

## Sumário

### TEMAS LIVRES

Sumário interativo. Click no item selecionado.

IMPACTO DO BRUXISMO DO SONO NO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO.....	5
IMPACT OF SLEEP BRUXISM IN STOMATOGNATHIC SYSTEM.....	7
FADIGA DA MUSCULATURA MASTIGATÓRIA DE CRIANÇAS RESPIRADORAS ORAIS E NASAIS .....	9
MASTICATORY MUSCLE FATIGUE OF MOUTH AND NASAL CHILD BREATHERS .....	11
EFEITO AGUDO DA TERAPIA DE LASER DE BAIXA POTÊNCIA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO MASSETER.....	13
ACUTE EFFECT OF LOW-POWER LASER THERAPY ON THE ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF MASSETER MUSCLE .....	16
CONFIABILIDADE E RESPONSIVIDADE DA VARIÁVEL DUTY FACTOR PARA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.....	18
RELIABILITY AND RESPONSIVENESS OF VARIABLE <i>DUTY FACTOR</i> FOR TEMPOROMANDIBULAR DISORDER .....	20
ASSIMETRIA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS ANTES E APÓS CORREÇÃO ORTOGNÁTICA DE UM SUJEITO COM HIPERPLASIA CONDILAR.....	22
ASYMMETRY OF THE MASTICATORY MUSCLES BEFORE AND AFTER ORTHOGNATHIC CORRECTION OF A SUBJECT WITH CONDYLAR HYPERPLASIA.....	25
TRANSTORNO DE DÉFICIT DE ATENÇÃO E HIPERATIVIDADE: ACHADO ELETROMIOGRÁFICO...28	
ATTENTION DEFICIT DISORDER AND HYPERACTIVITY: FIND ELECTROMYOGRAPHIC .....	30
COATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRANVERSO ABDOMINAL, OBLÍQUO INTERNO E ERETORES DA ESPINHA DURANTE TESTES DE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA EM INDIVÍDUOS COM EXPERIÊNCIA NO MÉTODO PILATES .....	32
MUSCLE COACTIVATION THE TRANSVERSE ABDOMINAL, INTERNAL OBLIQUE AND ERECTOR SPINE DURING MAXIMAL VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION IN SUBJECTS WITH EXPERIENCE IN THE PILATES METHOD.....	34
INFLUÊNCIA DO KINESIOTAPING® NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM SUJEITOS SUBMETIDOS À RECONSTRUÇÃO DO LCA: ENSAI CLÍNICO RANDOMIZADO.....	36
INFLUENCY OF KINESIOTAPING® IN THE VASTUS LATERALIS ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF SUBJECTS SUBMITTED TO ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL.....	38
A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL NA REDUÇÃO DA SUBLUXAÇÃO DO OMBRO DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS PÓS-AVE CRÔNICO.....	40
FUNCTIONAL ELECTRIC STIMULATION IN DECREASING OF THE SUBLUTION OF SHOULDERS OF INDIVIDUALS WITH LOW DEGREE OF SENSITIVITY AFTER CHRONIC EVA .....	42
BENEFÍCIOS DO MÉTODO PILATES NA CAPACIDADE FUNCIONAL DE MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS .....	44
BENEFITS OF PILATES METHOD OF FUNCTIONAL CAPACITY IN HEALTHY YOUNG WOMEN.....	46
MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE DESVIOS POSTURAIIS DA COLUNA VERTEBRAL UTILIZADOS EM ESTUDOS NACIONAIS: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA .....	48
METHODS OF EVALUATING POSTURAL DEVIATIONS OF THE SPINE USED IN NATIONAL STUDIES: A SYSTEMATIC REVIEW.....	51

EFEITOS IMEDIATOS DO KINESIO TAPING® NA POTÊNCIA MUSCULAR DO QUADRÍCEPS FEMORAL EM SUJEITOS SAUDÁVEIS: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO .....	54
IMMEDIATE EFFECTS OF KINESIO TAPING® IN MUSCLE POWER OF FEMORAL QUADRICEPS IN HEALTHY SUBJECTS: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL .....	56
EFEITOS DA QUIROPAXIA NA FLEXIBILIDADE E MOBILIDADE DA COLUNA VERTEBRAL EM BAILARINAS .....	58
CHIROPRACTIC EFFECTS OVER FLEXIBILITY AND MOBILITY IN THE SPINE OF CLASSICAL BALLET DANCERS .....	61
ANÁLISE DOS PADRÕES DE CAMINHADA NAS CONDIÇÕES DE VISÃO NORMAL E DE LUMINOSIDADE REDUZIDA.....	63
ANALYSIS OF THE WALKING PATTERN IN CONDITIONS OF NORMAL VISION AND OF REDUCED LUMINOSITY .....	65
EFEITO DA CRIOTERAPIA NO MOVIMENTODO JOELHO APÓS O SALTO UNIPODAL: ANÁLISE CINEMÁTICA.....	67
EFFECT OF CRYOTHERAPY IN MOTION AFTER JUMPING KNEE UNIPODAL: KINEMATICS ANALYSIS.....	70
PADRÃO DE CO-CONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS DO TRONCO DURANTE EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO COM DIFERENTES SUPERFÍCIES INSTÁVEIS.....	73
PATTERN OF CO-CONTRACTION OF THE TRUNK MUSCLES DURING STABILIZATION EXERCISES WITH DIFFERENT UNSTABLE SURFACES .....	76
CINEMÁTICA E ELETROMIOGRAFIA DO OMBRO DURANTE A ELEVAÇÃO DO BRAÇO EM INDIVÍDUOS DE OSTEOARTROSE ACROMIOCLAVICULAR.....	79
SHOULDER KINEMATICS AND ELECTROMYOGRAPHY DURING ARM ELEVATION IN SUBJECTS WITH ACROMIOCLAVICULAR OSTEOARTHRITIS .....	82
EFEITOS DO ALONGAMENTO E DO AQUECIMENTO NO TEMPO DE LATÊNCIA NEUROMUSCULAR DO BÍCEPS FEMORAL: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO .....	85
EFFECTS OF WARMING-UP AND STRETCHING ON MUSCLE LATENCY TIME OF THE BICEPS FEMORIS: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL.....	87
AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO E MÚSCULOS ACESSÓRIOS MEDIANTE TREINAMENTO COM BIOFEEDBACK.....	89
ELECTROMYOGRAPHIC EVALUATION OF THE PELVIC FLOOR MUSCLES AND ACCESSORY MUSCLES BY TRAINING WITH BIOFEEDBACK.....	92
ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA ALTERA A FREQUÊNCIA MEDIANA DO MÚSCULO TRÍCEPS BRAQUIAL (BILATERAL) EM TESTE INCREMENTAL MÁXIMO EM INDIVÍDUO COM LESÃO MEDULAR?.....	95
TRANSCANIAL DIRECT CURRENT STIMULATION ALTERS MEDIAN FREQUENCY OF THE TRICEPS BRACHIAL MUSCLE (BILATERAL) MAXIMUM INCREMENTAL TESTING IN GUY WITH SPINAL CORD INJURY?.....	98
COMPORTAMENTO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS EM EXERCÍCIOS COM RESISTÊNCIA ELÁSTICA .....	101
BEHAVIOUR OF ELECTROMYOGRAPHIC PARAMETERS IN EXERCISES WITH ELASTIC RESITANCE .....	104
VALORES DE RMS EM DIFERENTES MANOBRAS DE FORÇA MUSCULAR RESPIRATÓRIA: NOVAS PERSPECTIVAS .....	106
RMS VALUES IN DIFFERENT MANEUVERS OF RESPIRATORY MUSCLE STRENGTH: NEW PERSPECTIVES .....	108
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA COMO TÉCNICAS INDIRETAS DE AVALIAÇÃO DO DANO MUSCULAR INDUZIDO.....	110
SURFACE ELECTROMYOGRAPHY AND ISOKINETIC DYNAMOMETRY AS INDIRECT TECHNICAL TO EVALUATE THE INDUCED MUSCULAR DAMAGE .....	112

<b>EFEITOS IMEDIATOS DA LASERTERAPIA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA APÓS FADIGA MUSCULAR INDUZIDA: ENSAIO CLÍNICO CONTROLADO, RANDOMIZADO E CEGO .....</b>	<b>114</b>
<b>IMMEDIATE EFFECTS OF LOW LEVEL LASER THERAPY ON ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY AFTER INDUCED MUSCULAR FATIGUE: CONTROLLED, RANDOMIZED AND BLINDED TRIAL .....</b>	<b>116</b>
<b>RESPOSTA REGIONAL DA TEMPERATURA DA PELE AO EXERCÍCIO AERÓBICO DE INTENSIDADE MODERADA MENSURADO ATRAVÉS DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA.....</b>	<b>118</b>
<b>REGIONAL SKIN TEMPERATURE RESPONSE TO MODERATE AEROBIC EXERCISE MEASURED BY INFRARED THERMOGRAPHY .....</b>	<b>120</b>
<b>A CRONICIDADE DA DOR CERVICAL ALTERA A TEMPERATURA CUTÂNEA SOBRE O PONTO GATILHO MIOFASCIAL NO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR .....</b>	<b>122</b>
<b>THE CHRONICITY OF NECK PAIN CHANGES THE SKIN TEMPERATURE OVER THE MYOFASCIAL TRIGGER POINTS IN THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE.....</b>	<b>125</b>
<b>ANÁLISE DA TEMPERATURA CUTÂNEA E DA RESPOSTA CIRCULATÓRIA APÓS A CRIOTERAPIA POR IMERSÃO DO ANTEBRAÇO: UM ESTUDO PILOTO.....</b>	<b>128</b>
<b>ANALYSIS OF TEMPERATURE AND SKIN RESPONSE CIRCULATORY AFTER CRYOTHERAPY IMMERSION IN THE FOREARM: A PILOT STUDY .....</b>	<b>130</b>
<b>CORRELAÇÃO ENTRE FADIGA ELETROMIOGRÁFICA DE QUADRÍCEPS E DISFUNÇÕES CARDIOCIRCULATÓRIAS EM PNEUMOPATAS .....</b>	<b>132</b>
<b>CORRELATION BETWEEN ELECTROMYOGRAPHIC QUADRICEPS FATIGUE AND CARDIOCIRCULATORY DYSFUNCTION IN PULMONARY DISEASE PATIENTS .....</b>	<b>134</b>
<b>COMPARAÇÃO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS OBTIDAS POR DUAS CÂMERAS .....</b>	<b>136</b>
<b>COMPARISON OF THERMOGRAPHIC IMAGES TAKEN BY TWO CAMERAS .....</b>	<b>139</b>
<b>ANÁLISE DOS EFEITOS DA TERAPIA MANUAL NA LOMBALGIA CRÔNICA POR MEIO DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA.....</b>	<b>142</b>
<b>ANALYZES OF THE EFFECTS OF MANUAL THERAPY IN CHRONIC LOW BACK PAIN THROUGH INFRARED THERMOGRAPHY .....</b>	<b>145</b>
<b>ANÁLISE TERMOGRÁFICA DA INFLUÊNCIA DO PRÉ-AQUECIMENTO E DO PRÉ-RESFRIAMENTO NA MICROLESÃO MUSCULAR INDUZIDA POR EXERCÍCIO.....</b>	<b>147</b>
<b>THERMOGRAPHIC ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF PRE-HEATING AND PRE-COOLING IN MICRO INJURY INDUCED BY MUSCULAR EXERCISE .....</b>	<b>150</b>
<b>O USO DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA NO PROCESSO DE CONSOLIDAÇÃO DE FRATURAS ÓSSEAS: RESULTADOS PRELIMINARES .....</b>	<b>153</b>
<b>USE OF INFRARED THERMOGRAPHY IN CONSOLIDATION PROCESS OF BONE FRACTURES: PRELIMINARY RESULTS .....</b>	<b>155</b>
<b>PROGRESSÃO DO ÍNDICE DE FADIGA NO ENVELHECIMENTO – ESTUDO COMPARATIVO ENTRE SEXO E DÉCADAS .....</b>	<b>157</b>
<b>PROGRESSION OF THE FATIGUE INDEX ON AGING – COMPARATIVE STUDY OF SEX AND DECADES.....</b>	<b>160</b>
<b>METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE PRÓTESES ATIVAS UTILIZANDO IMPRESSORA 3D .....</b>	<b>163</b>
<b>METHODOLOGY FOR DESIGN OF ACTIVE PROSTHESIS USING 3D PRINTER .....</b>	<b>166</b>
<b>ANÁLISE QUALITATIVA DA TRAJETÓRIA DO CENTRO DE PRESSÃO DE AMPUTADOS TRANSTIBIAIS EM DUAS PLATAFORMAS DE FORÇA.....</b>	<b>169</b>
<b>QUALITATIVE ANALYSIS OF CENTER OF PRESSURE TRAJECTORY ON TWO FORCE PLATFORMS OF TRANSTIBIAL AMPUTEES.....</b>	<b>172</b>
<b>ALTERAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO DE PACIENTES COM MIGRÂNEA COM AURA EM SUPERFÍCIE ESTÁVEL E INSTÁVEL: ESTUDO PILOTO .....</b>	<b>174</b>
<b>STATIC BALANCE IMPAIRMENT OF MIGRAINE PATIENTS WITH AURA ON STABLE AND UNSTABLE SURFACE: A PILOT STUDY .....</b>	<b>176</b>
<b>AVALIAÇÃO DA ESTABILIZAÇÃO CENTRAL EM PARATLETAS AMPUTADOS.....</b>	<b>178</b>
<b>CENTRAL STABILIZATION ASSESSMENT IN DISABLED ATHLETES.....</b>	<b>180</b>

<b>EFEITO DO MÉTODO KLAPP NA POSTURA CORPORAL DE ESCOLARES: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO .....</b>	<b>182</b>
<b>EFFECT OF KLAPP METHOD OF BODY POSTURE IN SCHOOL: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL ..</b>	<b>184</b>
<b>ANÁLISE DAS FORÇAS DE REAÇÃO AO SOLO NO DROP JUMP BIPODAL E UNIPODAL: PILOTO ...</b>	<b>186</b>
<b>ANALYSIS OF REACTION FORCES TO THE GROUND IN UNIPODAL AND BIPODAL DROP JUMP: PILOT STUDY.....</b>	<b>189</b>
<b>DESEMPENHO DA FORÇA EXPLOSIVA DE DIFERENTES SALTOS VERTICAIS EM JOVENS ATLETAS DE VOLEIBOL E BASQUETEBOL.....</b>	<b>191</b>
<b>PERFORMANCE OF EXPLOSIVE STRENGTH OF DIFFERENT VERTICAL JUMPS IN YOUNG ATHLETES OF VOLLEYBALL AND BASKETBALL .....</b>	<b>194</b>

## IMPACTO DO BRUXISMO DO SONO NO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO

Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>2</sup>, Siéssere S<sup>2</sup>, Theodoro GT<sup>2</sup>, Rancan SV<sup>2</sup>, Canto GL<sup>3</sup>, Sousa LG<sup>2</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: palinkas@usp.br

Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

O desenvolvimento harmônico do sistema estomatognático tem papel fundamental na qualidade de vida do ser humano. Alterações que comprometam este complexo sistema, ocasionam sérios problemas fisiológicos, promovendo desequilíbrio nos músculos mastigatórios<sup>1</sup>. O bruxismo do sono produz movimentos não funcionais da mandíbula, decorrentes da contração rítmica do músculo masseter, caracterizados pelo ranger e apertar dos dentes, associado aos microdespertares durante o sono<sup>2</sup>. Esta pesquisa avaliou os efeitos do bruxismo do sono na atividade eletromiografia dos músculos masseter e temporal.

