto-Júnior PC<sup>3</sup>, Fernandes-Neto AJ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG

<sup>2</sup>Centro Universitário do Triângulo-nUNITRI, Uberlândia – MG

<sup>3</sup>Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG

E-mail do apresentador: elcio@triang.com.br

## **INTRODUÇÃO**

As Disfunções Temporomandibulares (DTM's) são resultados de alterações ocorridas tanto nos músculos mastigatórios quanto na própria articulação<sup>1</sup>. No entanto, é possível destacar outros fatores mais amplos e complexos como a postura corporal e a mecânica respiratória, que contribuem para ocorrências dessas disfunções<sup>2</sup>. Estudos recentes têm verificado que a mecânica e o padrão ventilatório são capazes de exercer influência nos casos de DTMs<sup>2,3</sup>. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar as possíveis diferenças da mecânica respiratória dos voluntários com disfunção temporomandibular sintomáticos e assintomáticos.

## **MÉTODO**

Estudo transversal, incluindo 60 voluntários com disfunção temporomandibular sendo 30 sintomáticos e 30 assintomáticos de ambos os sexos. A coleta de dados constituiu de avaliação pelo Índice Anamnésico e Clínico de Disfunção e Estado Oclusal, e posteriormente submetidos tanto à inspeção do tipo de padrão respiratório, via de entrada de ar, cirtometria, espirometria e pico de fluxo.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Indivíduos com DTM sintomáticos não apresentaram alterações no padrão respiratório, tipo de respiração, mas apresentaram menor grau de força muscular em relação aos indivíduos assintomáticos. Não ocorreram diferenças significativas entre os valores de CVF, VEF1, VEF1/CVF e em relação aos valores de PFE quando se comparou indivíduos com DTM sintomáticos e os com DTM assintomáticos. Observou-se a relação entre as mulheres e a presença de DTM<sup>1</sup>. Indivíduos que tem DTM apresentam alterações na sua mecânica respiratória<sup>6</sup>. DTM provoca alterações na sua mecânica respiratória<sup>6</sup>. Volumes e capacidades pulmonares CVF e VEF1, encontrados em indivíduos do sexo masculino foram maiores do que os valores obtidos em indivíduos do sexo feminino<sup>7</sup>. Boson e Gardenghi<sup>8</sup> trazem os valores do PFE menores em indivíduos com maior IMC. Não se observou diferenças entre as Pressões respiratórias máximas em indivíduos com disfunção temporomandibular (DTM) sintomáticos e em indivíduos assintomáticos.

## **CONCLUSÃO**

No presente estudo observou-se que os indivíduos com DTM sintomáticos não apresentaram alteração no padrão respiratório e nem no tipo de respiração, o grupo de DTM sintomático apresentou diminuição da mobilidade quando comparados com o grupo controle. Observa-se também neste estudo que não houve diferenças significativas nos valores de CVF, VEF1, VEF1/CVF e em relação aos valores de PFE quando se compara indivíduos com DTM sintomáticos e os com DTM assintomáticos. concluiu-se também que indivíduos sintomáticos apresentaram menores graus de força muscular diafragmática em relação aos indivíduos assintomáticos.

**REFERÊNCIAS**

- 1 - Saes MO, Nogueira D.B, Silveira MS, Siqueira FCV. Perfil epidemiológico dos pacientes com disfunção temporomandibular: uma abordagem fisioterápica. *Rev Inspirar Mov & Saúde*. 2013; 5(1):1-5.
- 2 - Pinheiro ESS, Gonçalves RG, Baptista AF, Mendes SMD, Ribeiro GF, Sá KN. Ocorrência de disfunção temporomandibular em portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica. *Rev Pesq Fisioter*. 2011; 1(1):1-8.
- 3 - Paes CD, Pessoa BV, Jamami M, Di Lorenzo VAP, Marrara KT. Comparação de valores de PFE em uma amostra da população da cidade de São Carlos, São Paulo, com valores de referência. *J Bras Pneumol*. 2009; 35(2):151-6
- 4 - Oliveira EA, Fernandes FE, Torquato JA. Verificação do padrão respiratório e força muscular respiratória em pacientes pediátricos com neoplasias encefálicas. *Pediatria*. 2009; 31(3):143-51.
- 5 - Barreto SSM. Volumes pulmonares. *Jornal Pneumol*. 2002;
- 6 - Passinato F, Corrêa ECR, Peroni ABF. Avaliação da mecânica ventilatória em indivíduos com disfunção temporomandibular e assintomáticos. *Rev Bras Fisioter*; 2006; 10(3):285-9.
- 7 - Drumond SC, Fontes MJF, Assis I, Duarte MA, Lamounier JA, Orlandi LCL, et al. Comparação entre três equações de referência para a espirometria em crianças e adolescentes com diferentes índices de massa corpórea. *Jornal Bras Pneumol*. 2009; 35(5):415-22.
- 8 - Boson NLB, Gardenchi G. Análise do pico de fluxo expiratório em obesos candidatos a cirurgia bariátrica. *Rev. Eletrônica Saúde e Ciência*. 2012; 2(2):19-29.

## **ASSESSMENT OF RESPIRATORY MECHANICS, MUSCLE STRENGTH, VOLUMES AND CAPABILITIES IN VOLUNTEERS WITH PULMONARY DYSFUNCTION TEMPOROMANDIBULAR**

Guimarães EA<sup>3</sup>, Sousa GC<sup>1</sup>, Lizardo FB<sup>1</sup>, Sousa LR<sup>1</sup>, Cabral LC<sup>3</sup>, Souza PCOS<sup>2</sup>, Boaventura CM<sup>2</sup>, Simamoto-Júnior PC<sup>3</sup>, Fernandes-Neto AJ<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG

<sup>2</sup> Curso de Fisioterapia UNITRI – Centro Universitário do Triângulo, Uberlândia – MG.

<sup>3</sup> Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG.

E-mail do apresentador: elcio@triang.com.br

### **INTRODUCTION**

The DTM 's are the result of both changes in the masticatory muscles as the joint itself . However, it is possible to highlight other broader and more complex factors such as body posture and breathing mechanics that contribute to occurrence of these disorders. Recent studies have found that mechanical ventilatory pattern and are able to exert influence in cases of TMD. Thus, the study aimed to evaluate the possible differences in respiratory mechanics volunteers with symptomatic and asymptomatic temporomandibular dysfunction.

### **METHOD**

Cross-sectional study including 60 volunteers with temporomandibular dysfunction with 30 symptomatic and 30 asymptomatic both sexes. A data collection consisted of evaluation by Anamnestic Index and Clinical Dysfunction and occluded state, and subsequently underwent inspection of both the type of pattern respiratory, via inlet, cirtometry, spirometry and peak fluxo.

### **RESULTS AND DISCUSSION**

Individuals with symptomatic TMD no change in breathing pattern , breath type and have less degree of muscular strength in relation to asymptomatic subjects , with no significant difference between the FVC , FEV1 , FEV1/FVC and for the PEF values when comparing individuals with symptomatic and asymptomatic DTM.

Were observed the relationship between women and the presence of DTM<sup>1</sup>. Individuals who have TMD report changes in their respiratory mechanics<sup>6</sup>. TMD causes changes in your respiratory mechanics<sup>6</sup>. Lung volume and capacity FVC and FEV1, found in males were higher than the values obtained in subjects female sex<sup>7</sup>. Boson and Gardenghi<sup>8</sup> bring the PEF lower in individuals with higher BMI. No differences between maximal respiratory pressures in patients with symptomatic temporomandibular disorders (TMD) and asymptomatic subjects was observed.

### **CONCLUSION**

In the present study it was observed that individuals with TMD symptoms showed no change in breathing pattern nor the type of breathing, the group of symptomatic TMD showed decreased mobility when compared with the control group. Also observed in this study that there were no significant differences in FVC, FEV1, FEV1/FVC and for the EFW when comparing individuals with symptomatic and asymptomatic DTM, it was concluded also by studying individuals showed lesser degrees of symptomatic diaphragmatic muscle strength in relation to asymptomatic individuals.