### MÉTODOS

Trinta e oito indivíduos, de ambos os gêneros, com idade média de  $30,3 \pm 5$  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. A avaliação da atividade muscular foi realizada pelos registros eletromiográficos do músculo masseter e do músculo temporal, bilateralmente, durante condição postural de repouso (4s); apertamento dental em contração voluntária máxima (4s); lateralidade direita e esquerda máxima com contato dental (10s) e protrusão máxima da mandíbula com contato dental (10s). 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*®. 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

Na atividade eletromiográfica houve significância ( $p < 0,05$ ) para protrusão: MD=[(I =  $0,15 \pm 0,03$ ), (II= $0,33 \pm 0,02$ )]; lateralidade direita MD=[(I= $0,10 \pm 0,02$ ), (II= $0,18 \pm 0,02$ )]; TD=[(I =  $0,18 \pm 0,02$ ), (II= $0,35 \pm 0,04$ )]; lateralidade esquerda: TD=[(I= $0,12 \pm 0,01$ ), (II= $0,21 \pm 0,03$ )]. Em decorrência dos prejuízos provocados pelo bruxismo do sono no sistema estomatognático, uma análise detalhada é extremamente importante, já que seu diagnóstico e tratamento não é de fácil realização e ainda existem poucos relatos na literatura de análise eletromiográfica que contemple todos os aspectos que devem ser avaliados<sup>3</sup>. O bruxismo do sono é um hábito parafuncional que pode causar danos na musculatura mastigatória, provocando hiperatividade muscular, fadiga, espasmo e dificultando a função mastigatória<sup>4</sup>. Os resultados desta pesquisa não evidenciaram a hiperatividade muscular, mas a diminuição da atividade eletromiográfica durante o repouso, lateralidades direita e esquerda e protrusão em indivíduos com bruxismo do sono. Isso se deve provavelmente ao fato que indivíduos que desenvolvem o bruxismo do sono se adaptam à sobrecarga, ao cansaço muscular e

ao estímulo ao longo do tempo. No primeiro momento ocorre a hiperatividade e hipertrofia muscular por causa do estímulo direto da contração muscular, mas ao longo dos anos, este estímulo induz a conversão das fibras rápidas em fibras lentas, promovendo diminuição na atividade mioelétrica<sup>5</sup>. Esta capacidade adaptativa envolvendo diferentes componentes da fibra diz respeito à plasticidade muscular<sup>6</sup>.

## **CONCLUSÃO**

Baseado nos resultados obtidos pode-se concluir que ocorreu alteração no padrão de ativação dos músculos mastigatórios em indivíduos com bruxismo do sono, onde estes possuíram menor atividade muscular quando comparados aos indivíduos saudáveis.

## **REFERÊNCIAS**

1. Van Selms MK, Visscher CM, Naeije M, Lobbezoo F. Bruxism and associated factors among Dutch adolescents. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2013; 41(4):353-63.
2. Huang H, Song YH, Wang JJ, Guo Q, Liu WC. Excitability of the central masticatory pathways in patients with sleep bruxism. *Neurosci Lett.* 2014; 13(558):82-6.
3. Canto GD'L, Freitas ST, Schuldt Filho G, Sousa RV. Association between mandibular torus and parafunctional activity. *Int J Stomatol & Occ Med* 2012; 4:1.
4. Laskin DM, Block S. Diagnosis and treatment of myofacial pain-dysfunction (MPD) syndrome. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):75-84.
5. Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol.* 2002;88(1-2):50-60.
6. Baldwin KM, Haddad F. Effects of different activity and inactivity paradigms on myosin heavy chain gene expression in striated muscle. *J Appl Physiol.* 2001;90(1):345-57.

## IMPACT OF SLEEP BRUXISM IN STOMATOGNATHIC SYSTEM

Palinkas M<sup>1</sup>, Semprini M<sup>2</sup>, Siéssere S<sup>2</sup>, Theodoro GT<sup>2</sup>, Rancan SV<sup>2</sup>, Canto GL<sup>3</sup>, Sousa LG<sup>2</sup>,  
Regalo SCH<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup>Department of Morphology, Stomatology and Basic Patholog- FORP/USP

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

E-mail: palinkas@usp.br

Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

The harmonic development of the stomatognathic system has a fundamental role in the quality of human life. Amendments in this complex system cause serious physiological problems, promoting imbalance in the masticatory muscles<sup>1</sup>. Sleep bruxism produces dysfunctional movements of the jaw, resulting from the rhythmic contraction of the masseter muscle, characterized by grinding and clenching of teeth associated with microarousals during sleep<sup>2</sup>. This research evaluated the effects of sleep bruxism on electromyography activity of masseter and temporal muscles.

### METHODS

Thirty-eight individuals of both genders, with an average age of  $30.3 \pm 5$  years, matched individual to individual, divided into two groups, with 19 individuals each: G1. individuals with mild and severe sleep bruxism; G2. control individuals. This study was previously approved by the Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo. Assessment of muscle activity was performed by electromyographic recordings of the masseter and temporal muscles, bilaterally, during postural resting condition (4s), the clenching in maximum voluntary contraction (4s), maximum right and left laterality with dental contact (10s) and maximum protrusion with dental contact (10s). 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 values 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

Electromyographic activity was significant ( $p < 0.05$ ) for protrusion: MD=[(I =  $0.15 \pm 0.03$ ), (II =  $0.33 \pm 0.02$ )]; right laterality: MD=[(I =  $0.10 \pm 0.02$ ), (II =  $0.18 \pm 0.02$ )]; TD=[(I =  $0.18 \pm 0.02$ ), (II =  $0.35 \pm 0.04$ )]; left laterality: TD=[(I =  $0.12 \pm 0.01$ ), (II =  $0.21 \pm 0.03$ )]. Due to the damage caused by sleep bruxism on the stomatognathic system, detailed analysis is extremely important since its diagnosis and treatment is not easy to perform and there are few reports in the literature electromyographic analysis encompassing all aspects that should be assessed<sup>3</sup>. Sleep Bruxism is a parafunctional habit that can cause damage to the masticatory system, causing muscle hyperactivity, fatigue, spasm and difficult mastication<sup>4</sup>. The results of this research did not evidence muscle hyperactivity but reduced electromyographic activity during rest, right and left laterality and protrusion in subjects with sleep bruxism. This is probably due to the fact that individuals who develop sleep bruxism adapt overload, fatigue and muscle stimulation along time. In the first

moment occurs the hyperactivity and muscle hypertrophy because of direct stimulation of muscle contraction, but over the years, this stimulation induces the conversion of fast fibers in slow fibers, promoting decrease in myoelectric activity<sup>5</sup> (Fields et al., 2002). This adaptive capability involving different fiber components with respect to muscle plasticity<sup>6</sup>.

## **CONCLUSION**

Based on the results obtained, the authors conclude that alteration occurred in the pattern of activation of masticatory muscles in individuals with sleep bruxism, where they possessed it less muscle activity when compared to control individuals.

## **REFERENCES**

1. Van Selms MK, Visscher CM, Naeije M, Lobbezoo F. Bruxism and associated factors among Dutch adolescents. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2013; 41(4):353-63.
2. Huang H, Song YH, Wang JJ, Guo Q, Liu WC. Excitability of the central masticatory pathways in patients with sleep bruxism. *Neurosci Lett.* 2014; 13(558):82-6.
3. Canto GD'L, Freitas ST, Schuldt Filho G, Sousa RV. Association between mandibular torus and parafunctional activity. *Int J Stomatol & Occ Med* 2012; 4:1.
4. Laskin DM, Block S. Diagnosis and treatment of myofacial pain-dysfunction (MPD) syndrome. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):75-84.
5. Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol.* 2002;88(1-2):50-60.
6. Baldwin KM, Haddad F. Effects of different activity and inactivity paradigms on myosin heavy chain gene expression in striated muscle. *J Appl Physiol.* 2001;90(1):345-57.



## FADIGA DA MUSCULATURA MASTIGATÓRIA DE CRIANÇAS RESPIRADORAS ORAIS E NASAIS

Busanello-Stella AR<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>1</sup>, Corrêa EC<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fonoaudiologia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

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

### INTRODUÇÃO

A respiração oral ocorre quando o nariz deixa de desempenhar sua função, surgindo características como a grande atuação da musculatura perioral associada à baixa função da musculatura mastigatória. Isto ocorre pela necessidade de manter a cavidade oral livre e pela escolha da alimentação mais macia<sup>1,2</sup>. Pouco se sabe sobre a resistência da musculatura mastigatória em respiradores orais e o quanto pode ser exigido desta, por isso o interesse na pesquisa da atividade desta musculatura através da eletromiografia de superfície<sup>3</sup>. Tem-se investido na análise da fadiga muscular através da avaliação eletromiográfica, onde o decréscimo da frequência mediana (FM) do sinal pode indicar a ocorrência da fadiga<sup>4</sup>. Assim, o objetivo deste trabalho foi analisar a fadiga da musculatura mastigatória de crianças respiradoras nasais (RN) e respiradoras orais (RO).

### MÉTODOS

Foram avaliadas crianças provenientes de uma escola municipal, sendo incluídas aquelas com idade entre 6 e 12 anos e com os primeiros molares permanente superiores erupcionados e excluídas aquelas com histórico de tratamento fonoaudiológico e/ou ortodôntico; mais de três falhas dentárias; presença de síndromes ou más formações craniofaciais e sinais sugestivos de comprometimento neurológico. Para a distribuição dos sujeitos conforme o modo respiratório, os mesmos passaram por avaliação fonoaudiológica e otorrinolaringológica seguidas de avaliação eletromiográfica. Esta última contemplou as determinações da ISEK/SENIAM<sup>5,6</sup> e foi realizada nos músculos masseteres e temporais anteriores direito e esquerdo, mediante a mastigação contínua ritmada de goma de mascar, com metrônomo digital em 80 bpm até que o paciente referisse a sensação de fadiga<sup>7</sup>. O sinal eletromiográfico foi analisado em dois momentos a partir da FM, o inicial (do zero aos cinco segundos iniciais de atividade) e o final (cinco segundos finais do período de atividade). Os dados foram analisados pelo programa *Statistica* 9.0 e depois de testada a normalidade dos dados (Shapiro-Wilks), as análises foram realizadas através do test t de *Student* (amostras independentes), sendo considerado nível de significância de 5%.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Obteve-se uma amostra de 70 sujeitos, sendo 36 RN e 34 RO. A média de idade foi de 7 anos e 7 meses para os RO e 9 anos e 4 meses para RN. A distribuição do sexo foi de 50% para masculino e feminino. Na Tabela 1 estão ilustrados os valores da FM encontrados nos momentos iniciais e finais da mastigação de RN e RO, para os músculos masseteres e temporais.

**Tabela 1** - Frequência mediana (Hz) da atividade eletromiográfica observada nos músculos mastigatórios nos grupos e momentos avaliados

Músculos Avaliados	Momentos da mastigação	Respiradores Nasais	p-valor	Respiradores Oraís	p-valor
Masseter Direito	Inicial	192,34±21,02	0,47	189,55±13,27	0,23
	Final	190,73±18,39		193,65±16,06	
Temporal Direito	Inicial	175,36±21,32	0,04*	172,33±27,30	0,02*
	Final	180,51±18,89		182,83±28,79	
Masseter Esquerdo	Inicial	188,74±23,31	0,33	189,72±13,81	0,50
	Final	191,29±18,30		192,40±13,82	
Temporal Esquerdo	Inicial	185,40±21,32	0,25	183,50±30,34	0,10
	Final	188,83±20,86		191,99±35,88	

Valores expressos em média e ± desvio padrão \* Significância estatística pelo Teste t (p<0,05)

Na Tabela 2 ilustra-se a média de tempo em que cada grupo relatou o cansaço para a mastigação.

**Tabela 2** - Período de tempo em segundos (média e desvio padrão) de sensação de fadiga nos grupos avaliados

	Respiradores Nasais	Respiradores Oraís	p-valor
Tempo de percepção da Fadiga muscular	98,07±63,34	97,46±51,41	0,97

Ao comparar os momentos iniciais e finais de mastigação, pode-se observar que houve diferença estatística significativa, para ambos os grupos, somente no músculo temporal direito. Além disso, houve, com exceção do masseter direito dos RN, aumento da FM ao longo do período de mastigação. Esta ocorrência difere da literatura, que refere decréscimo da FM na ocorrência da fadiga muscular. Isto pode se explicado pelo fato de que contrações dinâmicas produzem um alongamento do ventre muscular e, conseqüente, aumento do fluxo sanguíneo, provocando aumento da temperatura e do metabolismo do músculo, melhorando a remoção dos substratos causadores da fadiga<sup>4,8</sup>. Na Tabela 2 pode-se observar que RO e RN não diferiram, para a musculatura mastigatória, quanto ao tempo de sensação de cansaço.

## CONCLUSÃO

O modo respiratório não produziu diferença na sensação de fadiga e padrão de atividade elétrica durante a mastigação nas crianças avaliadas neste estudo, sugerindo que outros fatores que não foram considerados neste estudo possam influenciar na ocorrência deste fenômeno.

## REFERÊNCIAS

- Knösel M, Klein S, Bleckmann A, Engelke W. Coordination of Tongue Activity During Swallowing in Mouth-breathing Children. *Dysphagia* 2012; 27:401–7.
- Silva MAA, Marchesan I, Ferreira LP, Schmidt L, Ramires RR. Postura, tônus e mobilidade de lábios e língua de crianças respiradoras orais. *Rev CEFAC* 2012; 14(5):853-60.
- Nagae M, Bérzin F. Electromyography: applied in the phonoaudiology clinic. *Brazilian J Oral Sci.* 2004; 3(10):506-9.
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9:39-46.
- Merletti R. Standards for Reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 3-4.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyography Kinesiol.* 2000; 10(5): 361-74.
- Mendonça RG, Oliveira AS, Pedroni CR, Berzin F, Gastaldi AC. Electromyography assessment of chewing induced fatigue in temporomandibular disorders patients – a pilot study. *Braz J Oral Sci* 2005; 4(15):894-98.
- Basmajian J V, De Luca CJ. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography.* 5th ed. Baltimore: Williams e Wilkins, 1985.

## MASTICATORY MUSCLE FATIGUE OF MOUTH AND NASAL CHILD BREATHERS

Busanello-Stella AR<sup>1</sup>, Silva AMT<sup>1</sup>, Corrêa EC<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fonoaudiologia e PPGDCH da Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

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

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

### INTRODUCTION

Mouth breathing occurs when the nose ceases to perform its function, emerging features like the great performance of the perioral muscles associated with reduced masticatory muscle function. This occurs by the need of keeping the oral cavity free and the choice of softer food<sup>1,2</sup>. Little is known about the masticatory muscles endurance in mouth breathers and how much it can be required, so that the interest in the research these muscles activity by surface electromyography<sup>3</sup>. It has been invested in the analysis of muscle fatigue by electromyographic evaluation, where the decrease in median frequency (MF) signal may indicate the occurrence of fatigue<sup>4</sup>. The objective of this study was to analyze the fatigue of masticatory muscles of nasal (NB) and mouth breathers (MB) child.

### METHODS

Children proceeding from a local school were assessed; including those aged from 6 to 12 years old and with first upper permanent molars erupted and excluded those with a history of speech therapy and/or orthodontic treatment; more than three dental flaws; presence of syndromes or craniofacial malformations and signs suggestive of neurological involvement. For the distribution of subjects according to the breathing mode, they underwent otorhinolaryngologist and speech evaluation followed by electromyographic evaluation. This was based on the ISEK/SENIAM standardization<sup>5,6</sup> was carried out in the masseter and anterior temporal right and left muscles, by continuous rhythmic chewing gum with digital metronome at 80 bpm until the patient felt the sensation of fatigue<sup>7</sup>. The electromyographic signal was analyzed in two stages from the MF, the initial (zero to five seconds of activity) and final (final five seconds of the period of activity). Data were analyzed using Statistica 9.0 software and after testing the normality of the data (Shapiro-Wilks), analyzes were performed using the t test of Student, with significance level of 5 %.

### RESULTS AND DISCUSSION

There was obtained a sample of 70 subjects, 36 NB and 34 MB. The mean age was seven years and seven months for MB and nine years and four months for NB. The gender distribution was 50% for male and female. In Table 1 the values of FM found in the initial and final moments of chewing NB and MB for the masseter and temporalis muscles are illustrated.

**Table 1** - Median frequency (Hz) of muscles activity in the evaluated moments of both groups

Muscles reviews	Chewing moments	Nasal Breathers	p-valor	Mouth Breathers	p-valor
Right Masseter	Initial	192.34±21.02	0.47	189.55±13.27	0.23
	Final	190.73±18.39		193.65±16.06	
Right Temporal	Initial	175.36±21.32	0.04*	172.33±27.30	0.02*
	Final	180.51±18.89		182.83±28.79	
Left Masseter	Initial	188.74±23.31	0.33	189.72±13.81	0.50
	Final	191.29±18.30		192.40±13.82	
Left Temporal	Initial	185.40±21.32	0.25	183.50±30.34	0.10
	Final	188.83±20.86		191.99±35.88	

Values expressed as mean ± standard deviation \* Statistical significance by t test (p < 0.05)

Table 2 illustrates the average time that each group reported fatigue for chewing.

**Table 2** - Chewing time in seconds (mean and standard deviation) of evaluated groups

	Nasal Breathers	Mouth Breathers	p-valor
Time perception of muscle fatigue	98.07±63.34	97.46±51.41	0.97

Values expressed as mean ± standard deviation

By comparing the initial and final moments of chewing, it can be seen that there was a statistically significant difference for both groups only in the right temporal muscle. Furthermore, there was an increase of MF over the chewing period, except for the right masseter in NB group. This event differs from the literature that relates the decrease in MF muscle fatigue. This can be explained by the fact that dynamic contractions produces a stretching of the muscle belly and the resulting increase in blood flow, causing an increase in temperature and muscle metabolism improving the removal of the substrates causing fatigue<sup>4,8</sup>. In Table 2 it can be seen that no differ in NB and MB groups was found regarding the fatigue sensation time, for the masticatory musculature.

## CONCLUSION

The breathing mode produced no difference in fatigue sensation and pattern of electrical activity during chewing in children evaluated in this study, suggesting that other factors that were not considered in this study may influence the occurrence of this phenomenon.

## REFERENCES

- Knösel M, Klein S, Bleckmann A, Engelke W. Coordination of Tongue Activity During Swallowing in Mouth-breathing Children. *Dysphagia* 2012; 27:401–7.
- Silva MAA, Marchesan I, Ferreira LP, Schmidt L, Ramires RR. Postura, tônus e mobilidade de lábios e língua de crianças respiradoras orais. *Rev CEFAC* 2012; 14(5):853-60.
- Nagae M, Bérzin F. Electromyography: applied in the phonoaudiology clinic. *Brazilian J Oral Sci.* 2004; 3(10):506-9.
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9:39-46.
- Merletti R. Standards for Reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 3-4.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyography Kinesiol.* 2000; 10(5): 361-74.
- Mendonça RG, Oliveira AS, Pedroni CR, Berzin F, Gastaldi AC. Electromyography assessment of chewing induced fatigue in temporomandibular disorders patients – a pilot study. *Braz J Oral Sci* 2005; 4(15):894-98.
- Basmajian J V, De Luca CJ. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography.* 5th ed. Baltimore: Williams e Wilkins, 1985.

## **EFEITO AGUDO DA TERAPIA DE LASER DE BAIXA POTÊNCIA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO MASSETER**

Pucci RLA<sup>1</sup>, Campos FGL<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1</sup>, Renno ACM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Marília - UNESP, SP, Brasil

<sup>3</sup>Departamento de Biociências, Universidade Federal de São Paulo, Santos, SP, Brasil

E-mail do apresentador: [pedronicr@marilia.unesp.br](mailto:pedronicr@marilia.unesp.br)

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

### **INTRODUÇÃO**

A fadiga da musculatura mastigatória pode ser causada por aumento da solicitação funcional, causas emocionais (Amantéa *et al.*<sup>1</sup>), e hábitos parafuncionais, podendo levar a um quadro de fadiga (Bagis *et al.*<sup>2</sup>). Um dos recursos utilizados com o objetivo de acelerar mudanças metabólicas e estruturais no músculo e com isso prevenir ou reduzir a fadiga muscular tem sido o laser de baixa potência (Ferraresi *et al.*<sup>3</sup>).

A fadiga muscular pode ser estudada pela EMG no que diz respeito ao aumento da sobrecarga dos músculos mastigatórios, para averiguar a atuação dos músculos durante as funções tanto de modo estático quanto de modo dinâmico (Pita *et al.*<sup>4</sup>).

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do laser terapêutico de baixa potência na atividade eletromiográfica do músculo masseter.

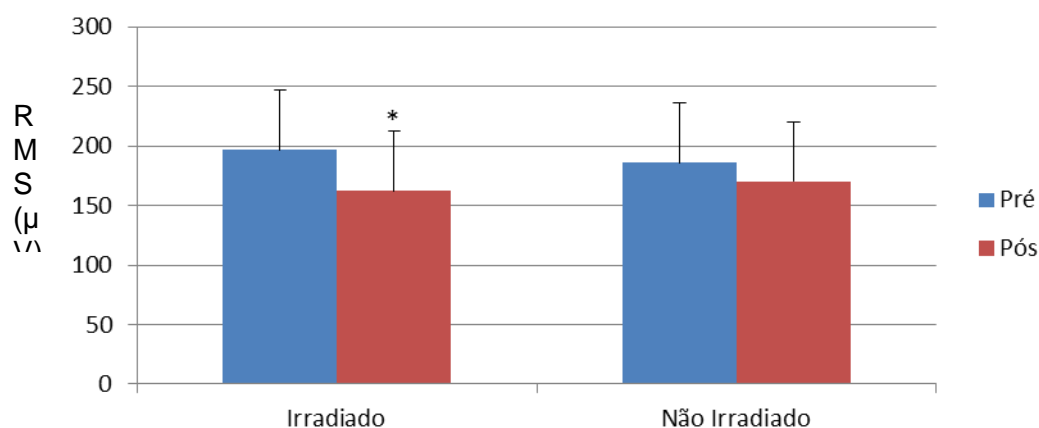
### **MÉTODOS**

Foram recrutados vinte sujeitos de ambos os sexos com idade entre 19 e 28 anos (média de  $23,5 \pm 1,5$ ) que não faziam uso de aparelho ortodôntico, medicamentos analgésicos e miorrelaxantes ou fossem portadores de doenças neurológicas, que poderiam influenciar e não compreender o estudo, respectivamente. A análise da fadiga muscular periférica foi realizada através da eletromiografia de superfície (EMG) sobre o músculo masseter de ambos os lados, com um equipamento Modelo MyosystemBr1\_P84 (Data Hominis tecnologia Ltda.<sup>®</sup> - Brasil) filtros analógicos passa-faixa com frequência de corte em 10-1000 Hz e calibrados com frequência de amostragem de 4000 Hz, com 12 bits de resolução e amostragem simultânea dos sinais. A ativação eletromiográfica foi analisada pelo valor de *Root Mean Square* (RMS) e a ocorrência da fadiga muscular avaliada por meio do cálculo da Frequência Mediana (FM) ambos antes e após a aplicação do laser. O registro para fadiga consta em uma contração isométrica de cinco segundos, três contrações isométricas de dez segundos e uma contração isotônica de trinta segundos, todos mordendo uma película (Parafilm<sup>®</sup>). Foi utilizado o laser de baixa potência AsGaAl, 808 nm (infravermelho - Photon Lase III, DMC<sup>®</sup>, São Carlos, SP, Brasil), **aplicado** em quatro pontos do músculo masseter após o registro da fadiga muscular para avaliar e comparar o efeito agudo, a escolha do lado irradiado foi sorteada e o tratamento placebo realizado do outro lado.

O programa estatístico utilizado foi o Graphpad Instat<sup>®</sup>. O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para verificar a normalidade dos dados, seguidos de teste t pareado para verificar o efeito do laser pós aplicação e teste t *Student* não pareado para verificar diferença entre os valores pré aplicação dos grupos irradiado e não irradiado Foi considerado um índice de significância de 5% ( $p < 0,05$ ).

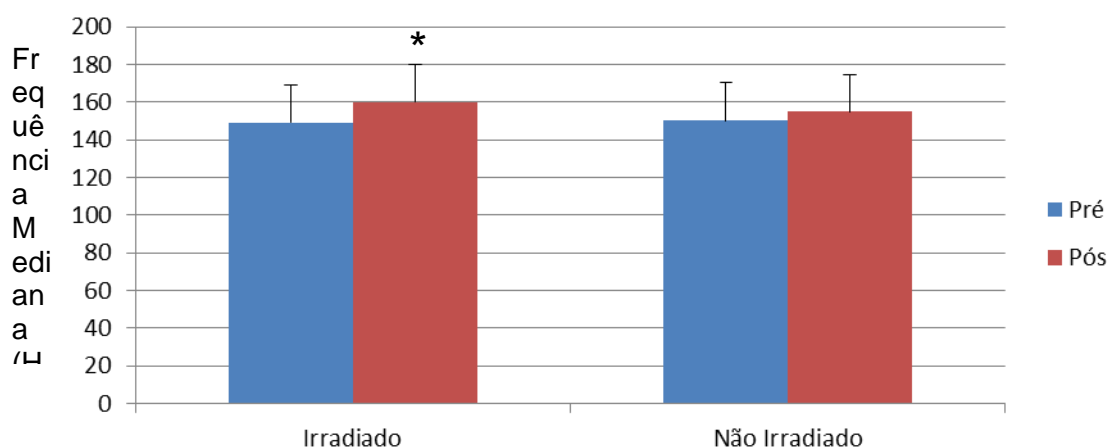
### **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Houve diferença estatística significativa nos valores de RMS e FM somente na tarefa de isometria no músculo irradiado. RMS diminuiu o número de recrutamento de unidades motoras ( $p=0,02$ ) entre os valores de pré e pós irradiação na tarefa de isometria, como mostra na Figura 1.



**Figura 1** - Média dos valores de RMS ( $\mu\text{V}$ ) pré e pós irradiação do laser e pré e pós não irradiação do músculo masséter durante a tarefa de isometria. (Teste t - não pareado  $p=0,71$ ).\*= indica diferença estatística entre pré e pós aplicação do laser (Teste t - pareado).

A FM aumentou a capacidade de contração muscular ( $p=0,0069$ ) entre os valores de pré e pós irradiação, como mostra na Figura 2.



**Figura 2** - Média dos valores de frequência mediana na tarefa de isometria pré e pós irradiação e não irradiação. Não houve diferença entre os valores pré aplicação dos grupos irradiado e não irradiado (Teste t não pareado  $p=0,92$ ). \*= indica a diferença estatística entre pré e pós aplicação.

Os valores de RMS diminuem o número de recrutamento de unidades motoras e os valores de FM aumentam a capacidade de contração muscular. Isso mostra que o laser de baixa potência pode apresentar efetividade no músculo masseter em relação à sua capacidade de contração.

## CONCLUSÃO

Foi observado que a irradiação com laser de baixa potência pode ser capaz de diminuir valores de RMS e aumentar a FM sobre a atividade eletromiográfica do músculo masseter.

## **REFERÊNCIAS**

- 1 - Amantéa DV, Novaes AP, Campolongo GD, Barros TP. A importância da avaliação postural no paciente com disfunção da articulação temporomandibular. *Acta Ortop Bras.* 2004 Set; 12(3):155-9.
- 2 - Bagis B, Ayaz EA, Turgut S, Durkan R, Özcan M. Gender difference in prevalence of signs and symptoms of TMJ disorders: a retrospective study on 243 consecutive patients. *Int J Med Sci.* 2012, 9(7):539-44.
- 3 - Ferraresi C, Hamblin MR, Parizotto NA. Low-level laser (light) therapy (LLLT) on muscle tissue: performance, fatigue and repair benefited by the power of light. *Photon Laser Med.* 2012; 1(4):267-86.
- 4 - Pita MS, Ribeiro AB, Garcia AR, Pedrazzi V, Zuim PRJ. Effect of occlusal splint thickness on electrical masticatory muscle activity during rest and clenching. *Braz Oral Res.* 2011; 25(6):506-11.

## ACUTE EFFECT OF LOW-POWER LASER THERAPY ON THE ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF MASSETER MUSCLE

Pucci RLA<sup>1</sup>, Campos FGL<sup>1</sup>, Navega MT<sup>1</sup>, Renno ACM<sup>2</sup>, Pedroni CR<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy and Occupational Therapy, Marília - UNESP, SP, Brasil

<sup>2</sup>Department of Biosciences, Federal University of São Paulo, Santos, SP, Brasil

Presenter's E-mail: [pedronicr@marilia.unesp.br](mailto:pedronicr@marilia.unesp.br) Web: [www.marilia.unesp.br](http://www.marilia.unesp.br)

### INTRODUCTION

Masticatory muscles fatigue can be caused by increased functional request, emotional causes (Amantéa et al.<sup>1</sup>), and parafunctional habits that may lead to fatigue development (Bagis et al.<sup>2</sup>). Low-level laser therapy has been used to accelerate metabolic and cause structural changes at the muscle, to prevent or reduce muscle fatigue (Ferraresi et al.<sup>3</sup>).

Muscle fatigue can be studied by EMG in concern to the increased overload of masticatory muscles to determine the action of the muscles in static and dynamic tasks (Pita et al.<sup>4</sup>).

The aim of this study was to evaluate the low-level laser therapy effect in the electromyographic activity of the masseter muscle.

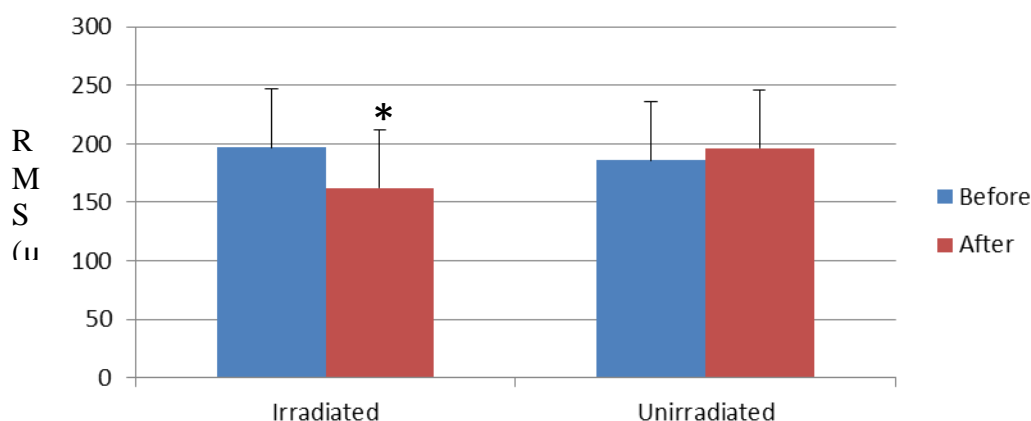
### METHODS

There were 20 subjects of both gender, aged between 19 e 28 ( $23,5 \pm 1,5$ ). There were not included individuals who made use of braces, painkillers and muscle relaxant and individuals with neurological diseases, because they could influence and don't understand the study respectively. The peripheral muscle fatigue analysis was made through the surface electromyography (EMG) on the masseter muscle on both sides, MyosystemBr1\_P84 model, Data Hominis tecnologia Ltda<sup>®</sup>, Uberlândia, MG, Brasil, band pass from 10-1000 Hz and a sample frequency of 4000 Hz. The electromyographic activation was used to evaluate values from Root Mean Square (RMS) and Median Frequency (MF) both before and after the laser application. The fatigue register contained in one isometric contraction of five seconds, three isometric contractions of ten seconds and one isotonic contraction of thirty seconds all biting a pellicle (Parafilm<sup>®</sup>). The low-level-laser AsGaAl, 808 nm (infra-red Photon Lase III, DMC<sup>®</sup>, São Carlos, SP, Brasil) was applied in four points of masseter muscle after the muscle fatigue register to evaluate and compare the acute effect, the irradiated side was chosen by raffle and the placebo treatment was made on the other side.

### RESULTS AND DISCUSSION

There was statistical difference at the values of RMS and MF only in the isometric contraction of the irradiated muscle. RMS decreased the number of motor unit recruitment ( $p=0.02$ ) between the before and after values of irradiation as shown in Figure 1.