**REFERENCES**

- 1 - Saes MO, Nogueira D.B, Silveira MS, Siqueira FCV. Perfil epidemiológico dos pacientes com disfunção temporomandibular: uma abordagem fisioterápica. *Rev Inspirar Mov & Saúde*. 2013; 5(1):1-5.
- 2 - Pinheiro ESS, Gonçalves RG, Baptista AF, Mendes SMD, Ribeiro GF, Sá KN. Ocorrência de disfunção temporomandibular em portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica. *Rev Pesq Fisioter*. 2011; 1(1):1-8.
- 3 - Paes CD, Pessoa BV, Jamami M, Di Lorenzo VAP, Marrara KT. Comparação de valores de PFE em uma amostra da população da cidade de São Carlos, São Paulo, com valores de referência. *J Bras Pneumol*. 2009; 35(2):151-6
- 4 - Oliveira EA, Fernandes FE, Torquato JA. Verificação do padrão respiratório e força muscular respiratória em pacientes pediátricos com neoplasias encefálicas. *Pediatria*. 2009; 31(3):143-51.
- 5 - Barreto SSM. Volumes pulmonares. *Jornal Pneumol*. 2002;
- 6 - Passinato F, Corrêa ECR, Peroni ABF. Avaliação da mecânica ventilatória em indivíduos com disfunção temporomandibular e assintomáticos. *Rev Bras Fisioter*; 2006; 10(3):285-9.
- 7 - Drumond SC, Fontes MJF, Assis I, Duarte MA, Lamounier JA, Orlandi LCL, et al. Comparação entre três equações de referência para a espirometria em crianças e adolescentes com diferentes índices de massa corpórea. *Jornal Bras Pneumol*. 2009; 35(5):415-22.
- 8 - Boson NLB, Gardenchi G. Análise do pico de fluxo expiratório em obesos candidatos a cirurgia bariátrica. *Rev. Eletrônica Saúde e Ciência*. 2012; 2(2):19-29.

# CORRELAÇÃO DO TESTE TIMED UP AND GO COM A FORÇA MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

Sá BEO<sup>1</sup>, Raquel DFS<sup>1</sup>, Faganello FR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – Unesp Rio Claro

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Filosofia e Ciências – Unesp Marília

E-mail do apresentador: babieos@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) pode ser atribuída a fatores genéticos e idiopáticos, que interferem nos movimentos voluntários e automáticos devido a uma disfunção dos gânglios da base. Essa disfunção prejudica a produção de pistas internas que guiam o movimento, ocasionando dificuldades na realização de movimentos complexos e sequenciais<sup>1,2</sup>.

Com o avanço da doença, os indivíduos apresentam distúrbios progressivos no equilíbrio, na postura e na marcha<sup>3</sup>, além de prejuízos na execução das atividades de vida diária (AVD's) e mobilidade<sup>4,5</sup>. Tais comprometimentos geram prejuízos na qualidade de vida, limitam a independência funcional e causam isolamento ou pouca participação na vida social<sup>3,4,5</sup>.

Desta forma, o objetivo desse trabalho foi correlacionar o resultado obtido no Teste *Timed Up and Go* (TUG) com a força de músculos extensores e flexores de membros inferiores em indivíduos com DP.

## MÉTODOS

Participaram desse estudo 9 voluntários de ambos os gêneros, com diagnóstico médico de DP, e que não possuíssem outra doença neurológica. Passaram por avaliação da mobilidade funcional (TUG) onde foi analisado o tempo gasto pelo indivíduo para se levantar de uma cadeira com braços, andar por uma distância de 3 metros e retornar à cadeira e sentar novamente; e avaliação da força muscular isométrica dos flexores e extensores de joelho por meio de um aparelho que conjuga cadeira extensora e mesa flexora de joelhos acoplada a uma célula de carga (EMG System do Brasil) com precisão de 0,1 kgf. O posicionamento para realização do teste foi o de 60° graus de flexão de joelho (nessa angulação é aonde ocorre a produção da força máxima dos músculos extensores e flexores de joelho)<sup>6</sup>.

As variáveis passaram pelo teste de normalidade *Shapiro-Wilk* e como o tempo no Teste *Timed up and Go* apresentou distribuição não normal, para as demais variáveis correlacionadas com a mesma foi utilizado o Coeficiente de Correlação de *Spearman*.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** - Resultados da correlação da força muscular de membros inferiores com o TUG

Variáveis	R	p
Flexores D	- 0,17	0,67
Flexores E	- 0,17	0,67
Extensores D	- 0,58	0,09
Extensores E	- 0,77	0,02

Legenda: D = membro inferior direito; E = membro inferior esquerdo.

O tempo do TUG apresentou forte correlação negativa com a força dos músculos extensores de membro inferior esquerdo, para se concluir que quanto maior a força muscular extensora de membros inferiores, melhor desempenho no TUG mais estudos precisam ser realizados. A mensuração da mobilidade física é componente essencial na avaliação clínica de pacientes com distúrbios neuromotores em pacientes geriátricos, comumente avaliada por meio do TUG. Força muscular é considerada um componente essencial na mobilidade funcional, a diminuição da força muscular com o envelhecimento está associada à diminuição da mobilidade<sup>7</sup>.

Nos idosos a mobilidade prejudicada associa-se a um cenário de redução de força e potência muscular, incapacidade e dependência na realização de atividades de vida diária<sup>8</sup>. Diversos métodos vêm sendo utilizados para melhorar a força muscular e capacidade de execução das atividades de vida diária de indivíduos com a DP. No estudo de Prado *et al.*<sup>9</sup> idosas após serem submetidas a um programa de exercício resistido apresentaram melhora na mobilidade funcional, no equilíbrio e domínio físico e psicológico da qualidade de vida. Um estudo desenvolvido por Rees *et al.*<sup>10</sup> utilizou vibração para verificar seu efeito na mobilidade funcional em idosas, porque este é considerado um componente essencial para a independência funcional nesses indivíduos, verificou que a vibração pode influenciar e melhorar a mobilidade em idosas, sugerindo que futuros protocolos de vibração devem ser estudados.

A melhora de aspectos motores tais como força, equilíbrio e marcha em indivíduos com DP podem colaborar na prevenção de quedas<sup>11</sup>. A manutenção da mobilidade do indivíduo constitui uma das mais efetivas ações contra complicações físicas, mentais e sociais<sup>8</sup>.

## CONCLUSÃO

A partir dos dados encontrados nesse estudo concluí-se que a força muscular é um fator determinante na manutenção da mobilidade funcional, interferindo diretamente na qualidade de vida de indivíduos com a DP.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Morris ME, Huxham F, McGinley J, Dodd K, Iansek R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech.* 2001; 16(6):459-70.
- 2 - Wang J, Bohan M, Leis BC, Stelmach GE. Altered coordination patterns in parkinsonian patients during trunk-assisted prehension. *Parkinsonism Rel Dis.* 2006; 12:211-22.
3. Morris ME. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for physical therapy. *Phys Ther.* 2000; 80(6):578-97.
- 4 - Lana RC, Álvares LMRS, Nasciutti-Prudente C, Goulart FRP, Teixeira-Salmela LF, Cardoso FE. Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de Parkinson através do PDQ-39. *Rev. Bras Fisioter.* 2007; 11(5):397-402.
- 5 - Souza RG, Borges V, Silva SM, Ferraz HB. Quality of life scale in Parkinson's disease PDQ-39 - (Brazilian Portuguese version) to assess patients with and without levodopa motor fluctuation. *Arq Neuropsiquiatr.* 2007; 65(3B):787-91
- 6 - Correa CS, Silva BGC, Alberton CL, Wilhem EN, Moraes AN, Lima CS, et al. Análise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2011; 13(6):429-35.
- 7 - Brown M, Sinacore DR, Host HH. The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995; 50:55-59.
- 8 - Garcia PA, Dias JMD, Dias RC, Santos P, Zampa CC. Estudo da relação entre função muscular, mobilidade funcional e nível de atividade física em idosos comunitários. *Rev Bras Fisioter.* 2011; 15(1):15-22.
- 9 - Prado RA, Teixeira ALC, Langa CJSO, Egydio PRM, Izzo P. A influência dos exercícios resistidos no equilíbrio, mobilidade funcional e na qualidade de vida de idosas. *O Mundo da Saúde.* São Paulo: 2010; 34(2):183-91.
- 10 - Rees A, Murphy A, Watsford M. Performance and mobility in an older population. *J Aging Phys Activity.* 2007; 15:367-81.
- 11 - Goodwin VA, Richards SH, Taylor RS, Taylor AH, Campbell JL. The effectiveness of exercise interventions for people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Mov Disord.* 2008; 23(5):631-40.