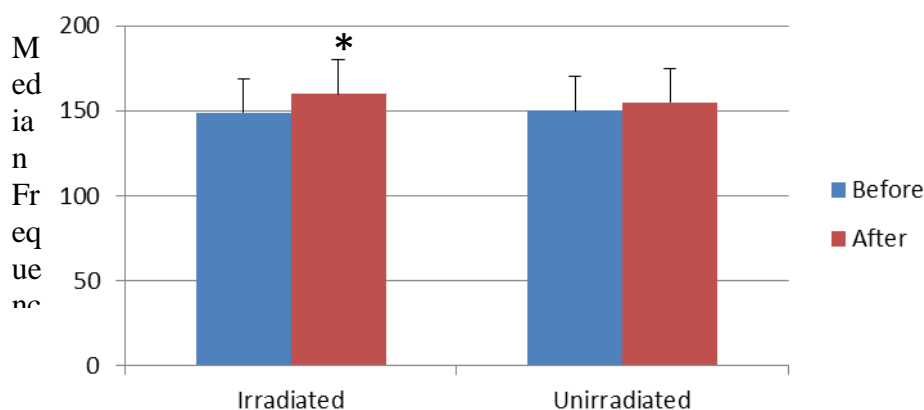




**Figure 1** - Mean from RMS ( $\mu\text{V}$ ) values before and after irradiation of the laser and before and after unirradiation from masseter muscle during the isometric task. There wasn't difference between the before application values from the irradiated and unirradiated groups (T test unpaired  $p=0.71$ ).

\*= indicates statistics difference between before and after laser application (T test paired).

MF increased the muscle contraction capacity ( $p=0.0069$ ) between the before and after values of irradiation as shown in Figure 2.



**Figure 2** - Mean from Median Frequency values during the isometric task before and after irradiation and unirradiation. There wasn't difference between the before application values from the irradiated and unirradiated groups (T test unpaired  $p=0.92$ ).

\*= indicates statistics difference between before and after laser application.

The RMS values decreases the number of motor units recruitment and the MF values increases muscular contraction capacity. This shows that the low-level-laser can demonstrate effectiveness in masseter muscle regarding your contraction capacity.

## CONCLUSION

It was observed that low-level-laser therapy maybe capable of decrease values of RMS and increase values of MF on electromyographic activity of masseter muscle.

## REFERENCES

- 1 - Amantéa DV, Novaes AP, Campolongo GD, Barros TP. A importância da avaliação postural no paciente com disfunção da articulação temporomandibular. Acta Ortop Bras.2004 Set; 12(3):155-9.
- 2 - Bagis B, Ayaz EA, Turgut S, Durkan R, Özcan M. Gender difference in prevalence of signs and symptoms of TMJ disorders: a retrospective study on 243 consecutive patients. Int J Med Sci. 2012, 9(7):539-44.
- 3 - Ferraresi C, Hamblin MR, Parizotto NA. Low-level laser (light) therapy (LLLT) on muscle tissue: performance, fatigue and repair benefited by the power of light. Photon Laser Med. 2012; 1(4):267-86.
- 4 - Pita MS, Ribeiro AB, Garcia AR, Pedrazzi V, Zuim PRJ. Effect of occlusal splint thickness on electrical masticatory muscle activity during rest and clenching. Braz Oral Res. 2011; 25(6):506-11.

# CONFIABILIDADE E RESPONSABILIDADE DA VARIÁVEL DUTY FACTOR PARA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Nitsch GS, Mella BM, Oliveira AS

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor – FMRP –  
Universidade de São Paulo – Ribeirão Preto

E-mail do apresentador: gabrielnitsch@usp.br

## INTRODUÇÃO

A inclusão da eletromiografia de superfície no auxílio ao diagnóstico da Disfunção Temporomandibular (DTM) tem sido muito discutida entre os pesquisadores da área, já que esta disfunção proporciona ao seu portador diversas alterações musculares. A DTM é diagnosticada e classificada a partir do Critério Diagnóstico para Pesquisa em Disfunção Temporomandibular, padrão ouro no diagnóstico(1). Além das próprias alterações musculares, a dor, sintoma mais relatado pelos portadores da disfunção, altera fisiologicamente a ativação muscular mastigatória(2). A variável *Duty Factor* analisa a porcentagem do tempo total de gravação da eletromiografia no qual a ativação muscular esteve acima de um limiar pré-estabelecido a partir da força de mordida. Portanto, permite captar na atividade muscular características de hiper e hipoatividade provindas da disfunção e de sintomas como a dor(3). Por se tratar de uma variável pouco estudada na literatura, é importante que sejam testadas suas propriedades psicométricas, como a confiabilidade e a responsividade. A confiabilidade de um instrumento de medição se refere ao grau de produção de resultados iguais, quando houver repetida aplicação pelo mesmo avaliador ao mesmo sujeito que permanece estável. Responsividade é a habilidade de um instrumento em detectar alterações clinicamente importantes ao longo de um determinado período de tempo pré-estabelecido(4). Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi realizar parte da validação da variável *Duty Factor* testando a sua confiabilidade e responsividade para a dor.

## MÉTODOS

Foram realizadas duas coletas eletromiográficas de repouso, por cinco minutos, nos músculos: masseter, temporal e suprahióideos na presença de dor de intensidade moderada, acima de 4 na Escala Visual Numérica, e uma na ausência ou diminuição desta dor, após aplicação de um recurso eletroterapêutico analgésico (Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea - TENS) por 45 minutos. O processamento de dados e estatística da variável foram baseados nos valores médios e desvios padrões do tempo ativação muscular acima de um limiar de 10% do valor de força máxima de mordida durante o repouso. A confiabilidade foi testada com o coeficiente de correlação intra-classe ( $ICC_{2,1}$ ) considerando o intervalo de confiança de 95%, e nível de significância de  $P < 0,05$ , os valores foram interpretados como “pobre confiabilidade” ( $< 0,40$ ), “boa confiabilidade” ( $\geq 0,40$  e  $\leq 0,75$ ) e “excelente confiabilidade” ( $> 0,75$ )(4). A responsividade da variável foi analisada em duas coletas eletromiográficas realizadas uma antes e outra após a analgesia, sendo utilizados o Tamanho de Efeito e a Média de Resposta Padronizada.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foi aplicada a variável *Duty Factor* em 20 voluntárias do sexo feminino. Os resultados mostram que a variável apresentou confiabilidade excelente após teste-reteste, com valor de coeficiente de correlação intra-classe acima de 0,75 para todos os músculos. Já na avaliação da

responsividade da variável para a dor, nas análises de tamanho de efeito e média da resposta padronizada, obteve-se um classificação moderada para tamanho de efeito, com valores acima de 0,5 e excelente para média da resposta padronizada, com valores acima de 0,8(4).

**Tabela 1** - Valores médios (desvio padrão) de duty factor para 20 voluntários nas 1ª e 2ª sessões, ambas antes da analgesia, valores de Coeficiente de Correlação Intraclasse e nível de significância

<b>Temporal</b>	<b>1ª Sessão</b>	33% ( $\pm 20$ )
	<b>2ª Sessão</b>	39% ( $\pm 22$ )
	<b>ICC</b>	0,83
	<b>Nível de significância</b>	$p < 0,05$
<b>Masseter</b>	<b>1ª Sessão</b>	38% ( $\pm 25$ )
	<b>2ª Sessão</b>	37% ( $\pm 22$ )
	<b>ICC</b>	0,97
	<b>Nível de significância</b>	$p < 0,05$
<b>Supra Hioideos</b>	<b>1ª Sessão</b>	46% ( $\pm 25$ )
	<b>2ª Sessão</b>	47% ( $\pm 24$ )
	<b>ICC</b>	0,96
	<b>Nível de significância</b>	$p < 0,05$

## CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostram que a variável eletromiográfica, após teste-reteste, apresentou confiabilidade excelente, e em relação à responsividade, o tamanho de efeito foi classificado como moderado e a média de resposta padronizada excelente. Sendo assim, após a verificação das propriedades psicométricas da variável, conclui-se que o *duty factor* é confiável e responsiva à dor na utilização em indivíduos com disfunção temporomandibular.

## REFERÊNCIAS

- 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.
- Peck CC, Murray GM, Gerzina TM. How does pain affect jaw muscle activity? The integrated pain adaptation model. *Aust Dent J.* 2008; 53(3):201–7.
- Nickel JGY, Iwasaki LRMW, Ohrbach RGL, Marx DB. A pilot study of masticatory muscle: duty factors in humans. San Diego: California; 2011.
- Husted JA, Cook RJ, Farewell VT, Gladman DD. Methods for assessing responsiveness: a critical review and recommendations. *J Clin Epidemiol.* 2000; 53(5):459–68.

## RELIABILITY AND RESPONSIVENESS OF VARIABLE *DUTY FACTOR* FOR TEMPOROMANDIBULAR DISORDER

Nitsch GS, Mella BM, Oliveira AS

Department of Biomechanics, Medicine and Rehabilitation of the Locomotor System - FMRP -  
University of São Paulo - Ribeirão Preto

Presenter's E-mail: gabrielnitsch@usp.br

### INTRODUCTION

The inclusion of surface electromyography to aid in the diagnosis of temporomandibular disorder has been much discussed among researchers in the field, as this dysfunction affords its wearer several muscle disorders. Temporomandibular Disorder is diagnosed and classified from the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders, the gold standard in diagnosis(1). Beyond its own muscle disorders, pain, the most reported symptom by patients with dysfunction, physiologically changes the masticatory muscle activation(2). The variable *duty factor* analyzes the percentage of total recording time of electromyography in which muscle activation was above a preset from the bite force threshold. So lets catch muscle activity characteristics of hyper-and hypoactivity of dysfunction stemmed and symptoms such as pain(3). Because it is a variable little studied in the literature, is important to test its psychometric properties such as reliability and responsiveness. The reliability of a measuring instrument refers to the degree of producing the same results when repeated application by the same person to the same subject that remains stable. Responsiveness is the ability of an instrument to detect clinically important changes over a period of pre -set time(4). This study took part in the validation of variable *duty factor* testing its reliability and responsiveness for pain.

### METHODS

Two rest electromyographic collections for five minutes of the masseter, temporalis and suprahioides were performed in the presence of pain above moderate intensity in Visual Numeric Scale, and the absence or reduction of this pain after application of an analgesic action resource, the Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) for 45 minutes. Data processing and statistical variable were based on average weather patterns and muscle activation above a threshold of 10% of maximum bite force during rest deviation values. The reliability was tested with the coefficient of intra-class correlation ( $ICC_{2,1}$ ) with a confidence interval of 95% and a significance level of  $P < 0.05$ , values were interpreted as "poor reliability" ( $< 0.40$ ), "good reliability" ( $\geq 0.40$  and  $\leq 0.75$ ) and "excellent reliability" ( $> 0.75$ )(4).The responsiveness of variable was analyzed in two electromyographic collections made one before and one after analgesic resource, and used the Effect Size and Average Standardized Response.

### RESULTS

We applied the variable duty factor in 20 female volunteers. The results show that the variable has excellent test-retest reliability, with coefficient value of intra-class correlation above 0.75 for all muscles. Already in assessing responsiveness to varying pain, in the analyzes of effect size and standardized response mean, gave a moderate rating for effect size, with values above 0.5 and excellent for the standardized response mean, with values above 0.8<sup>4</sup>.

**Table 1** - Mean values (standard deviation) of duty factor to 20 volunteers in 1st and 2nd sessions, both before TENS, values of intraclass correlation coefficient and significance level

<b>Temporalis</b>	<b>1<sup>st</sup> Session</b>	33% ( $\pm 20$ )
	<b>2<sup>nd</sup> Session</b>	39% ( $\pm 22$ )
	<b>ICC</b>	0.83
	<b>Significance level</b>	$p < 0.05$
<b>Masseter</b>	<b>1<sup>st</sup> Session</b>	38% ( $\pm 25$ )
	<b>2<sup>nd</sup> Session</b>	37% ( $\pm 22$ )
	<b>ICC</b>	0.97
	<b>Significance level</b>	$p < 0.05$
<b>Supra Hyoid</b>	<b>1<sup>st</sup> Session</b>	46% ( $\pm 25$ )
	<b>2<sup>nd</sup> Session</b>	47% ( $\pm 24$ )
	<b>ICC</b>	0.96
	<b>Significance level</b>	$p < 0.05$

## CONCLUSION

The results of this study show that electromyographic variable after test-retest, has excellent reliability, and responsiveness in relation to, the effect size was classified as moderate and standardized response mean excellent. Thus, after testing the psychometric properties of the variable, it is concluded that the *duty factor* is reliable and responsive to pain in use in individuals with temporomandibular dysfunction.

## REFERENCES

1. 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.
2. Peck CC, Murray GM, Gerzina TM. How does pain affect jaw muscle activity? The integrated pain adaptation model. *Aust Dent J.* 2008; 53(3):201–7.
3. Nickel JGY, Iwasaki LRMW, Ohrbach RGL, Marx DB. A pilot study of masticatory muscle: duty factors in humans. San Diego: California; 2011.
4. Husted JA, Cook RJ, Farewell VT, Gladman DD. Methods for assessing responsiveness: a critical review and recommendations. *J Clin Epidemiol.* 2000; 53(5):459–68.

# ASSIMETRIA DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS ANTES E APÓS CORREÇÃO ORTOGNÁTICA DE UM SUJEITO COM HIPERPLASIA CONDILAR

Calixtre LB, Locks F, Oliveira AB

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

E-mail do apresentador: lecalixtre@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

Hiperplasia condilar é um crescimento anormal de um dos côndilos mandibulares. Há alteração no tamanho do côndilo ou do ramo da mandíbula, causando desordens estéticas e funcionais<sup>1</sup>. A cirurgia de correção ortognática promove mudança da geometria da mandíbula a partir da distração osteogênica. Esse procedimento influencia no mecanismo de transferência de forças na mandíbula, fossa temporal e nos tecidos que envolvem essas estruturas<sup>2</sup>. Assim, o objetivo desse estudo de caso é avaliar a funcionalidade e atividade elétrica dos músculos mastigatórios de uma paciente submetida à cirurgia ortognática e fisioterapia para tratamento de hiperplasia condilar.

## MÉTODOS

KG, mulher caucasiana de 37 anos, apresentava caso indicativo de cirurgia ortognática bimaxilar para correção de uma assimetria decorrente de hiperplasia do côndilo mandibular direito. A condição foi diagnosticada aos 30 anos de idade e, desde então, a paciente fez acompanhamento ortodôntico preparatório para a cirurgia. Após assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, KG foi submetida a duas avaliações: (1) pré-operatória e (2) 3 meses após a cirurgia e tratamento fisioterapêutico. A paciente não apresentou queixas dolorosas.

A abertura máxima da boca (AMB) e lateralização da mandíbula para direita (LMD) e esquerda (LME) foram mensuradas com um paquímetro (Somet, 150mm, Inox, Czechoslovakia). Além disso, foi realizado registro fotográfico e exame eletromiográfico bilateral dos músculos temporais (TD e TE) e masseteres (MD e ME).

Foi utilizado um eletromiógrafo portátil (*Myomonitor IV*, Delsys - USA) com eletrodos ativos simples diferencial (Modelo #DE-2.3, Delsys) com geometria de detecção em duas barras paralelas (1 mm x 1 cm) de prata (99,9%), separadas por 1 cm, os quais foram fixados à pele a partir de um adesivo dupla-face (Delsys). Os eletrodos foram posicionados paralelos aos ventres musculares, na região de maior volume identificada a partir de palpação. Um eletrodo de referência auto-adesivo (5x5 cm) foi posicionado no manúbrio esternal. Antes da fixação dos eletrodos a pele foi tricotomizada e limpa com álcool. Os sinais foram coletados a 1000Hz e acondicionados com ganho de 1000, banda de frequência de 20–450 Hz, resolução de 16-bits e ruído <1.2 µV (RMS).

Em ambas as avaliações eletromiográficas foram registrados 5 segundos de sinal em repouso, no qual a paciente manteve a boca fechada sem oclusão dos dentes. Em seguida, foram feitos 3 registros de mastigação bilateral de *parafilm* por 20 segundos e três séries de 5 aberturas e fechamentos da boca (AFB). Apenas na avaliação pré-operatória foi feito o registro de três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) por 5 segundos, na qual a paciente foi orientada a morder dois rolos de algodão de 10 mm de diâmetro posicionados entre os molares com a máxima força para registro dos elevadores da mandíbula. O sinal da CIVM foi utilizado para normalizar o sinal das duas avaliações (pré e pós cirurgia).

A análise dos dados eletromiográficos foi feita através de uma rotina programada no *Matlab* (versão 7.14.0.739, MathWorks Inc., Natick, USA). Os sinais foram convertidos em RMS, e normalizados a partir do maior pico identificado nas três CIVM. Por fim, foi calculado o índice de assimetria entre os músculos avaliados para comparação de ativação entre os lados direito (D) e

esquerdo (E). Quando positivo, ele indica predominância do lado D, quando negativo indica predominância do lado E, e próximo a 0 indica simetria<sup>3</sup>.

O tratamento fisioterapêutico foi dividido em duas fases, ambas compostas por 10 sessões e duração de 5 semanas. A primeira compreendeu técnicas de drenagem linfática manual na região da face e liberação miofascial nos músculos supra-hióideos e masseteres. A segunda foi iniciada após permissão do cirurgião buco-maxilo, e compreendeu técnicas de mobilização articular para ganho de translação anterior, lateral e medial dos côndilos mandibulares D e E, bem como liberação miofascial de pterigoides laterais e técnica de energia muscular para ganho de abertura da boca.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A partir das medidas clínicas pode-se inferir que o tratamento fisioterapêutico contribuiu para o retorno da funcionalidade da paciente após a cirurgia. A paciente que apresentava 50 mm de MAB antes da cirurgia, iniciou o tratamento fisioterapêutico pós-cirúrgico atingindo 19 mm. Ao final do tratamento a MAB foi de 46 mm. A medida de LMD que antes era de 12 mm passou a ser 5 mm após a cirurgia e 8,5 mm ao final do tratamento. A medida de LME passou de 9 mm antes da cirurgia para 3 mm logo após a cirurgia e 8 mm ao final do tratamento.



**Figura 1** - Avaliação pré-operatória (A); Avaliação pós-operatória, antes do tratamento fisioterapêutico, 20 dias após cirurgia (B); Avaliação pós-tratamento fisioterapêutico (C)

Nos movimentos de AFB todos os músculos apresentaram aumento da atividade elétrica em relação à CIVM pré-operatória na segunda avaliação (Tabela 1). Do lado D o aumento foi maior e essas alterações provavelmente são decorrentes da adaptação da musculatura à nova condição e da necessidade de recrutar maior quantidade de fibras para realizar a mesma atividade.

Por outro lado, durante a mastigação, que é uma atividade que exige carga, foi observada diminuição da atividade em quase todos os músculos, com exceção do MD (Tabela 1). Isso pode indicar a insegurança do sujeito em realizar uma atividade que gere torque na região recém-operada, mas também indica uma recuperação da simetria durante a ativação dos músculos, visto que houve maior similaridade na ativação muscular após o tratamento.

O índice de assimetria (Tabela 1) mostra uma predominância de ativação dos músculos do lado D em ambas as avaliações, porém no segundo momento, esses índices reduziram. Isto indica uma maior simetria de todos os músculos, principalmente em masseteres já que o músculo está diretamente inserido na mandíbula e, portanto, sofre maior alteração com o procedimento cirúrgico.

**Tabela 1** - Atividade eletromiográfica normalizada pela CIVM (%) e Índice de Assimetria durante a Mastigação e Abertura e Fechamento da Boca (AFB) dos músculos Masseter e Temporal

	Atividade Eletromiográfica (% CIVM)							
	Masseter D		Masseter E		Temporal D		Temporal E	
	Pré-Op	Pós-Op	Pré-Op	Pós-Op	Pré-Op	Pós-Op	Pré-Op	Pós-Op
Mastigação	28,83	22,40	10,20	21,62	37,01	23,94	29,77	19,19
AFB	24,07	34,09	17,21	20,81	11,05	30,05	5,99	16,95
	Índice de Assimetria							
	Masseter				Temporal			
	Pré-Operatório	Pós-Operatório			Pré-Operatório	Pós-Operatório		
Mastigação	40,49	24,68			29,70	27,55		
AFB	25,24	1,77			10,85	11,03		

Legenda: Pré-Op (Pré-Operatório); Pós-Op (Pós-Operatório)

## **CONCLUSÃO**

O procedimento cirúrgico foi capaz de recuperar a simetria na atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios e o tratamento fisioterapêutico contribuiu para o retorno à funcionalidade da paciente após a cirurgia.

## **REFERÊNCIAS**

1. Olate S, Duque Netto H, Rodriguez-Chessa J, Alister JP, Albergaria-Barbosa J, Moraes M. Mandible condylar hyperplasia: a review treatment protocol. *Int J Clin Exp Med*. 2013; 6(9):727–37.
2. Cattaneo PM, Kofod T, Dalstra M, Melsen B. Using the finite element method to model the biomechanics of the asymmetric mandible before, during and after skeletal correction by distraction osteogenesis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2005; 8(3):157–65.
3. Naeije M, Hofman N. Biomechanics of the human temporomandibular joint during chewing. *J Dent Res*. 2003; 82(7):528–31.



# ASYMMETRY OF THE MASTICATORY MUSCLES BEFORE AND AFTER ORTHOGNATHIC CORRECTION OF A SUBJECT WITH CONDYLAR HYPERPLASIA

Calixtre LB, Locks F, Oliveira AB

Physical Therapy Department of the Federal University of São Carlos – UFSCar  
Presenter's e-mail: lecalixtre@hotmail.com

## INTRODUCTION

Condylar hyperplasia is an abnormally increased bone growth of one mandibular condyle in relation to the other. This condition determines the increased length of the condylar head, mandibular ramus, causing functional and esthetic disorders<sup>1</sup>. The orthognathic correction surgery changes the mandible geometry through an osteogenic distraction. This intervention influences the load transfer mechanism on the mandible, temporal fossa, and on the soft tissue involving these structures<sup>2</sup>. Therefore, the objective of this case report is to evaluate the functionality and electrical activity of the masticatory muscles of a patient submitted to orthognathic surgery and physical therapy for the treatment of condylar hyperplasia.

## METHODS

KG, caucasian woman, 37 years-old, presented a indicative case of bimaxillary orthognathic surgery to correct an asymmetry due to hyperplasia of the right mandibular condyle. The condition was diagnosed when she was 30. Thereafter the patient underwent preparatory orthodontic monitoring for surgery. After signing the informed consent, KG underwent two evaluations: (1) preoperative and (2) 3 months after surgery and physical therapy. The patient had no pain complaints.

Maximal mouth opening (MMO), right mandible lateralization (RML) and left mandible lateralization (LML) motions were evaluated using a caliper (Somet, 150mm, stainless steel, Czechoslovakia). Photographic records and bilateral electromyographic (EMG) examination of the temporal (RT and LT) and masseter (RM and LM) muscles were also performed.

A portable EMG device (Myomonitor IV, Delsys) and active simple differential electrodes (Model #DE-2.3, Delsys) were used. Electrodes had detection geometry consisting of two parallel 99.9% silver bars (1 mm x 1 cm), separated by 1 cm. They were attached to the skin using double-sided adhesive tape (Delsys). The electrodes were placed parallel to the muscle bellies, on the highest volume region identified from palpation. A reference electrode (adhesive, squared, 5 cm side) was fixed on the sternal notch. Before placing the electrodes, the skin was tricotomized and cleaned with alcohol. The signals were sampled at 1000 Hz and conditioned by the main amplifier, which provided a gain of 1000, frequency pass-band 20-450Hz, 16-bit resolution and noise <1.2  $\mu$ V (RMS).

In both EMG evaluations a 5-s rest signal was recorded. The patient kept her mouth closed without teeth occlusion. Three trials of bilateral *parafilm* chewing were recorded for 20 seconds. Moreover, three sets of 5 mouth opening and closing (MOC) were recorded. Exclusively during the preoperative evaluation, three maximum voluntary isometric contractions (MVIC) were performed for 5 seconds. During this recording the patient was instructed to clench with maximum strength while two cotton rolls (10 mm of diameter) were placed between her molars. MVIC was used to normalize EMG data of both pre and post surgery examinations.

All EMG signals were processed using Matlab (version 7.14.0.739, MathWorks Inc., Natick, USA). They were converted in RMS and normalized using the highest peak recorded during MVIC. Finally, the asymmetry index between the masseter and temporalis was calculated. Positive values

indicate right side predominancy, while negative values indicate left side predominancy. Values close to 0 (zero) indicates symmetry<sup>3</sup>.

The physical therapy was divided into two stages, both consisting of 10 sessions performed during 5 weeks. The first stage comprised manual lymphatic drainage techniques on the face combined to myofascial release of suprahyoid and masseter muscles. The second stage was initiated after permission of the oral surgeon, and included joint mobilization techniques in order to gain anterior, lateral and medial translation of the right and left mandibular condyles. Myofascial release of the lateral pterygoid was also performed as well as muscle energy techniques aiming at MMO improvement.

## RESULTS AND DISCUSSION

The clinical variables indicated that physical therapy contributed to the patient's functionality recovery after the surgery. Before surgery MMO was 50 mm and decreased to 19 mm after the surgery. At the end of treatment the patient reached 46 mm. The RML was 12 mm before surgery, and 5 mm after surgery. RML recorded in the end of treatment was 8.5 mm. The LML varied from 9 mm before surgery to 3 mm after surgery, and 8 mm at the end of treatment.



**Figure 1** - Preoperative evaluation (A); Postoperative evaluation before physical therapy, 20 days after surgery (B); Evaluation after physical therapy (C)

EMG activity during MOC (second evaluation) increased in all muscles in relation to the preoperative MVIC (Table 1). On the right side, the increase was greater and these changes are probably due to the muscle adaptation to the new condition, and the need to recruit more motor units to do the same functional activity.

On the other hand, the EMG during mastication, which is an activity that generates articular load decreased in all muscles, except in RM (Table 1). This result indicates that the subject must be insecure to perform activities generating torque in the newly operated area. On the other hand, it also indicates a symmetry recovery during muscles activation, considering that after the treatment similarity in muscle activation of right and left sides was observed.

The asymmetry index (Table 1) showed predominance of the right side activation in all muscles in both evaluations. However, in the post-surgery examination all rates decreased, indicating better symmetry of all muscles. Better result was seen to the the masseter muscles that are directly inserted in the jaw and therefore has suffered more influence of the surgical procedure.

**Table 1** - Electromyographic activity normalized by the MVIC (%) and asymmetry index during chewing and mouth opening and closing (MOC) of the masseter and temporalis muscles

	EMG activity (%MVIC)							
	Right Masseter		Left Masseter		Right Temporal		Left Temporal	
	Pre-Op	Post-Op	Pre-Op	Post-Op	Pre-Op	Post-Op	Pre-Op	Post-Op
Chewing	28.83	22.40	10.20	21.62	37.01	23.94	29.77	19.19
MOC	24.07	34.09	17.21	20.81	11.05	30.05	5.99	16.95
	Asymmetry Index							
	Masseter			Temporal				
	Pre-Op	Post-Op		Pre-Op	Post-Op			
Chewing	40.49	24.68		29.70	27.55			
MOC	25.24	1.77		10.85	11.03			

Legend: Pre-Op (Pre-Operatory); Post-Op (Post-Operatory)

## **CONCLUSION**

The surgical procedure was able to recover the symmetry on electromyographic activity of masticatory muscles and physical therapy contributed to functionality return of the patient after surgery.

## **REFERENCES**

1. Olate S, Netto HD, Rodriguez-Chessa J, Alister JP, de Albergaria-Barbosa J, de Moraes M. Mandible condylar hyperplasia: a review of diagnosis and treatment protocol. *Int J Clin Exp Med*. 2013 Jan;6(9):727–37.
2. Cattaneo PM, Kofod T, Dalstra M, Melsen B. Using the finite element method to model the biomechanics of the asymmetric mandible before, during and after skeletal correction by distraction osteogenesis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2005 Jun;8(3):157–65.
3. Naeije M, Hofman N. Biomechanics of the human temporomandibular joint during chewing. *J Dent Res*. 2003 Jul;82(7):528–31.

# TRANSTORNO DE DÉFICIT DE ATENÇÃO E HIPERATIVIDADE: ACHADO ELETROMIOGRÁFICO

Camargo A<sup>1,2</sup>, Berzin F<sup>1</sup>, Fonseca RG<sup>2</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 Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH) é o transtorno neurocomportamental mais comum da infância se mantendo frequente até a adolescência e idade adulta<sup>1</sup>. Caracteriza-se pelos sintomas de desatenção, hiperatividade (inquietação) e impulsividade se manifestando nos contextos acadêmico, social, afetivo e familiar, reduzindo a qualidade de vida dos pacientes<sup>1</sup>. Nosso objetivo é avaliar a atividade muscular de repouso pela Eletromiografia de Superfície (SEMG) de pacientes com TDAH.

## MÉTODO

Foram analisados 6 pacientes, 3 mulheres e 3 homens, com idades entre 13 e 60 anos. Solicitou-se que os pacientes permanecessem sentados em repouso, relaxados, tendo em vista uma paisagem agradável, sendo avaliadas duas ou três coletas consecutivas em condições técnicas satisfatórias. Utilizou-se eletromiógrafo da marca Miotec de 8 canais, com eletrodos de superfície descartáveis colocados na pele sobre os músculos frontal, trapézio, bíceps braquial e tibial anterior bilateral. Foram obedecidos os parâmetros internacionais recomendados pelo ISEK e SENIAM. Utilizou-se filtro de baixa frequência de 20 Hz e de alta frequência de 500 Hz.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os traçados SEMG de repouso apresentaram valores de amplitude que variaram de 3,49 a 28,09  $\mu\text{V}$  com média de 8,73  $\mu\text{V}$ . Apresentamos 2 traçados SEMG do repouso muscular (Gráfico 1 e 2):

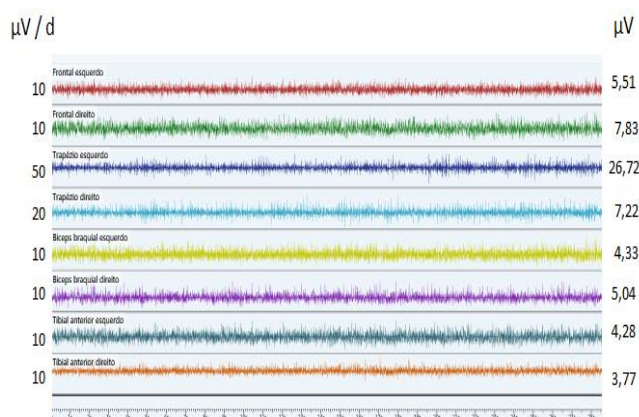
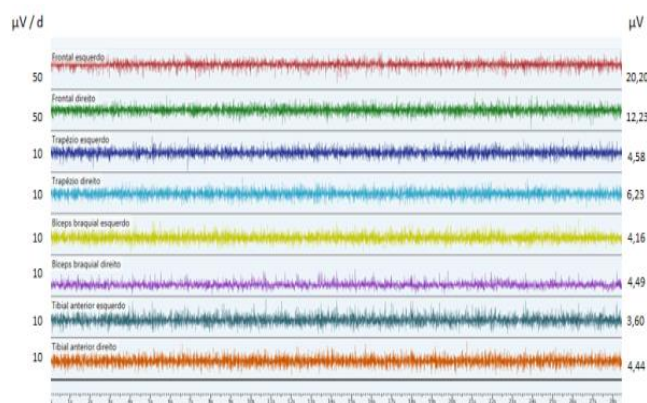


Gráfico 1 -



## Gráfico 2 -

Nenhum dos músculos analisados apresentou microvoltagem de repouso em valor considerado normal (até 2  $\mu\text{V}$ ) evidenciando hiperexcitabilidade muscular. Também observou-se que nos casos considerados clinicamente mais intensos evidenciou-se microvoltagem de repouso maior.

No TDAH é frequente a presença de comorbidades associadas tais como o transtorno de ansiedade generalizada<sup>2</sup> e de tique motor<sup>3</sup>, com alterações da atividade do sistema nervoso central<sup>5</sup> e do sistema neuromuscular<sup>4,5</sup>, ocasionada por aumento da atividade motora<sup>5</sup>.

## CONCLUSÃO

Pensa-se que talvez estes achados possam servir como “screening” e como indicadores de estudos neurofisiológicos em pacientes com TDAH.