# CORRELATION OF THE TIMED UP AND GO TEST WITH THE MUSCULAR STRENGTH IN THE LOWER LIMBS IN INDIVIDUALS WITH PARKINSON'S DISEASE

Sá BEO<sup>1</sup>, Raquel DFS<sup>1</sup>, Faganello FR<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Human Development and Technology - Department of Physical Education at Universidade Estadual Paulista - Unesp Rio Claro

<sup>2</sup>Department of Physical Therapy and Occupational Therapy at Faculdade de Filosofia e Ciências - Unesp Marília

Presenter's E-mail: [babieos@hotmail.com](mailto:babieos@hotmail.com)

## INTRODUCTION

Parkinson's disease (PD) may be attributed to genetic and idiopathic factors that interfere in voluntary and automatic movements due to a dysfunction of the basal ganglia. This dysfunction impairs the production of internal cues that guide the movement, causing difficulties in performing complex and sequential movements<sup>1,2</sup>.

With the progression of the disease, individuals have progressive problems with balance, posture and gait<sup>3</sup>, as well as losses in the execution of daily living activities and mobility<sup>4,5</sup>. Such commitments generate losses in quality of life, limit the functional independence and cause isolation or lack of participation in social life<sup>3,4,5</sup>.

Thus, the aim of this study was to correlate the results obtained in the Timed Up and Go test (TUG) with the strength of extensor and flexor muscles of the lower limbs in subjects with PD.

## METHODS

Nine volunteers participated in this study of both genders, with a diagnosis of PD, and who lack other neurological disease. They underwent an assessment of functional mobility (TUG) where the time spent by the individual to rise from an armchair, walk a distance of three meters and return to the chair is analyzed, as well as an evaluation of isometric muscle strength of the knee flexors and extensors through a device that combines leg extension and leg curl coupled to a load cell (EMG System of Brazil, accurate to 0.1 kgf), knee positioning for the test was 60 degrees of knee flexion (this angulation is where the production of the maximum force of the extensor and flexor muscles of the knee occurs)<sup>6</sup>.

Variables passed by the Shapiro-Wilk test and since the time in the Timed Up and Go test showed non-normal distribution, the other variables used the Spearman Correlation Coefficient.

## RESULTS AND DISCUSSION

**Table 1** - Results of the correlation in muscle strength of the lower limbs with the TUG

Variables	R	p
R Flexors	- 0.17	0.67
L Flexors	- 0.17	0.67
R Extensors	- 0.58	0.09
L Extensors	- 0.77	0.02

Legend: R: right lower limb; L: left lower limb

The time of TUG showed strong negative correlation with the strength of the extensor muscles of the left lower limb, suggesting that the higher the extensor muscle strength of lower limbs, the better the performance on the TUG, more studies need to be performed. The

measurement of physical mobility is an essential component of clinical assessment of patients with neuromotor disorders and geriatric patients, commonly assessed by the TUG. Muscle strength is considered an essential component in functional mobility, decreased muscle strength with aging is associated with decreased mobility<sup>7</sup>.

Impaired mobility in the elderly is associated with a scenario of reduced muscle strength and power, dependency and disability in performing activities of daily living<sup>8</sup>. Several methods have been used to improve muscle strength and capacity to perform the daily life activities of individuals with PD. In the study by Prado et al.<sup>9</sup> older women, after undergoing a program of resistance exercise, showed improvement in functional mobility, balance and physical and psychological domain of quality of life. A study by Rees et al.<sup>10</sup> used vibration to verify its effect on functional mobility in they elderly because this is considered an essential component for the functional independence in these individuals. It was found that vibration can influence and improve mobility in elderly suggesting that future protocols of vibration should be studied.

The improvement of motor aspects such as strength, balance and gait in individuals with PD may help in the prevention of falls<sup>11</sup>. Maintaining mobility of the individual is one of the most effective actions against physical, mental and social complications<sup>8</sup>.

## CONCLUSION

Even with recent research and advances in medicine there is no cure for PD, the available treatments are intended to minimize motor changes and improve the quality of life of these patients. From the data found in the literature and in this study we conclude that muscle strength is a determinant factor in the maintenance of functional mobility, directly interfering with quality of life of individuals with PD.

## REFERENCES

- 1 - Morris ME, Huxham F, McGinley J, Dodd K, Iansek R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech.* 2001; 16(6):459-70.
- 2 - Wang J, Bohan M, Leis BC, Stelmach GE. Altered coordination patterns in parkinsonian patients during trunk-assisted prehension. *Parkinsonism Rel Dis.* 2006; 12:211-22.
3. Morris ME. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for physical therapy. *Phys Ther.* 2000; 80(6):578-97.
- 4 - Lana RC, Álvares LMRS, Nasciutti-Prudente C, Goulart FRP, Teixeira-Salmela LF, Cardoso FE. Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de Parkinson através do PDQ-39. *Rev. Bras Fisioter.* 2007; 11(5):397-402.
- 5 - Souza RG, Borges V, Silva SM, Ferraz HB. Quality of life scale in Parkinson's disease PDQ-39 - (Brazilian Portuguese version) to assess patients with and without levodopa motor fluctuation. *Arq Neuropsiquiatr.* 2007; 65(3B):787-91
- 6 - Correa CS, Silva BGC, Alberton CL, Wilhem EN, Moraes AN, Lima CS, et al. Análise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2011; 13(6):429-35.
- 7 - Brown M, Sinacore DR, Host HH. The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995; 50:55-59.
- 8 - Garcia PA, Dias JMD, Dias RC, Santos P, Zampa CC. Estudo da relação entre função muscular, mobilidade funcional e nível de atividade física em idosos comunitários. *Rev Bras Fisioter.* 2011; 15(1):15-22.
- 9 - Prado RA, Teixeira ALC, Langa CJSO, Egydio PRM, Izzo P. A influência dos exercícios resistidos no equilíbrio, mobilidade funcional e na qualidade de vida de idosos. *O Mundo da Saúde.* São Paulo: 2010; 34(2):183-91.
- 10 - Rees A, Murphy A, Watsford M. Performance and mobility in an older population. *J Aging Phys Activity.* 2007; 15:367-81.
- 11 - Goodwin VA, Richards SH, Taylor RS, Taylor AH, Campbell JL. The effectiveness of exercise interventions for people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Mov Disord.* 2008; 23(5):631-40.

# ATIVIDADE DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR NO MEMBRO DOMINANTE E NÃO DOMINANTE DE ARREMESSO EM ATLETAS DE HANDEBOL

Hartz CS, Petrini AC, Moreno MA, Marchetti PH, Rodrigues-Bigaton D  
Faculdade de Ciências da Saúde - FACIS/UNIMEP  
E-mail do apresentador: charlinih@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

O complexo do ombro é um dos mais acometidos por disfunções em atletas praticantes de modalidades que envolvem gestos de arremesso<sup>1</sup>, como no baseball, tênis, voleibol e handebol<sup>2</sup>. Os jogadores de handebol realizam pelo menos 48.000 movimentos de arremesso em uma temporada, sendo estes, gestos de natureza repetitiva e de movimentação acima da cabeça, gerando sobrecarga biomecânica na articulação do ombro<sup>3</sup>. Dessa forma, o complexo do ombro pode sofrer alterações adaptativas no membro dominante de arremesso em relação ao membro não dominante<sup>4</sup>.

O padrão de ativação muscular sinérgico, é fundamental para a boa funcionalidade entre as articulações escapulotorácicas e escapuloumerais, mantendo estabilidade ao complexo do ombro, sendo que qualquer desequilíbrio muscular pode gerar disfunção na articulação<sup>5</sup>.

A eletromiografia de superfície tem sido utilizada como forma de avaliação de disfunções do complexo do ombro em atletas. Um estudo avaliou a ativação mioelétrica de 4 músculos da cintura escapular, em atletas arremessadores com e sem disfunção de ombro, demonstrando alterações no padrão de ativação da musculatura entre os grupos<sup>6</sup>. Assim, este estudo teve como objetivo comparar a atividade mioelétrica do músculo trapézio superior, entre o membro dominante e não dominante de arremesso em atletas praticantes da modalidade de handebol.

## MÉTODOS

Foram avaliados 25 atletas do gênero masculino, praticantes de handebol, com idade média de  $20,8 \pm 4,4$  anos, IMC médio de  $25,3 \pm 3,2$  kg/m<sup>2</sup>. Como critério de inclusão, os voluntários deveriam ser atletas em nível competitivo há no mínimo seis meses, e realizar todos os treinamentos junto à equipe e não poderiam fazer uso de medicamentos como relaxantes musculares. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, sob protocolo nº 62/13.

A atividade muscular foi obtida por meio de um eletromiógrafo (EMG System, modelo EMG 830), através de dois eletrodos de superfície simples diferenciais (Lynx Eletrônica Ltda) com duas barras de prata pura, ganho de 20 vezes ( $\pm 1\%$ ), modo de rejeição comum (CMRR) maior do que 100 dB com taxa de ruído do sinal menor que 1  $\mu$ V RMS, a uma frequência de aquisição de 2000 Hz. Os eletrodos foram colocados no ponto médio da margem superior do músculo trapézio aproximadamente 8 cm da 7ª vértebra cervical, em direção ao acrômio<sup>7</sup>. Para coleta eletromiográfica, os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira adaptada, com um suporte superior fixo para realização da elevação dos ombros. A coleta do sinal deu-se na condição de isometria de elevação da cintura escapular bilateralmente, durante 30 segundos de contração. O procedimento de coleta foi repetido por 3 vezes com intervalo de recuperação de 2 minutos, e para o processamento do sinal eletromiográfico foi utilizado um filtro passa banda de 20 a 500 Hz do tipo Butterworth de 4ª ordem com atraso de fase zero, foi utilizado um RMS janelado (150ms) e então o sinal foi integrado através de uma rotina escrita no software Matlab® 6.5.1.

Para verificar a normalidade dos dados foi utilizado o teste *Shapiro-Wilk*, e para comparação dos dados foi utilizado o teste *t de student*. O processamento dos dados foi realizado por meio do software BioEstat® 5.0, adotando-se uma significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 mostra os resultados da ativação dos músculos trapézios, apresentando uma atividade significativamente maior no membro dominante de arremesso em relação ao membro não dominante.

**Tabela 1** - Comparação entre os valores Integrais do sinal do membro dominante e não dominante de arremesso

MEMBRO	IEMG	P
DOMINANTE	7428,9±3627,7	0,0306
NÃO DOMINANTE	6262,3±3475,4	

Nota: Valores expressos em média ± desvio-padrão

O músculo trapézio superior em conjunto com o músculo serrátil anterior, atua na manutenção da estabilização escapular, bem como no sinergismo do movimento de rotação superior da escápula, sendo que o aumento da atividade do músculo trapézio pode resultar em desequilíbrio, alterações articulares e lesões<sup>6</sup>.

O estudo corrobora com os achados Oyama *et al.*<sup>8</sup>, o qual encontrou assimetria da posição escapular do lado dominante em relação ao não dominante de atletas arremessadores, enfatizando a importância da avaliação de assimetrias nestes atletas, para prevenção de lesões.

Assim sendo, pode-se sugerir que a atividade de arremesso unilateral aumenta a atividade do músculo trapézio dominante, de forma que esse achado deve ser considerado na prescrição do treinamento.

## CONCLUSÃO

De acordo com os achados encontrados, conclui-se que a atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior foi significativamente maior no membro dominante de arremesso em relação ao não dominante.

## REFERÊNCIAS

1. SEIL R, RUPP S, TEMPELHOF S, KOHN D. SPORTS INJURIES IN TEAM HANDBALL: A ONE-YEAR PROSPECTIVE STUDY OF SIXTEEN MEN'S SENIOR TEAMS OF A SUPERIOR NONPROFESSIONAL LEVEL. *AM J SPORTS MED.* 1998; 26(5):681-7.
2. SILVA RT. LESÕES DO MEMBRO SUPERIOR NO ESPORTE. *REV BRAS ORTOP.* 2010; 45(2):122-31.
3. Pieper HG. Humeral torsion in the throwing arm of handball players. *Am J Sports Med.* 1998; 28:247-53.
4. Borsa PA, Laudner KG, Sauers EL. Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete. *Sports Med.* 2008; 38(1):17-36.
5. Santana EP, Ferreirar BC, Ribeiro G. Associação entre discinesia escapular e dor no ombro de praticantes de natação. *Rev Bras Med Esporte.* 2009; 15(5): 342-6.
6. Tucker WS, Armstrong CW, Gribble PA, Timmons MK, Yeasting RA. Scapular muscle activity in overhead athletes with symptoms of secondary shoulder impingement during closed chain exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010; 91(4):550-6.
7. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Maryland: Aspen, 1998.
8. Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, Ricci RD, Lephart SM. Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *J Athl Train.* 2008; 43(6):565–70.

## ACTIVITY OF THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE ON THE DOMINANT AND NON-DOMINANT THROWING LIMBS IN HANDBALL ATHLETES

Hartz CS, Petrini AC, Moreno MA, Marchetti PH, Rodrigues-Bigaton D  
Faculdade de Ciências da Saúde - FACIS/UNIMEP  
Presenter's E-mail: charlinih@hotmail.com

### INTRODUCTION

The shoulder complex is one of the most stricken with dysfunction in athletes who practice sports which involve throwing<sup>1</sup> moves, such as baseball, tennis, volleyball and handball<sup>2</sup>. Handball players execute at least 48.000 throwing moves during a season, being these, repetitive moves and of movements above the head, resulting in biomechanical overload on the shoulder joint<sup>3</sup>. Thus, the shoulder complex may suffer adaptive changes in the dominant throwing limb in relation to the non-dominant limb<sup>4</sup>.

The pattern of the synergist muscle activation is essential for the good functioning between the scapulothoracic and scapulohumeral joints, keeping the stability of the shoulder complex. This means that any muscle imbalance may cause dysfunction at the joint<sup>5</sup>.

The electromyography of the surface has been used as a way to evaluate the dysfunctions of the shoulder complex in athletes. A study has evaluated the myoelectric activation of 4 muscles of the shoulder girdle in athletes who are throwers with and without shoulder dysfunction, thus showing differences on the pattern of muscle activation between the groups<sup>6</sup>. So, this study has aimed at comparing the myoelectric activity of the upper trapezius muscle, between the dominant and non-dominant throwing limbs in athletes who practice handball.

### METHODS

Were evaluated 25 male athletes, handball players, with an average age of  $20.8 \pm 4.4$  years, BMI average of  $25.3 \pm 3.2$  kg/m<sup>2</sup>. Inclusion criteria, the volunteers had to be competition level athletes for at least six months, and to take part in all training sessions with the team. Volunteers using any medication such as muscle relaxers were excluded from the sampling. The study has been approved by the Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, under the protocol nº 62/13.