## REFERÊNCIAS

1. American Psychiatric Association Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, 4<sup>a</sup> ed., 1994; Washington DC: American Psychiatric Association.
2. Spencer TJ. ADHD and comorbidity in childhood. *J Clin Psychiatry*, 2006; 67(Suppl 8):27-31.
3. Reiersen AM, Constantino JN, Todd RD. Co-occurrence of motor problems and autistic symptoms in attention-deficit/hyperactivity disorder. *J Am Acad Child Adolesc Psychiatry*, 2008; 47(6):662-72.
4. Serrano M, Martins C, Pérez-Dueñas B et al. Neuropsychiatric manifestations in late-onset urea cycle disorder patients. *J Child Neurol*, 2010; 25(3):352-8.
5. Miguel EC, Gentil V, Gattaz WF. *Clínica psiquiátrica*. Barueri: Manole, 2011; p.1073-74 e 1123-24.

## ATTENTION DEFICIT DISORDER AND HYPERACTIVITY: FIND ELECTROMYOGRAPHIC

Camargo A<sup>1,2</sup>, Berzin F<sup>1</sup>, Fonseca RG<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Piracicaba Dental School – FOP – UNICAMP – São Paulo – Brazil

<sup>2</sup>Faculty of Medicine of Botucatu – FMB – UNESP – São Paulo – Brazil

Presenter's E-mail: [doutacamargo@ig.com.br](mailto:doutacamargo@ig.com.br)

### INTRODUCTION

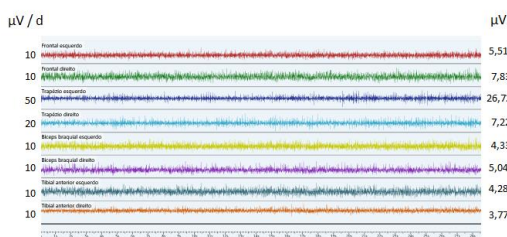
Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) is the most common neurobehavioral disorder of childhood remaining common until adolescence and adulthood<sup>1</sup>. It is characterized by symptoms of inattention, hyperactivity (restlessness) and impulsivity manifesting in the academic context, social, affective and family, reducing the quality of life of patients<sup>1</sup>. Our objective is to evaluate the muscle activity at rest through Surface Electromyography (SEMG) of patients with ADHD.

### METHOD

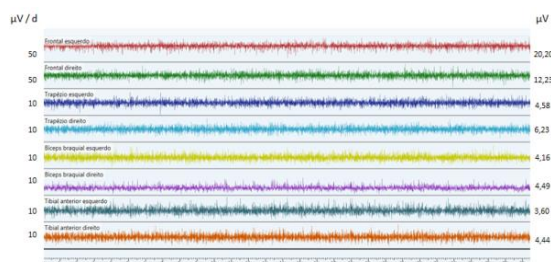
Six patients were analysed, 3 women and 3 men, aged 13 and 60 years old. Patients were requested to remain seated at rest, relaxed, with a view to a pleasing landscape, and two or three consecutive trials in satisfactory technical conditions were evaluated. We used electromyography brand Miotec 8 channels, with disposable surface electrodes placed on the skin over the frontal, trapezius, biceps and tibialis anterior muscles bilaterally. In compliance with the international standards were recommended by ISEK SENIAM. Low frequency of 20 Hz and high frequency of 500 Hz filters were used.

### RESULTS AND DISCUSSION

The resting SEMG tracings showed amplitude values ranging from 3.49 to 28.09 with an average of 8.73 microvolts. We present 2 examples (graphic 1 and 2):



Graphic 1 -



Graphic 2 -

None of the analyzed muscles showed microvolt resting in value considered normal (up to 2 microvolts) showing muscle hyperexcitability. It was observed that cases considered clinically more intense presented bigger rest microvoltage.

In ADHD is common in the presence of associated comorbidities such as generalized anxiety disorder<sup>2</sup> and tic motor<sup>3</sup>, with changes in central nervous system activity<sup>5</sup> and system neuromuscular<sup>4,5</sup>, caused by increased activity motora<sup>5</sup>.

## **CONCLUSION**

It is thought that perhaps these findings may serve as screening and as indicators of neurophysiological studies in patients with ADHD.

## **REFERENCES**

1. American Psychiatric Association Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, 4<sup>a</sup> ed., 1994; Washington DC: American Psychiatric Association.
2. Spencer TJ. ADHD and comorbidity in childhood. *J Clin Psychiatry*, 2006; 67(Suppl 8):27-31.
3. Reiersen AM, Constantino JN, Todd RD. Co-occurrence of motor problems and autistic symptoms in attention-deficit/hyperactivity disorder. *J Am Acad Child Adolesc Psychiatry*, 2008; 47(6):662-72.
4. Serrano M, Martins C, Pérez-Dueñas B et al. Neuropsychiatric manifestations in late-onset urea cycle disorder patients. *J Child Neurol*, 2010; 25(3):352-8.
5. Miguel EC, Gentil V, Gattaz WF. *Clínica psiquiátrica*. Barueri: Manole, 2011; p.1073-74 e 1123-24.

# COATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRANVERSO ABDOMINAL, OBLÍQUO INTERNO E ERETORES DA ESPINHA DURANTE TESTES DE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA EM INDIVÍDUOS COM EXPERIÊNCIA NO MÉTODO PILATES

Santos IS, 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 do apresentadora: [istael\\_satiro@hotmail.com](mailto:istael_satiro@hotmail.com)

## INTRODUÇÃO

Evidências suportam a efetividade de exercícios baseados no método Pilates para proporcionar maior equilíbrio muscular, sobretudo da região do tronco, aumentando o suporte da coluna lombar e reduzindo dor e déficits funcionais. Dentre os principais músculos de suporte estão os Transversos Abdominais, Oblíquo Interno e Eretores da espinha. Suas aponeuroses se fundem formando a rafe lateral situada na borda lateral do músculo eretor da espinha acima da crista ilíaca. Indivíduos com experiência no método Pilates desenvolvem capacidade de contrair seletivamente os músculos abdominais, priorizando os músculos profundos, em especial o transverso abdominal e oblíquo interno, que podem ser analisados conjuntamente por eletromiografia de superfície, por formarem um acrônimo (TrA/OI), conforme Marshall e Murphy<sup>1</sup>. Assim, o objetivo do presente estudo foi verificar o nível de amplitude de ativação muscular do acrônimo transverso abdominal/oblíquo interno e eretor espinhal durante a contração do primeiro através da eletromiografia de superfície.

## MÉTODOS

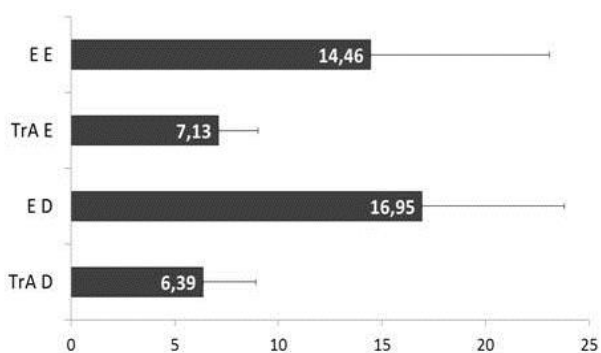
A amostra foi constituída por seis indivíduos adultos saudáveis (18-30 anos), selecionados por meio de avaliação fisioterapêutica. O critério de inclusão foi possuir experiência mínima de três meses com o método Pilates. Os eletrodos foram posicionados nos músculos abdominais profundos direito (TrA/OI D) e esquerdo (TrA/OI E) e dos eretores espinhais (EE). Em seguida os voluntários foram orientados a realizar três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) seguidas de cinco segundos de repouso do músculo TrA/OI enquanto os níveis de amplitude de ativação eram coletados por eletromiografia de superfície, incluindo o dos eretores, para posterior análise da sugerida coativação. Esta foi estudada utilizando conversor analógico-digital de 4 canais com programa de aquisição e análise de dados (Miotool Wireless® 400 + *software* Miotec Suite®), com resolução de 16 bits e taxa de aquisição de amostras de 2kHz. O sinal foi filtrado *online* com passa banda de 10-500 Hz. O sinal eletromiográfico foi normalizado pelos três maiores picos de contração e os valores das médias das contrações obtidas na análise foram submetidos ao teste de *Shapiro-Wilk* para verificação da normalidade. Após constatada a normalidade com diferentes variâncias, a diferença entre os dados foi verificada pelo teste de *Mann-Whitney*. O nível de significância foi estabelecido em  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo (Figura 1 e 2) sugerem uma coativação entre os compartimentos quando da contração do TrA/OI involuntariamente haver a contração dos EE; podendo esta ativação ser apenas resposta agonista-antagonista ou estar, adicionalmente, ligada à facilitação de recrutamento de unidades motoras pela ponte estabelecida pela rafe lateral. Estudos

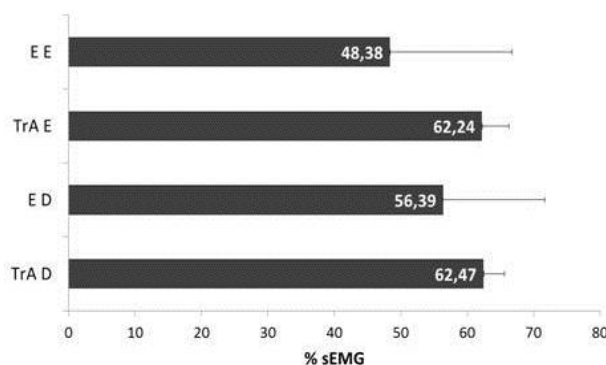


anteriores de Almeida e Barbosa<sup>2</sup> e Gouveia KMC e Gouveia EC<sup>3</sup> demonstraram uma ligação anatômica entre o compartimento muscular anterior e posterior do abdome, em especial da musculatura profunda, sugerindo um nexu funcional entre ambos, sem, entretanto explicitar como se comportariam mediante recrutamento de um deles.



**Figura 1** - Dados EMG do momento de repouso dos músculos TrA E/D e E D/E

Legenda: E E- Ereter Esquerdo / E D- Ereter Direito / TrA E- Transverso Abdominal Esquerdo / TrA D- Transverso Abdominal Direito



**Figura 2** - Dados EMG do momento de contração dos músculos TrA E/D e E D/E

## CONCLUSÃO

A coativação muscular foi observada, porém não foi possível concluir sobre a neuromecânica estabelecida, que sugere que mais pesquisas devem ser realizadas para melhor entendimento das funções conjuntas do TrA/OI e EE na estabilização de tronco, que depende do sinergismo entre os mecanismos passivo, ativo e neural.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Marshall PWM, Murphy BA. 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.
- 2 - Almeida CCV, Barbosa CGD, Araújo AR, Braga NHM. Thoraco-lumbar fascia and lumbar stabilization active mechanism relation. *Rev Bras Ci e Mov.* 2006; 14(3):105-12.
- 3 - Gouveia KMC, Gouveia EC. O músculo Transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. *Fisioter Mov.* 2008; 21(3):45-50.
- 4 - Cholewicki J, Juluru K. Intra-abdominal pressure mechanisms for stabilization the lumbar spine. 1999; 32(1):13-7.

# MUSCLE COACTIVATION THE TRANSVERSE ABDOMINAL, INTERNAL OBLIQUE AND ERECTOR SPINE DURING MAXIMAL VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION IN SUBJECTS WITH EXPERIENCE IN THE PILATES METHOD

Santos IS, 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's E-mail: [istael\\_satiro@hotmail.com](mailto:istael_satiro@hotmail.com)

## INTRODUCTION

Evidence support the effectiveness of Pilates method's exercises based to provide major muscular balance, especially at the abdominal region, increasing the support of the lumbar spine and decreasing pain and improving functional deficits. The Transverse Abdominal, Internal Oblique and Erector Spine are among the main muscles of support of the trunk. Their aponeurosis merges and form the lateral raphe located in the lateral border of the erector spine muscle and above the iliac crest. Subjects with Pilates experience are able to contract selectively the abdominal muscles, prioritizing the deep ones, specially the Transverse Abdominal and the Internal Oblique. These muscles can be analyzed together through surface electromyography because they form an acronym, based on the studies of Marshall and Murphy<sup>1</sup>. Thus, the objective of this study was to check the amplitude level of muscular activation of the acronym abdominal transverse/internal oblique and spine erector during the contraction of the first one through surface electromyography.

## METHODS

The sample was comprised of six healthy adults (18 to 30 years), selected through physiotherapy assessment. The inclusion criterion was to have minimum experience of three months with Pilates method. The surface electrodes were positioned in the muscles right deep abdomen (TrA/OI R) and left one (TrA/OI L) and of the erectors spine (EE). Then the volunteers were oriented to do three TrA/OI maximum voluntary isometric contractions (MVIC) followed of muscle rest while the amplitude levels of right deep abdomen muscles activation (TrA/OI R) and left one (TrA/OI L) and of the erectors spine (EE) were collected by surface electromyography. Including the erector, for subsequent analysis of suggested coactivation. This was studied using analogical-digital converter of four channels with acquisition and data analyses programa (Miotool Wireless® 400 + software Miotec Suite®), with 16bits resolution and 2Hz sample acquisitions rate. The signal was filtered online with band-pass of 10-500 Hz. The electromyographic signal was normalized by three highest peaks of contraction and the values of the contraction averages obtained through the analyses were submitted to *Shapiro-Wilk* test to verify the normality. The normality was established with different variances and the difference between the data was checked by the *Mann -Whitney* test. The level of significance was set at  $p < 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

The results of this study (figures 1 and 2) suggest a coactivation between compartments when the contraction of the TrA/OI involuntarily EE contraction. This activation can be only agonist-antagonist answer or may be, additionally, linked to facilitation of motor unit recruitment

through the bridge established by the lateral raphe. Previous studies of Almeida and Barbosa<sup>2</sup> and Gouveia and Gouveia<sup>3</sup> showed an anatomical connection between anterior and posterior muscular compartment of the abdomen, in special of the deep musculature, it suggests a functional connection between both of them, however, without explain how these muscular compartments would behave if one of them is recruited.

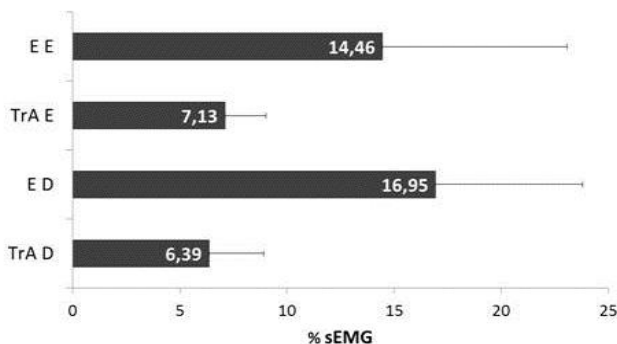


Figure 1 - EMG data of muscle rest TrA

EE - EE

Legend: E E- Left Erector / E D-Right Erector / TrA E-Left Transverse Abdominal / TrA D-Right Transverse Abdominal

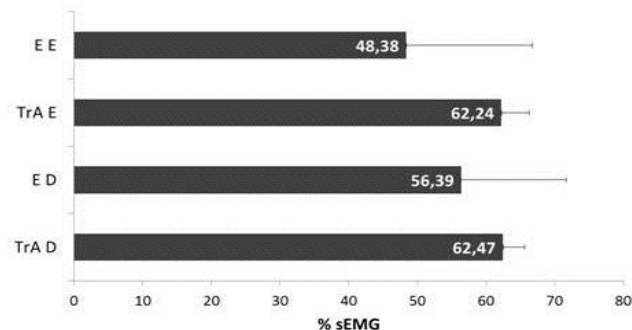


Figure 2 - EMG data of muscle contraction

TrA E - TrA E

## CONCLUSION

The muscle coactivation was observed, but it was not possible to conclude about the neuromechanics that was established, which suggests that more research should be conducted to lead to better understanding of the connected functions of TrA/OI and EE in order to stabilize the trunk, which depends on the synergy between passive, active and neural mechanisms.

## REFERENCES

- 1 - Marshall PWM, Murphy BA. 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.
- 2 - Almeida CCV, Barbosa CGD, Araújo AR, Braga NHM. Thoraco-lumbar fascia and lumbar stabilization active mechanism relation. *Rev Bras Ci e Mov.* 2006; 14(3):105-12.
- 3 - Gouveia KMC, Gouveia EC. O músculo Transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. *Fisioter Mov.* 2008; 21(3):45-50.
- 4 - Cholewicki J, Juluru K. Intra-abdominal pressure mechanisms for stabilization the lumbar spine. 1999; 32(1):13-7.