The electromyographic activity was taken using a electromyographer (EMG System, model EMG 830). We used two differential simple surface electrodes (Lynx Eletronics Ltd) with two bars of pure silver, gain of 20 times ( $\pm 1\%$ ), common mode of rejection ration (CMRR) higher than 100 dB with signal noise rate lower than 1  $\mu$ V RMS. The electromyographer was connected to a battery and the laptop computer. The electrodes were placed on the mean point of the upper edge of the trapezius muscle, approximately 8 cm of the 7a cervical vertebra towards the acromion. For the electromyographic collection, the volunteers remained sitting on an adapted chair, with a fixed upper support to perform the shoulder elevation. The signal collection was performed in the elevation isometric condition of the shoulder girdle of both sides for 30 seconds of contraction. The collection procedure was repeated 3 times with recovery interval of 2 minutes, and for processing the electromyographic signal was used pass filter 20 band 500 Hz Butterworth type of 4th order with delay of zero phase, we used a RMS windowed (150ms) and then the signal was integrated by a written in Matlab® 6.5.1 software routine.

To verify the normality of the data, we used a *Shapiro-Wilk* test, and for the comparison of the data, we used a *t de student* test. The data processing was performed through the *software* BioEstat® 5.0, adopting a significance of 5%.

## RESULTS AND DISCUSSION

The table 1 shows the results of the trapezius muscles activation, presenting a activity significantly higher on the dominant throwing limb in relation to the non-dominant limb.

**Table 1** - Comparison between the full signal values of the dominant and non-dominant throwing limbs

LIMB	IEMG	P
DOMINANT	7428.9±3627.7	0.0306
NON-DOMINANT	6262.3±3475.4	

Note: Values expressed in mean ± standard deviation.

The upper trapezius muscle along with the serratus anterior muscle acts on the maintenance of the scapular stabilization as well as the synergy of the upper rotation movement of the scapula, thus, the increase in the trapezius muscle activity may lead to unbalance, joint alterations and injuries<sup>6</sup>.

The study corroborates with the Oyama et al.<sup>8</sup> findings, which found asymmetry in the scapular position on the dominant side in relation to the non-dominant side of throwing athletes, stressing the importance of asymmetry evaluation in these athletes in order to prevent injuries.

Being this way, it can be suggested that the unilateral throwing activity increases the dominant trapezius muscle activity, in a way that this finding should be considered on the prescription of training.

## CONCLUSION

According to the encountered findings, we can conclude that the electromyographic signal of the upper trapezius muscle was significantly higher on the dominant throwing limb in relation to the non-dominant limb.

## REFERENCES

1. Seil R, Rupp S, Tempelhof S, Kohn D. Sports injuries in team handball: a one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. *Am J Sports Med.* 1998; 26(5):681-7.
2. Silva RT. Lesões do membro superior no esporte. *Rev Bras Ortop.* 2010; 45(2):122-31.
3. Pieper HG. Humeral torsion in the throwing arm of handball players. *Am J Sports Med.* 1998; 28:247-53.
4. Borsa PA, Laudner KG, Sauers EL. Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete. *Sports Med.* 2008; 38(1):17-36.
5. Santana EP, Ferreirar BC, Ribeiro G. Associação entre discinesia escapular e dor no ombro de praticantes de natação. *Rev Bras Med Esporte.* 2009; 15(5): 342-6.
6. Tucker WS, Armstrong CW, Gribble PA, Timmons MK, Yeasting RA. Scapular muscle activity in overhead athletes with symptoms of secondary shoulder impingement during closed chain exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010; 91(4):550-6.
7. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Introduction to surface electromyography.* Gaithersburg, Maryland: Aspen, 1998.
8. Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, Ricci RD, Lephart SM. Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *J Athl Train.* 2008; 43(6):565-70.

# EFEITO IMEDIATO DA MANIPULAÇÃO TORÁCICA ALTA SOBRE A FREQUÊNCIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO ESTERNOCLEIDOMASTÓIDEO EM MULHERES COM CERVICALGIA

Pires PF, Packer AC, Rodrigues-Bigaton D  
Faculdade de Ciências da Saúde - FACIS/UNIMEP  
E-mail do apresentador: drodrigues@unimep.br

## INTRODUÇÃO

A cervicalgia é definida como dor musculoesquelética durante os movimentos da coluna cervical e/ou no repouso, sendo prevalente no gênero feminino<sup>1</sup>.

Sabe-se que indivíduos com cervicalgia apresentam instabilidade dos músculos estabilizadores da coluna cervical associado à maior fadiga do músculo esternocleidomastóideo devido ao excesso de sua atividade na tentativa de compensação. Sendo assim, a eletromiografia de superfície apresenta-se como uma importante ferramenta para avaliar a atividade mioelétrica desses músculos, e o parâmetro comumente utilizado para análise da fadiga muscular é a frequência mediana do sinal (FM)<sup>2</sup>.

Para o tratamento da cervicalgia, a modalidade fisioterapêutica que mais vêm se destacando nos últimos anos é manipulação espinhal da coluna torácica alta, pois promove reequilíbrio da mecânica articular<sup>3</sup>. Dessa forma, o presente estudo objetivou avaliar o efeito de uma aplicação da manipulação torácica alta sobre a frequência do sinal eletromiográfico do músculo esternocleidomastóideo em mulheres com cervicalgia.

## MÉTODOS

Foram avaliadas 16 mulheres com cervicalgia, com idade média de  $24,5 \pm 5,4$  anos. Como critério de inclusão, as voluntárias deveriam apresentar cervicalgia, segundo o questionário *Neck Disability Index* (NDI), dor cervical por no mínimo 3 meses e  $IMC < 25 \text{ Kg/m}^2$ .

Foram excluídas da amostra as voluntárias em tratamento medicamentoso e as que tivessem experiência prévia com manipulação nos últimos dois meses<sup>3</sup>.

A atividade eletromiográfica foi obtida por meio de um eletromiógrafo (BIO-EMG 1000-*Lynx Eletronics* Ltda) com conversor analógico-digital, *software* AqDados 7.2, com frequência de aquisição de 2000 Hz e filtro passa banda de 20 a 500 Hz do tipo *Butterworth*. Foram utilizados dois eletrodos de superfície diferenciais simples (*Lynx Eletronics* Ltda) com duas barras de prata pura, ganho de 20 vezes ( $\pm 1\%$ ), modo de rejeição comum (CMRR) maior do que 100 dB com taxa de ruído do sinal menor que 3  $\mu\text{V RMS}$ .

Durante o registro eletromiográfico, as voluntárias permaneceram sentadas em uma cadeira, com o dorso completamente apoiado e pés paralelos apoiados no solo sobre um tapete de borracha. Os eletrodos foram posicionados no ventre do músculo esternocleidomastóideo bilateralmente, na metade da distância entre o processo mastóideo do osso temporal e a fúrcula esternal (SENIAM).

A coleta do sinal eletromiográfico deu-se em duas condições por 5 segundos cada: 1ª) isometria de flexão da coluna cervical, no qual foi solicitado que a voluntária realizasse flexão da coluna contra resistência manual do avaliador que tomava contato com a região da frente da mesma; 2ª) isometria de elevação da cintura escapular, no qual a voluntária realizava o movimento contra resistência manual do avaliador que tomava contato com a região superior dos ombros da mesma. Todo o procedimento de coleta foi repetido por 3 vezes para cada condição e para o processamento do sinal eletromiográfico foi utilizado o parâmetro de frequência mediana do sinal (Hz), analisado de forma *off-line* no *software* Matlab® 6.5.1.

As voluntárias receberam a aplicação de uma manipulação, no qual foi aplicado um impulso de alta velocidade e baixa amplitude no segmento torácico alto (T1 a T4)<sup>3</sup>.

A normalidade dos dados foi testada por meio do teste *Shapiro-Wilk*, e para comparação dos dados foi utilizado o teste *t de Student* (pareado). O processamento dos dados foi realizado por meio do *software* BioEstat® 5.0, adotando-se uma significância de 5%.

Os procedimentos do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, sob protocolo nº 62/11.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Conforme a Tabela 1, a manipulação não promoveu efeito significativo sobre a frequência mediana do sinal eletromiográfico no músculo Esternocleidomastóideo.

**Tabela 1** – Comparação da frequência mediana do sinal eletromiográfico (Hz) do músculo esternocleidomastóideo (ECOM) direito e esquerdo no período pré-manipulação e pós-manipulação imediata

Músculo	Período		p valor
	Pré	Pós-imediato	
IFC-ECOM dir (Hz)	131,89 ± 132,31	116,17 ± 91,82	0,15
IFC-ECOM esq (Hz)	137,79 ± 153,89	122,35 ± 108,99	0,22
IECE-ECOM dir (Hz)	47,77 ± 10,66	42,23 ± 15,07	0,12
IECE-ECOM esq(Hz)	48,72 ± 14,19	44,18 ± 15,63	0,26

Nota: Valores expressos em média ± desvio-padrão

Legenda: IFC=isometria no movimento de flexão da coluna cervical; IECE=isometria no movimento de elevação da cintura escapular.

A presente pesquisa trata-se de um trabalho pioneiro, que buscou observar o efeito da manipulação torácica alta sobre a frequência do sinal eletromiográfico de um músculo considerado hipersolicitado e com tendência a fadiga em indivíduos com cervicálgia<sup>2</sup>.

A ausência de resultados significativos, talvez se deva ao procedimento metodológico adotado, por meio de uma coleta eletromiográfica com duração de apenas 5 seg, já que estudos observacionais que avaliaram fadiga do músculo esternocleidomastóideo, os fizeram em períodos muito maiores<sup>4,5</sup>. E outro fator a ser considerado, é a avaliação apenas do efeito imediato após manipulação, sugerindo para próximos estudos a avaliação do efeito em longo prazo e com realização de mais sessões de manipulação torácica alta, no qual poderá mostrar resultados diferentes dos observados neste estudo.

## CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia adotada pode-se concluir que uma manipulação torácica alta não promoveu efeito significativo sobre a frequência do sinal eletromiográfico do músculo esternocleidomastóideo.

## REFERÊNCIAS

1. Lau HMC, Chiu TTW, Lam T. The effectiveness of thoracic manipulation on patients with chronic mechanical neck pain - a randomized controlled trial. *Man Ther.* 2011; 16(2):141-7.
2. Falla D. Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. *Man Ther.* 2004; 9(3):125-33.
3. Ssavedra-Hernández M, Castro-Sánchez AM, Fernández-de-las-Peñas C, Cleland JA, Ortega-Santiago R, Arroyo-Morales M. Predictors for identifying patients with mechanical neck pain who are likely to achieve short-term success with manipulative interventions directed at the cervical and thoracic spine. *J Manip Physiol Ther.* 2011; 34(3):144-52.
4. Chowdhury SK, Nimbarde AD, Jaridi M, Creese RC. Discrete Wavelet transform analysis of surface electromyography for the fatigue assessment of neck and shoulder muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(5):995-1003.
5. Sohn JH, Choi HC, Jun AY. Differential patterns of muscle modification in women with episodic and chronic tension-type headache revealed using surface electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(1):110-7.

# IMMEDIATE EFFECT OF UPPER THORACIC SPINAL MANIPULATION ON THE FREQUENCY OF THE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL OF THE STERNOCLEIDOMASTOID MUSCLE IN WOMEN WITH NECK PAIN

Pires PF, Packer AC, Rodrigues-Bigaton D  
Faculdade de Ciências da Saúde - FACIS/UNIMEP, Brazil  
Presenter's E-mail: pffpires@gmail.com

## INTRODUCTION

Neck pain is defined as musculoskeletal pain in the cervical spine either at rest or during movement and is more prevalent in the female gender<sup>1</sup>. Individuals with neck pain experience greater fatigue in the sternocleidomastoid muscle due to the excessive activity of this muscle in an attempt to compensate for the instability in the stabilizing muscles of the cervical spine. Thus, surface electromyography is an important tool for assessing myoelectrical activity in this muscle and the median frequency of the signal is commonly employed for the analysis of muscle fatigue<sup>2</sup>.

Manipulation of the upper thoracic spine is the most highlighted physiotherapeutic modality for the treatment of neck pain in recent years, as this technique promotes a rebalance in joint mechanics<sup>3</sup>. The aim of the present study was to evaluate the effect of upper thoracic spinal manipulation on the frequency of the electromyographic signal of the sternocleidomastoid muscle in women with chronic neck pain.

## METHODS

Sixteen women were analyzed (mean age:  $24.5 \pm 5.4$  years). The inclusion criteria were neck pain as determined by the Neck Disability Index (NDI), pain for at least three months and a body mass index  $< 25 \text{ Kg/m}^2$ . The exclusion criteria were use of medications and having undergone spinal manipulation in the previous two months<sup>3</sup>.

Electromyographic activity was determined using an electromyograph (BIO-EMG 1000-*Lynx Eletronics Ltda.*) with an analog-digital converter, an acquisition frequency of 2000 Hz, a Butterworth band pass filter ranging from 20 to 500 Hz and the AqDados 7.2 program. Two simple differential surface electrodes (*Lynx Eletronics Ltda.*) were used, with two pure silver bars, a 20-fold gain ( $\pm 1\%$ ), common rejection mode greater than 100 dB and a signal noise rate less than 3  $\mu\text{V RMS}$ .

During the readings, the volunteer remained seated in a chair with her back completely supported and feet parallel on the ground over a rubber mat. The electrodes were positioned over the belly of the sternocleidomastoid muscle bilaterally at half the distance between the mastoid process of the temporal bone and the sternal notch (SENIAM). Five-second readings were performed under two conditions: 1) isometric flexion of the cervical spine, in which the volunteer was instructed to flex the cervical spine against manual resistance from the examiner, whose hand pressed against the volunteer's forehead; and 2) isometric elevation of the shoulder girdle, in which the volunteer was instructed to raise the shoulder girdle against manual resistance from the examiner, whose hands pressed down on the volunteer's shoulders. Both procedures were performed three times. The median frequency of the electromyographic signal (Hz) was analyzed using the Matlab® 6.5.1 program. The volunteers were then submitted to upper thoracic spinal manipulation, with the application of a high-velocity, low-amplitude thrust in the upper thoracic segment (T1 and T4), followed by a second electromyographic evaluation<sup>3</sup>.

The Shapiro-Wilk test was used to determine the normality of the data distribution. The Student's t-test (paired) was used for the comparison of the data. Statistical analysis was performed

using the BioEstat® 5.0 program, with the level of significance set to 5% ( $p < 0.05$ ). This study received approval from the UNIMEP Human Research Ethics Committee (process nº 62/11).

## RESULTS AND DISCUSSION

Upper thoracic spinal manipulation exerted no significant effect on the median frequency of the electromyographic signal of the sternocleidomastoid muscle (Table 1).

**Table 1** – Comparison of median frequency of electromyographic signal (Hz) of right and left sternocleidomastoid muscle before and immediately after upper thoracic spinal manipulation

Muscle	Period		p-value
	Pre-manipulation	Immediate post-manipulation	
Right SCM IFCS (Hz) Left	131.89 ± 132.31	116.17 ± 91.82	0.15
SCM IFCS (Hz)	137.79 ± 153.89	122.35 ± 108.99	0.22
Right SCM IESG (Hz)	47.77 ± 10.66	42.23 ± 15.07	0.12
Right SCM IESG (Hz)	48.72 ± 14.19	44.18 ± 15.63	0.26

Note: Data expressed as mean ± standard deviation

Legend: SCM = sternocleidomastoid muscle; IFCS = isometric flexion of cervical spine; IESG = isometric elevation of shoulder girdle

This investigation is a pioneering study to determine the effect of upper thoracic manipulation on the frequency of the electromyographic signal of an overused muscle with a tendency toward fatigue in individuals with neck pain<sup>2</sup>. The lack of significant results may have been due to the methodological procedure employed (5-second readings of electromyographic data). Previous observational studies assessing fatigue of the sternocleidomastoid muscle have used much longer times<sup>4,5</sup>. Another factor to consider is the evaluation only of the immediate effect of spinal manipulation. Therefore, further studies should evaluate long-term effects of multiple sessions of upper thoracic spinal manipulation, which may find different results to those reported herein.

## CONCLUSION

Using on the method employed, upper thoracic spinal manipulation exerted no significant effect on the median frequency of the electromyographic signal of the sternocleidomastoid muscle.

## REFERENCES

1. Lau HMC, Chiu TTW, Lam T. The effectiveness of thoracic manipulation on patients with chronic mechanical neck pain - a randomized controlled trial. *Man Ther.* 2011; 16(2):141-7.
2. Falla D. Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. *Man Ther.* 2004; 9(3):125-33.
3. Ssavedra-Hernández M, Castro-Sánchez AM, Fernández-de-las-Peñas C, Cleland JA, Ortega-Santiago R, Arroyo-Morales M. Predictors for identifying patients with mechanical neck pain who are likely to achieve short-term success with manipulative interventions directed at the cervical and thoracic spine. *J Manip Physiol Ther.* 2011; 34(3):144-52.
4. Chowdhury SK, Nimbarte AD, Jaridi M, Creese RC. Discrete Wavelet transform analysis of surface electromyography for the fatigue assessment of neck and shoulder muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(5):995-1003.
5. Sohn JH, Choi HC, Jun AY. Differential patterns of muscle modification in women with episodic and chronic tension-type headache revealed using surface electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(1):110-7.

# ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS VASTO LATERAL E MEDIAL EM DUAS POSIÇÕES DE EXERCÍCIOS VISANDO CONTRABALANÇAR OS EFEITOS DA MICROGRAVIDADE

De Moraes AM<sup>1</sup>, Baptista RR<sup>1</sup>, Silveira LF<sup>1</sup>, Flores JV<sup>2</sup>, Cardoso RB<sup>1</sup>, Susin TB<sup>1</sup>, Bordin AM<sup>1</sup>, Oliveira AK<sup>1</sup>, De Araújo TC<sup>1</sup>, Hauck Jr JR<sup>1</sup>, Oliveira PV<sup>1</sup>, Martinato MCM<sup>1</sup>, Dailey CM<sup>3</sup>, Russomano T<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Microgravidade – PUCRS, Brasil

<sup>2</sup>Faculdade de Engenharia – PUCRS, Brasil

<sup>3</sup>U.S. Naval Research Laboratory, USA

E-mail do apresentador: andrea.moraes@acad.pucrs.br Web: www.pucrs.br/feng/microg

## INTRODUÇÃO

As alterações fisiológicas que ocorrem no corpo humano durante a microgravidade são um dos aspectos de interesse da medicina aeroespacial<sup>1</sup>. Testes em uma caixa de pressão negativa (CPN) são a única forma de simular a redistribuição sanguínea ortostática induzida pela gravidade, com o objetivo de investigar a fisiologia humana e condicionar o sistema cardiovascular durante voos espaciais. A CPN pode ser usada sozinha ou em combinação com outros estressores do sistema cardiovascular, como o exercício físico<sup>2</sup>. O objetivo deste estudo foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos do joelho, em diferentes posições, sem os efeitos da CPN.

## MÉTODOS

Foram avaliados nove indivíduos (3 homens e 6 mulheres) com 23±5 anos de idade. Os sujeitos realizaram dez minutos de exercício (60 a 70% da FC de reserva) em um equipamento de exercício especialmente projetado para a CPN e em duas posições: a) na posição supina, dentro da câmara, estando a mesma desligada; b) na posição ereta, fora da câmara, em um suporte especialmente desenhado para este fim. A CPN foi construída e validada pelo Centro de Microgravidade da PUCRS em um projeto em cooperação com o Instituto de Medicina Aeroespacial, Centro Aeroespacial Alemão (DLR) para ser utilizada em estudos na área da medicina e fisiologia humana<sup>3</sup>. A CPN é uma estrutura cilíndrica que consiste em cinco armações de aço envoltas em um vinil resistente a altas pressões. Foi desenvolvido – um sistema de *trolleys*, para permitir a entrada e a saída dos sujeitos da CPN com segurança, agilidade e conforto. Uma saia de couro é presa à cintura do sujeito com um cinto ajustável, sendo uma das extremidades presa entre duas estruturas de madeira, as quais selam o indivíduo dentro da CPN. Nesta pesquisa, não foi gerada a pressão negativa dentro da CPN, o que fará parte de estudos subsequentes. O equipamento de exercício para a CPN, intitulado Entirety®, foi projetado para diminuir o descondicionamento físico induzido pela microgravidade por meio da simulação das características fisiológicas e biomecânicas do exercício físico na posição ereta, próprio das atividades diárias em terra. O equipamento foi projetado para ser compacto, fácil de transportar e para ser uma multi-plataforma que simula tanto o exercício quanto a atividade de permanecer sentado. O exercício proporcionado pelo equipamento irá criar um estresse nos membros inferiores aplicando uma resistência linear. Esta resistência é criada por um sistema de pressão de molas e um sistema de amortecimento acompanhado por uma estrutura de acoplamento de 4 barras. A força aplicada aumenta à medida

que o sujeito progride nos ciclos do exercício e esse desenho simula uma ótima relação força-trabalho conhecida como método *Nautilus*.

A EMG foi realizada utilizando-se um aparelho de eletromiografia de superfície de quatro canais (Miotool 400 – Miotec, Brasil). Foram usados eletrodos *Meditrace Ag 100 Infantil/AgCl*, com diâmetro de 10 mm e sensores bipolares com distância de 30 milímetros entre os eletrodos. Para aquisição dos dados foi considerado um ganho de 100 em todos os canais e um filtro passa banda com faixa de passagem entre 20Hz e 450Hz.



Fig. 1 - Sujeito exercitando na posição supina



Fig. 2 - Sujeito exercitando na posição ereta

No pós-processamento dos sinais foi considerado um filtro passa baixa de *Butterworth* com ordem 2 e frequência de corte de 100Hz. As técnicas de eletromiografia seguiram as recomendações da *Surface Electromyography for the Non-invasive Assesment of Muscles* (SENIAM). Os sinais de EMG foram analisados por meio de uma rotina de MATLAB confeccionada por um dos pesquisadores da Faculdade de Engenharia da PUCRS. Os valores de RMS máximo e médio do VL e VM foram comparados entre as posições supina e ereta utilizando-se ANOVA *one-way* com pós teste de *Bonferroni*. Os testes foram feitos utilizando o programa *GraphPad InStat* versão 3.00 com um nível de significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na posição supina, a ativação muscular máxima foi maior do que a média para o VL ( $31,33 \pm 15,35 \mu\text{v}$ ;  $11,27 \pm 4,96 \mu\text{v}$ ;  $p < 0,01$ ) e VM ( $44,79 \pm 16,31 \mu\text{v}$ ;  $15,52 \pm 5,40 \mu\text{v}$ ;  $p < 0,001$ ), como era esperado. Na posição ereta, porém, houve diferença significativa apenas quando comparada a ativação máxima ( $30,68 \pm 12,71 \mu\text{v}$ ) com a média ( $11,69 \pm 4,62 \mu\text{v}$ ) do VM ( $p < 0,01$ ). Não houve alteração na atividade muscular, quando os dois músculos foram comparados entre si na mesma posição ou entre as duas posições estudadas. A ativação muscular encontrada nesse estudo foi superior à obtida em outro trabalho<sup>4</sup>, onde foram avaliados os músculos do quadríceps, e similar à observada em teste supramáximo em um cicloergômetro<sup>5</sup>.

## CONCLUSÃO

O equipamento de exercícios projetado para a CNP propicia um adequado estresse ao sistema neuromuscular e poderá ser utilizado como um excelente estímulo para o fortalecimento da musculatura envolvida. Acredita-se que esses achados serão de auxílio na proposição de novos

estudos que avaliem o uso do exercício físico de membros inferiores em uma caixa de pressão negativa.

## **REFERÊNCIAS**

1. Grigoriev AI, Bugrov SA, Bogomolov VV, Egorov AD, Polyakov VV, Tarasov IK, et al. Main medical results of extended flights on space station mir in 1986-1990. *Acta Astronaut.* 1993; 29(8):581-5.
2. Eiken O, Bjurstedt H. Cardiac responses to lower body negative pressure and dynamic leg exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1985;54(5):451-5.
3. Russomano T, Falcão F, Gurgel J, Piccoli L, Porto F, Dalmarco G, et al. Development of a lower body negative pressure box with an environmental control system for physiological studies. *Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology - proceedings;* 2005.
4. Sampaio F, Jorge LS, Pereira R. Electromyographyc analysis during squat exercise with and without swiss ball support. *Braz J Sports Exer Res.* 2010;1(2):158-63.
5. Santos ACS. Estudo do comportamento mioelétrico dos músculos vastus lateralis e bíceps brachii durante o teste anaeróbio de Wingate: relação com o consumo de oxigênio. Universidade de Coimbra. Monografia de Licenciatura, 2003.

# **ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF THE VASTUS LATERALIS AND MEDIALIS MUSCLES IN TWO EXERCISE POSITIONS AIMED AT COUNTERACTING THE EFFECTS OF MICROGRAVITY**

De Moraes AM<sup>1</sup>, Baptista RR<sup>1</sup>, Silveira LF<sup>1</sup>, Flores JV<sup>2</sup>, Cardoso RB<sup>1</sup>, Susin TB<sup>1</sup>, Bordin AM<sup>1</sup>, Oliveira AK<sup>1</sup>, De Araújo TC<sup>1</sup>, Hauck Jr JR<sup>1</sup>, Oliveira PV<sup>1</sup>, Martinato MCM<sup>1</sup>, Dailey CM<sup>3</sup>, Russomano T<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Microgravidade – PUCRS, Brasil

<sup>2</sup>Faculdade de Engenharia – PUCRS, Brasil

<sup>3</sup>U.S. Naval Research Laboratory, USA

E-mail of presenter: andrea.moraes@acad.pucrs.br Web: www.pucrs.br/feng/microg

## **INTRODUCTION**

The physiological alterations that occur in the human body during microgravity are one of the aspects of interest in aerospace medicine<sup>1</sup>. Tests in a lower body negative pressure box (LBNP) are the only way to simulate the orthostatic redistribution of blood induced by gravity, with the aim of investigating the human physiology and condition of the cardiovascular system during spaceflight. The LBNP box can be used alone or in combination with other stressors of the cardiovascular system, such as physical exercise<sup>2</sup>. The purpose of this study was to analyse the electromyographical activity of the knee muscles in different positions, without the effects of the LBNP.

## **METHODS**

Nine subjects (3 men and 6 women) aged 23±5 years were evaluated. All performed ten minutes of exercise (60% to 70% of HR reserve) using an exercise device designed especially for the LBNP box and in two positions: a) supine position within the switched-off chamber; b) upright position outside the chamber using a support specifically designed for this purpose. The LBNP box was constructed and validated at the Microgravity Centre, PUCRS, in a project in cooperation with the Institute of Aerospace Medicine, German Aerospace Centre (DLR), for use in studies in the areas of medicine and human physiology<sup>3</sup>. The LBNP box is a cylindrical structure consisting of five steel ribs wrapped in a high pressure resistant vinyl. A trolley system was developed to enable the entry and exit of subjects from the LBNP with ease, safety and comfort. A leather skirt is attached to the subject waist via an adjustable belt with the other end secured between two wooden structures, thus sealing the individual within the LBNP box. Negative pressure was not generated inside the LBNP box for this research; this will form a part of subsequent studies. The LBNP box exercise equipment, named Entirety®, was designed to decrease the physical deconditioning induced by microgravity through simulation of the physiological and biomechanical characteristics of physical exercise in the upright position, typical activities of daily living on Earth. The equipment was designed to be compact, easily transportable and to be a multi-platform that simulates both exercise and seated activity. The exercise provided by the equipment generates a stress on the lower limbs by applying a linear resistance. This resistance is created by a spring pressure and cushioning system together with a 4-bar coupling structure. The force applied

increases as the subject progresses in the exercise cycles. This design simulates a good strength-work relationship, known as the Nautilus method. Electromyography (EMG) was conducted using a 4 channel surface EMG system (Miotool 400 Miotec). Meditrace 100 ag/agcl infant electrodes were used of 10mm diameter and bipolar sensors with a 30mm distance between electrodes. A gain of 100 in all channels was considered for data acquisition and band-pass filtering between 20Hz and 450 Hz. A second-order Butterworth low-pass filter with cutoff frequency of 100Hz was used in the post-processing of the signals. The electromyography techniques followed the Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles (SENIAM) recommendations.



Fig. 1. Sujeito exercitando na posição supina.



Fig. 2. Sujeito exercitando na posição ereta

The EMG signals were analysed using a MATLAB routine prepared by a researcher from the School of Engineering, PUCRS. The maximum RMS values and mean VL and VM were compared between the supine and upright positions using one-way ANOVA with a Bonferroni post-hoc test. The tests were carried out using the software GraphPad InStat, version 3.00, with a significance level of 5%.

## RESULTS AND DISCUSSION

In the supine position, the maximum muscle activation was higher than the mean for the VL ( $31.33 \pm 15.35 \mu\text{v}$ ;  $11.27 \pm 4.96 \mu\text{v}$ ;  $p < 0.01$ ) and VM ( $44.79 \pm 16.31 \mu\text{v}$ ;  $15.52 \pm 5.40 \mu\text{v}$ ;  $p < 0.001$ ), as was expected. In the upright position, however, a significant difference was seen only when comparing maximum activation ( $30.68 \pm 12.71 \mu\text{v}$ ) with the VM mean ( $11.69 \pm 4.62 \mu\text{v}$ ) ( $p < 0.01$ ). There was no change in muscle activity when the two muscles were compared to each other in the same position or between the two positions studied. The muscle activation found in this study was greater than that obtained elsewhere<sup>4</sup> where the quadriceps muscles were evaluated, and similar to that observed in supramaximal testing on a cycle ergometer<sup>5</sup>.

## CONCLUSION

The exercise equipment designed for the LBNP box provides an adequate stress to the neuromuscular system and can be used as an excellent stimulus for strengthening the muscles involved. It is believed that these findings will be of assistance in proposing new studies for the evaluation of lower limb exercise use in a negative pressure box.

## REFERENCES

1. Grigoriev AI, Bugrov SA, Bogomolov VV, Egorov AD, Polyakov VV, Tarasov IK, et al. Main medical results of extended flights on space station mir in 1986-1990. *Acta Astronaut.* 1993; 29(8):581-5.
2. Eiken O, Bjurstedt H. Cardiac responses to lower body negative pressure and dynamic leg exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1985;54(5):451-5.
3. Russomano T, Falcão F, Gurgel J, Piccoli L, Porto F, Dalmarco G, et al. Development of a lower body negative pressure box with an environmental control system for physiological studies. *Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology - proceedings; 2005.*
4. Sampaio F, Jorge LS, Pereira R. Electromyographic analysis during squat exercise with and without swiss ball support. *Braz J Sports Exer Res.* 2010;1(2):158-63.
5. Santos ACS. Estudo do comportamento mioelétrico dos músculos vastus lateralis e bíceps brachii durante o teste anaeróbio de Wingate: relação com o consumo de oxigênio. Universidade de Coimbra. Monografia de Licenciatura, 2003.