# INFLUÊNCIA DO KINESIOTAPING® NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM SUJEITOS SUBMETIDOS À RECONSTRUÇÃO DO LCA: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Oliveira AKA, Lins CAA, Borges DT, Macedo LB, Cavalcanti RL, Brasileiro JS

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

E-mail do apresentador: arakenkleber@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

O Kinesio Taping® (KT), é uma bandagem elástica funcional, que pode ser distendida em até 50% do seu tamanho original e quando aplicada sobre os músculos, tem o objetivo de dar suporte funcional e melhorar o desempenho muscular. Em músculos cronicamente enfraquecidos, a bandagem deve ser aplicada no sentido origem-inserção com distensão superior a 25%<sup>1</sup>. Vários estudos investigaram o efeito do KT sobre a ativação muscular<sup>2</sup> demonstrando resultados conflitantes, mas poucos avaliaram seus efeitos em um modelo muscular cronicamente enfraquecido, como a condição encontrada no quadríceps após-reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior (LCA)<sup>3</sup>. Murray *et al.*<sup>4</sup> apontaram um aumento na atividade eletromiográfica do quadríceps femoral mediante a aplicação do KT, em paciente após reconstrução do LCA o que não aconteceu no estudo de Janwantanakul *et al.*<sup>5</sup> quando aplicado em indivíduos saudáveis no vasto lateral (VL) e vasto medial (VM). Desta forma, este estudo propõe-se a analisar os efeitos imediatos da aplicação do KT na atividade eletromiográfica do VL de sujeitos submetidos à reconstrução do LCA.

## MÉTODOS

Participaram do estudo 45 homens com idade média de  $29,1 \pm 6,0$  anos, índice de massa corporal (IMC) médio de  $26,5 \pm 3,8$  kg/m<sup>2</sup> e que se encontravam entre 12<sup>a</sup> e 17<sup>a</sup> semanas pós-reconstrução do LCA. Todos realizaram uma avaliação inicial da atividade eletromiográfica do VL e em seguida foram distribuídos aleatoriamente em um dos três grupos, com 15 participantes em cada. O grupo controle, após avaliação inicial, permaneceu em repouso durante dez minutos. O grupo kinesio taping (KT) foi submetidos à aplicação do KT (kinesio tex gold®) nos músculos RF, VL e VM do membro acometido, com 50% de tensão, como sugerido por Kase *et al.*<sup>1</sup>, assim como no grupo Placebo, que realizou a mesma aplicação, porém sem a tensão sugerida. Logo após a intervenção, todos realizaram a segunda avaliação, idêntica a avaliação inicial. Foram utilizados: um módulo condicionador de sinais de quatro canais (EMG System do Brasil®) com um conversor analógico-digital - A/D (CAD, 12/36-60K) com resolução de 12 bits e razão de rejeição de modo comum (RRMC) > 80 Db, com frequência de amostragem configurada em 2000 Hz, filtro entre 20 e 500 Hz e amplificados 1000 vezes. Foi utilizado o *software EMGLab* (EMG System do Brasil®, Brasil), para análise digital dos sinais e eletrodos (Ag/AgCl) auto-adesivo de superfície passivos (Noraxon®, USA), simples diferenciais, com uma distância inter-eletrodo de 2cm, posicionado no músculo VL, seguindo os critérios da SENIAM. O eletrodo de referência (monopolar, auto adesivo - Noraxon®, USA) foi posicionado na tuberosidade da tíbia do membro oposto. A avaliação se deu por meio de cinco contrações concêntricas e excêntricas máximas de extensão do joelho a 60°/s, realizadas em um dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 4®, Biodex Biomedical System Inc, New York, USA). Para a análise da Root Means Square (RMS) foi considerado o sinal eletromiográfico do maior torque obtido dentre as cinco contrações

registradas no dinamômetro isocinético, sendo a RMS normalizada pela contração isométrica voluntária máxima. A análise estatística foi realizada por meio do *software* SPSS (20.0) utilizando-se a análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas na comparação intra e intergrupos, considerando um  $\alpha = 0,05$ . O teste de esfericidade de *W. Mauchly's* foi aplicado e quando violado uma correção técnica foi realizada utilizando o teste de *Greenhouse-Geisser*.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Não foram observadas alterações significativas na atividade eletromiográfica do VL durante as contrações concêntricas e excêntricas de extensão de joelho, quando comparadas às avaliações inicial e final, nem entre os três grupos avaliados (Tabela 1). Esses dados corroboram com os resultados de Lins *et al.*<sup>2</sup> e contrapõem-se aos achados do estudo de Murray *et al.*<sup>4</sup> e Hsu *et al.*<sup>6</sup>, os quais perceberam que a aplicação do KT provocou um aumento significativo da atividade eletromiográfica do músculo VL após-reconstrução do LCA e no trapézio inferior, em atletas com síndrome do impacto do ombro, respectivamente. O estímulo proporcionado pela força elástica e reativa da bandagem terapêutica na pele proporcionaria ativação de áreas do córtex somatossensorial influenciando o comportamento excitatório ou inibitório das unidades motoras<sup>7</sup>. No entanto, no presente estudo, não foram constatadas alterações significativas na atividade eletromiográfica do músculo VL em sujeitos submetidos à reconstrução do LCA, o que sugere que a estimulação tátil promovida pelo KT não foi suficiente para alterar o recrutamento desse músculo nesta condição.

**Tabela 1** - Média e desvio padrão dos valores obtidos pré e pós-aplicação do protocolo nos 3 grupos avaliados

Variáveis (n= 45)	CONTROLE			PLACEBO			KT		
	Média ± DP			Média ± DP			Média ± DP		
	PRÉ	PÓS	p	PRÉ	PÓS	p	PRÉ	PÓS	P
RMS concêntrico (%)	119,4 ± 39,3	129,8 ± 51,4	0,67	107,1 ± 20,6	119,4 ± 25,5	0,13	111,5 ± 28,6	116,8±25	0,98
RMS excêntrico (%)	120,4 ± 59,7	103,9 ± 16,2	0,83	105,2 ± 15	103 ± 20,8	0,95	108,3 ± 27,2	104,1 ± 24	0,87

## CONCLUSÃO

O presente estudo sugere que a aplicação do KT no quadríceps femoral não é capaz de alterar a amplitude de ativação do músculo VL, em sujeitos após-reconstrução de LCA.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. (2nd edition). Kinesio Taping Association, 2003.
- 2 - Lins CAA, Neto FL, Amorim ABC, Macedo LB, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Man Ther.* 2013; 18:41-5.
- 3 -Keays S L, Bullock-Saxton J, Keays A C, Newcombe P. Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis. *The Knee* 2001; 8:229-34.
- 4 - Murray H. Kinesio taping, muscle strength and ROM after ACL repair. *J Orthop Sport Phys.* 2000; 30:1.
- 5 - Janwantanakul P, Gaogasigam C. Vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. *Clin Rehabil.* 2005; 19:12-19.
- 6 - Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WTJ, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(6):1092-9.
- 7 - Morini Jr N. Bandagem terapêutica: conceito de estimulação tegumentar. São Paulo: Roca, 2013; 35-44.

# **INFLUENCY OF KINESIOTAPING® IN THE VASTUS LATERALIS ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF SUBJECTS SUBMITTED TO ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL**

Oliveira AKA, Lins CAA, Borges DT, Macedo LB, Cavalcanti RL, Brasileiro JS

Department of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

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

## **INTRODUCTION**

Kinesiotaping ® (KT) is a functional elastic bandage that can be extended by up to 50% of its original size when applied to muscles. It aims to provide functional support and enhance muscle performance. In chronically weakened muscles, the bandage must be applied towards the origin to insertion with its distension superior than 25%<sup>1</sup>. Several studies have investigated the effect of KT on muscle activation<sup>2</sup> demonstrating conflicting results, but few have evaluated its effects on a chronically weakened muscle model, as the condition found in the quadriceps after reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament (ACL)<sup>3</sup>. Murray et al.<sup>4</sup> indicated an increase in electromyographic activity of the quadriceps femoris by applying the KT in patients after ACL reconstruction which has not happened in the study of Janwantanakul et al.<sup>5</sup> when applied to healthy subjects in vastus lateralis (VL) and vastus medialis (VM). Thus, this study aims to examine the immediate effects of the application of KT in the VL EMG activity of subjects undergoing ACL reconstruction.

## **METHODS**

The study included 45 men with a mean age of  $29.1 \pm 6.0$  years, body mass index (BMI) of  $26.5 \pm 3.8$  kg/m<sup>2</sup> and who were between 12th and 17th weeks post- ACL reconstruction. All subjects underwent an initial assessment of the electromyographic activity of the VL and were randomly assigned to one of three groups, with 15 participants in each. The control group, after initial assessment, remained resting for ten minutes. The Kinesiotaping group (KT) was subjected to the application of KT (kinesiotexgold®) in RF, VL and VM muscles of the affected limb, with 50% strain, as suggested by Kase et al<sup>1</sup>, as well as in the placebo group, who performed the same application but without the suggested tension. Immediately after the intervention, all of them performed the second evaluation, identical to initial assessment. Were used: a signal module conditioner of four channels (EMG System of Brazil ®) with an analog-digital converter - A / D (ADC, 12/36-60K) with 12 bit resolution and ratio of common mode rejection (CMRR) > 80 Db, with the sampling frequency set to 2000 Hz, filter between 20 and 500 Hz and amplified 1000 times. Were also used the EMG Lab software (EMG System ® Brazil, Brazil) for digital signal analysis and passive surface self-adhesive electrodes (Ag / AgCl) (Noraxon ®, USA), simple differentials with inter-electrode of 2cm, positioned in the VL muscle, following the SENIAM criteria. The reference electrode (monopolar, self-adhesive - Noraxon ®, USA) was placed on the tibial tuberosity of the opposite limb. The evaluation was made by five maximal concentric and eccentric contractions of the knee flexion at 60°/s, performed in an isokinetic dynamometer (BiodexMulti-Joint System 4 ®, BiodexBiomedical System Inc, New York, USA). For root mean square (RMS) analysis, was considered only the electromyographic signal of greater torque obtained among the five contractions recorded in the isokinetic dynamometer, being the RMS normalized by maximum voluntary isometric contraction. Statistical analysis was performed using SPSS 20.0 software. The analysis of variance for repeated measures (ANOVA) was used for

intragroup and intergroup comparison. The W. Mauchy sphericity test was applied and when violated a technical correction was made using the Greenhouse-Geisser test. When the F test was significant, post hoc Bonferroni was applied. The level of significance was 5% ( $P \leq 0.05$ ).

## RESULTS AND DISCUSSION

No significant changes were observed in the VL EMG activity during concentric and eccentric contractions of knee extension compared to the initial and final evaluations, nor between the three groups (Table 1). These data corroborate the results of Lins et al.<sup>2</sup> and are opposed to Murray et al.<sup>4</sup> and Hsu et al.<sup>6</sup> findings, who realized that the application of KT caused a significant increase in VL EMG activity after ACL reconstruction and lower trapezius, in athletes with shoulder impingement syndrome, respectively. The stimulus provided by the elastic and reactive power of therapeutic bandage on the skin would provide the activation of somatosensory cortex areas influencing the excitatory or inhibitory behavior of motor units<sup>7</sup>. However, in this study, no significant changes were observed in the VL EMG activity in subjects undergoing ACL reconstruction, suggesting that tactile stimulation promoted by KT was not sufficient to alter the recruitment of this muscle in this condition.

**Table 1** - Mean and standard deviation of the values obtained before and after implementation of the protocol in the 3 study groups.

Variables (n= 45)	CONTROL			PLACEBO			KT		
	Mean ± SD			Mean ± SD			Mean ± SD		
	PRE	POST	p	PRE	POST	p	PRE	POST	P
Concentric RMS (%)	119,4± 39,3	129,8 ± 51,4	0,67	107,1 ± 20,6	119,4 ± 25,5	0,13	111,5± 28,6	116,8±25	0,98
Eccentric RMS (%)	120,4 ± 59,7	103,9 ± 16,2	0,83	105,2 ± 15	103 ± 20,8	0,95	108,3 ± 27,2	104,1 ± 24	0,87

## CONCLUSION

The present study suggests that the application of KT in the quadriceps is not able to change the activation amplitude of the VL muscle in subjects undergoing ACL reconstruction.

## REFERENCES

- 1 - Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. (2nd edition). Kinesio Taping Association, 2003.
- 2 - Lins CAA, Neto FL, Amorim ABC, Macedo LB, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Man Ther.* 2013; 18:41-5.
- 3 -Keays S L, Bullock-Saxton J, Keays A C, Newcombe P. Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis. *The Knee* 2001; 8:229-34.
- 4 - Murray H. Kinesio taping, muscle strength and ROM after ACL repair. *J Orthop Sport Phys.* 2000; 30:1.
- 5 - Janwantanakul P, Gaogasigam C. Vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. *Clin Rehabil.* 2005; 19:12–19.
- 6 - Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WTJ, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(6):1092-9.
- 7 - Morini Jr N. Bandagem terapêutica: conceito de estimulação tegumentar. São Paulo: Roca, 2013; 35-44.

# A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL NA REDUÇÃO DA SUBLUXAÇÃO DO OMBRO DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS PÓS-AVE CRÔNICO

Andrade AS<sup>1</sup>, Silva WV<sup>2</sup>, Cacho RO<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>, Lopes JM<sup>2</sup>, Souza CG<sup>2</sup>, Guedes MBOG<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Estatística da Universidade Federal da Paraíba (UFPB)

<sup>2</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual do Centro-Oeste - UNICENTRO

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

## INTRODUÇÃO

A subluxação do ombro é uma complicação com prevalência em até 81% dos casos de pacientes pós-acidente vascular encefálico (AVE)<sup>1</sup>, provocando quadros de limitações de movimento e outras condições clínicas que podem prejudicar a recuperação funcional destes pacientes, constituindo um grande desafio ao programa de reabilitação do mesmo<sup>2-4</sup>. Desta forma, o objetivo deste estudo foi analisar os efeitos da estimulação elétrica funcional (EEF) na redução da subluxação crônica do ombro em indivíduos hemiparéticos pós- AVE.

## MÉTODOS

A pesquisa, do tipo quase experimental, com avaliação cega, foi aprovada pelo Comitê de Ética de Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (CEP/UFRN), sob protocolo n<sup>o</sup> 166/11.

A amostra constituiu-se de quatro mulheres hemiparéticas com subluxação do ombro confirmada por radiografia. As participantes foram divididas randomicamente em dois grupos: grupo que não recebeu intervenção (grupo controle - GC), e grupo que recebeu intervenção fisioterapêutica (grupo tratamento - GT).

O grau de subluxação do ombro das pacientes foi avaliado antes, após o tratamento e no *follow-up* de 2 meses por meio de exame radiográfico em incidência ântero-posterior (AP) da articulação glenoumeral subluxada e da articulação não acometida para efeito de comparação e diagnóstico, com a paciente em ortostatismo. Para identificar o grau de subluxação foi utilizada uma régua milimetrada a fim de determinar a distância (d) da borda inferior da fossa glenoide à linha inferior entre o colo anatômico da cabeça do úmero, sendo considerado subluxação do ombro uma distância maior que 7 milímetros<sup>3</sup>.

Os pacientes do GC não receberam intervenção fisioterapêutica; e o GT foi submetido a 20 sessões de EEF associada a exercícios funcionais de abdução e flexão do ombro. O equipamento da EEF foi o FES VIF 995, da marca Quark<sup>®</sup>, com dois canais de saída posicionados nos músculos supraespal e deltoide posterior, com os seguintes parâmetros: frequência de 30 Hz; tempo de duração de pulso 300 µs; T-on de 15 segundos; T-off de 30 segundos; tempo de tratamento de 45 minutos e amplitude de acordo com o limiar motor.

Para comparação entre os grupos controle e tratamento foi utilizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk*, seguido pelo teste de *Mann-Whitney*. Para comparação pareada antes, após e *follow-up* de 2 meses foi utilizado o teste de *Kruskal-Wallis* e *Mann-Whitney*. Para as análises estatísticas foi utilizado o programa BioEstat e adotado um nível de significância  $\leq 0,05$ .



## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Tabela 1, tem-se a comparação não pareada do grau da subluxação do ombro entre os GC e GT antes, após a intervenção e *follow-up* de 2 meses. A qual se observa que os pacientes submetidos ao tratamento obtiveram redução significativa da subluxação do ombro e manutenção do resultado no *follow-up* comparado ao GC [10,5±0,5 x 6±1, p=0,05; 10,5±0,5 x 6±1, p=0,05 respectivamente].

**Tabela 1** - Subluxação do ombro pré e pós-intervenção fisioterapêutica em pacientes pós-AVE

	Pré-intervenção			Pós-intervenção		
	GC	GT	p*	GC	GT	p*
Subluxação do ombro (mm)	10,5±0,5	10,5±0,5	0,99	10,5±0,5	6±1	0,05

Nota: Valores são expressos em média ± desvio padrão.

\* p-valor para comparação entre os grupos não pareados.

Os resultados deste estudo corroboram com os estudos de Koyuncu *et al.*<sup>5</sup> e Aras *et al.*<sup>6</sup>, os quais também observaram redução da subluxação do ombro de pacientes hemiparéticos após o tratamento com EEF associado à cinesioterapia.

A redução do grau da subluxação do ombro no presente estudo é explicada pela ativação dos músculos estabilizadores dinâmicos que fazem com que haja uma maior coaptação do úmero na fossa glenóide, diminuindo assim a subluxação do ombro.

## CONCLUSÃO

Com base neste estudo pode-se concluir que a EEF associada a movimentos funcionais foi eficaz na redução do grau da subluxação da articulação do ombro e manutenção do resultado pelo período de dois meses subsequentes ao término do tratamento de pacientes hemiparéticos com subluxação glenoumeral pós-AVE crônico.

## REFERÊNCIAS

1. Doneux PS, Miyazaki ANM, Lemos PEG, Souza AS, Checchi. Tratamento da luxação recidivante anterior de ombro: uso de enxerto ósseo na deficiência da glenóide. Rev Bras Ortop. 1997; 32(9):674-82.
2. Kobayashi H, Onishi H, Ihashi K, Yagi R, Handa Y. Reduction in subluxation and improved muscle function of the hemiplegic shoulder joint after therapeutic electrical stimulation. J Electromyogr Kinesiol. 1999; 9(5):327-36.
3. Corrêa JP, Borges HC, Lucareli PR, Liebano RE. Estimulação elétrica funcional na subluxação crônica do ombro após acidente vascular encefálico: relato de casos. Fisioter Pesq. 2009; 16(1):89-93.
4. Sonde L, Gip C, Fernaeus SE, Nilsson CG, Viitanen M. Stimulation with low frequency transcutaneous electric nerve stimulation increases motor function of the post-stroke paretic arm. Stand J Rehabil Med. 1998; 30(1):95-9.
5. Koyuncu E, Nakipoglu YGF, Dogan A, Ozgirin N. The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: a randomized controlled trial. Disabil Rehabil. 2010; 32(7):560-66.
6. Aras MD, Gokkaya NKO, Comert D, Kaya A, Cakci A. Shoulder pain in hemiplegia: result from national rehabilitation hospital in Turkey. Am J Phys Med Rehabil. 2004; 83(3):713-9.

# FUNCTIONAL ELECTRIC STIMULATION IN DECREASING OF THE SUBLUXION OF SHOULDERS OF INDIVIDUALS WITH LOW DEGREE OF SENSITIVITY AFTER CHRONIC EVA

Andrade AS<sup>1</sup>, Silva WV<sup>2</sup>, Cacho RO<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>, Lopes JM<sup>2</sup>, Souza CG<sup>2</sup>, Guedes MBOG<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Statistics of Federal University of Paraiba – UFPB

<sup>2</sup>University of Science of Health of Trairi of Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>3</sup>Department of physical therapy for State University of Middle West – UNICENTRO

E-mail presenter: achillesandrade@gmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

## INTRODUCTION

The subluxation of shoulder is a complication with prevalence on 81% of the cases of patients post-encephalic vascular accident (EVA)<sup>1</sup>, causing limitations of motion and other clinical conditions that may harm the functional rehabilitation on those patients, making a huge challenge to this rehabilitation program<sup>2-4</sup>. The goal of this study was to analyze the effects of functional electric stimulation (FES) in decreasing of the chronic subluxation of shoulders in individuals with low degree of sensitivity after EVA.

## METHODS

This research, was almost experimental type, with blind evaluation, approved by commit of Ethic of Research, involving Human Beings of Federal University of Rio Grande do Norte (CEP/UFRN) under protocol number 166/11.

The sample consisted of four women with decreasing of sensitivity in half body with subluxation of shoulder confirmed by radiography. The participants were randomly divided into two groups: a group that received no intervention (control group - GC), and the group that received physical therapy intervention (treatment group - GT).

The degree of subluxation of the patients was evaluated before, after and during the follow-up of 2 months using radiographic exams with angles of incidence (front to back (FB) of glenoumeral articulation turned over and the articulation non turned over trying a comparison and diagnoses, with patient on ortostatism. To identify the degree of subluxation was used a ruler milimetric with the goal of determinate the distance (d) of lower board of the fosse glenoid to the inferior line between the anatomic colon of the shoulders head, been considerate subluxation of shoulder with a distance bigger than seven millimeters<sup>3</sup>.

Patients in the control group have not received physicaltherapeutic intervention and the treatment group was submitted to twenty sessions of FES associated to functional exercises of abduction and flexion of shoulder. The equipment of FES was FES VIF 995, mark name Quark, with two channels of exit placed on the muscles supra-spinal e posterior deltoid, with the following parameters: frequency of 30 Hertz; width pulse 30 us T-on of 15 seconds T-off 30 seconds time of treatment 45 minutes with and amplitude according to the motor limiar.

To comparing between the control group and treatment was made the test of normality of Shapiro-Wilk, followed by test of Mann-Whitney. To the paring comparison before, after and follow-up of two mouths was used the test of Kruskal-Wallis and Mann-Whitney. For statistic analyses was used the program BioEstat and the significance statistical adopted was  $p \leq 0.05$ .

## RESULTS AND DISCUSSION

On table 1, there is a comparison non paired of the degree of subluxation of shoulder between the CG and TG before, after and follow-up of 2 mouths. It has been observed that the patients who were submitted to the treatment had a significant decreasing of subluxation of shoulder and maintained the results of follow up. Compared to CG [ $10.5 \pm 0.5 \times 6 \pm 1$ ;  $p=0.05$ ;  $10.5 \pm 0.5 \times 6 \pm 1$ ;  $p=0.05$  respectively].

**Table 1** - Subluxation of the shoulder pre and post intervention in patients after stroke

	Pré-intervention			Post-intervention		
	GC	GT	p*	GC	GT	p*
<b>Subluxation of Shoulder (mm)</b>	10.5±0.5	10.5±0.5	0.99	10.5±0.5	6±1	0.05

Note: Valuers are expressed in media ± pattern deviation.

\*p-value to comparison between groups unpaired.

The results of this study collaborate to the studies of Koyuncu et al.<sup>5</sup> and Aras et al.<sup>6</sup> who also had observed decreasing of subluxation of shoulders on patients with low sensibility in half body after treatment with FES associated to the kinesiotherapy.

The reduction of the degree of shoulder subluxation on this present study it's explained by the activation on the stabilizing dynamic muscles that make that happens a bigger cooptation of humerus in the glenoid fosse, decreasing the lesion area.

## CONCLUSION

Based on the study we can conclude that the FES associated with functional motion was effective on the reduction of lesions on the glenoumeral fosse and maintenance of the result by the period of two months after treatment finished on those patients.

## REFERECES

1. Doneux PS, Miyazaki ANM, Lemos PEG, Souza AS, Checchi. Tratamento da luxação recidivante anterior de ombro: uso de enxerto ósseo na deficiência da glenóide. *Rev Bras Ortop.* 1997; 32(9):674-82.
2. Kobayashi H, Onishi H, Ihashi K, Yagi R, Handa Y. Reduction in subluxation and improved muscle function of the hemiplegic shoulder joint after therapeutic electrical stimulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9(5):327-36.
3. Corrêa JP, Borges HC, Lucareli PR, Liebano RE. Estimulação elétrica funcional na subluxação crônica do ombro após acidente vascular encefálico: relato de casos. *Fisioter Pesq.* 2009; 16(1):89-93.
4. Sonde L, Gip C, Fernaeus SE, Nilsson CG, Viitanen M. Stimulation with low frequency transcutaneous electric nerve stimulation increases motor function of the post-stroke paretic arm. *Stand J Rehabil Med.* 1998; 30(1):95-9.
5. Koyuncu E, Nakipoglu YGF, Dogan A, Ozgirin N. The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: a randomized controlled trial. *Disabil Rehabil.* 2010; 32(7):560-66.
6. Aras MD, Gokkaya NKO, Comert D, Kaya A, Cakci A. Shoulder pain in hemiplegia: result from national rehabilitation hospital in Turkey. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004; 83(3):713-9.

## **BENEFÍCIOS DO MÉTODO PILATES NA CAPACIDADE FUNCIONAL DE MULHERES JOVENS SAUDÁVEIS**

Gomes AM, Rodrigues AQ, Martins FLM, Figueiredo PHS, Barbosa AWC

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri – UFVJM, Minas Gerais, Brasil

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

### **INTRODUÇÃO**

O Método Pilates é uma técnica baseada em exercícios que associam força, alongamento e respiração, também denominado de Contrologia ou Arte do Controle. A proposta de Joseph Pilates proporciona um amplo benefício para o corpo humano, estimula a circulação, melhora a flexibilidade e a amplitude de movimento e, dessa forma, melhora a postura e o condicionamento físico e mental.

Os estudos acerca da aplicação do Método Pilates, em sua maioria, objetivaram avaliar os benefícios da intervenção na redução de dor e na melhora do controle postural em determinadas condições de saúde. Porém, os efeitos do método na capacidade funcional não têm sido bem explorados. Nesse sentido, compreender as adaptações cardiovasculares decorrentes da prática deste Método é fundamental na prescrição desta técnica com este fim.

Considerando o exposto, o presente estudo tem como objetivo geral analisar o impacto da realização de um programa de treinamento com o método Pilates na capacidade funcional de mulheres jovens saudáveis.

### **MÉTODOS**

Participaram do estudo 10 mulheres jovens saudáveis e sedentárias, entre 20 e 26 anos, aptas a realizar atividade física. Antes do início da pesquisa, as voluntárias passaram por uma avaliação postural, anamnese física e avaliação ergoexpirométrica durante a realização do *Shuttle Walking Test* (SWT). Foram submetidas a 11 semanas de exercícios específicos do Método Pilates, realizados 2 vezes por semana, que consistiam em Pilates no solo: exercícios “Cem”, “Gato” e “Ponte” e Pilates nos aparelhos: exercício no Reformer: “*arms up and down*”; exercícios no Cadillac: “*Standing on Floor*” e “*Monkey*”; exercícios no Combo: “*Step Down*” e “*Swan Front*”; exercícios no Barrel: “*Climb a Tree*” e “*Leg Extension*”. Após o treinamento, foi realizada nova avaliação ergoexpirométrica durante o *Shuttle Walking Test* para verificar se os exercícios propostos alteraram estatisticamente a capacidade funcional destas voluntárias. Para análise estatística foi utilizado o software *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS versão 17.0). Na caracterização da amostra foi utilizada estatística descritiva. O teste de *Shapiro-Wilk* foi empregado para análise da distribuição normal das variáveis; o teste t *Student* (pareado) para avaliação do impacto do programa de treinamento nas variáveis estudadas e o teste de Correlação de *Pearson* para verificar a linearidade dos dados. Foram consideradas diferenças estatisticamente significativas aquelas cujo *p* se mostrasse menor que 0,05.

### **RESULTADOS**

A distância percorrida no SWT pré-treinamento foi, em média, de 799,32m ± 122,5 e pós-treinamento de 897,45 ± 89,1, sendo esta diferença estatisticamente significativa (*p*=0,005). Quanto ao VO<sub>2</sub>pico, houve uma melhora pós-treinamento quando comparado com o pré, entretanto esta diferença não foi estatisticamente significativa (*p*=0,063). Houve também uma redução estatisticamente significativa da Frequência Cardíaca de Recuperação (FCrec) ao final do SWT após o programa de treinamento (*p*=0,022). Pode-se observar que há uma boa correlação entre a

distância percorrida no SWT pré e pós-treinamento e, ainda, entre a distância percorrida pós e o  $VO_{2pico}$  pós, sendo que este último foi estatisticamente significativo ( $p=0,048$ ).

## DISCUSSÃO

Foram encontrados poucos artigos que verificaram os efeitos do método Pilates em indivíduos saudáveis e com objetivo de avaliar a melhora na capacidade funcional e cardiovascular. Os resultados de uma revisão sistemática de 2011 mostraram fortes evidências nos efeitos do método Pilates para melhorar a flexibilidade e o equilíbrio dinâmico em pessoas saudáveis, mas os autores encontraram evidência moderada quanto ao aumento da resistência muscular. As evidências encontradas no atual trabalho reforçam que o Pilates melhora a resistência cardiovascular.

Não foi encontrado nenhum trabalho que verificasse o  $VO_{2pico}$  para correlacionar com os dados encontrados neste estudo. Apesar de ter apresentado um aumento importante (de 29,84 para 32,08 mL/kg/min, em média), a melhora desta variável não foi estatisticamente significativa ( $p=0,063$ ). Entretanto, além desse aumento, houve uma boa correlação entre a distância percorrida no SWT após o treinamento e o  $VO_{2pico}$  após. Estes resultados apontam uma forte tendência de melhora do  $VO_{2pico}$  e que esta pode não ter sido significativa devido ao pequeno tamanho da amostra.

## CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho mostraram que 11 sessões de exercícios pelo método Pilates desencadeou aumento da distância caminhada no SWT e uma redução da FC<sub>rec</sub>, além de uma tendência a elevação do  $VO_{2pico}$  comparado com os valores anteriores apresentados pelas voluntárias.

Apesar do método Pilates estar sendo pouco utilizado para fins de ganho de condicionamento aeróbico, pode-se inferir através das variáveis estudadas neste trabalho, que este influencia positivamente no condicionamento cardiovascular e na capacidade funcional. Entretanto, estudos que demonstrem estes efeitos do Método Pilates ainda são escassos.

## REFERÊNCIAS

1. Cakmakçi O. The effect of 8 week Pilates exercise on body composition in obese women. *Coll Antropol.* 2011; 35:1045-50.
2. 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;92:2071-81.
3. Ferreira CB, Aidar FJ, Novaes GS. O método Pilates® sobre a resistência muscular localizada em mulheres adultas. *Motriz.* 2007;4:76-81.
4. Guclu-Gunduz A, Citaker S, Irkeç C, Nazliel B, Batur-Caglayan HZ. The effects of Pilates on balance, mobility and strength in patients with multiple sclerosis. *NeuroRehabil.* 2013; Jul.
5. Kloube JA. Pilates for improvement of muscle endurance, flexibility, balance, and posture. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(1):661-7.
6. Küçükçakır N, Altan L, Korkmaz N. Effects of Pilates exercises on pain, functional status and quality of life in women with postmenopausal osteoporosis. *J Body Mov Ther.* 2013;17:204-11.
7. Marés G, Oliveira KB, Piazza MC, Preis C, Bertassoni Neto L. A importância da estabilização central no método Pilates: uma revisão sistemática. *Fisioter Mov.* 2012;25:445-51.

## **BENEFITS OF PILATES METHOD OF FUNCTIONAL CAPACITY IN HEALTHY YOUNG WOMEN**

Gomes AM, Rodrigues AQ, Martins FLM, Figueiredo PHS, Barbosa AWC

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

E-mail of presenter: [alcilene-gomes@hotmail.com](mailto:alcilene-gomes@hotmail.com)

### **INTRODUCTION**

The Pilates Method is a technique based on exercises that combine strength, stretching and breathing, also called Contrology or Art of Control. The proposal of Joseph Pilates provides a wider benefit to the human body, stimulates circulation, improves flexibility and range of motion and thus, improves posture and physical and mental conditioning.

Studies on the application of Pilates, mostly aimed at evaluating the benefits of the intervention in reducing pain and improving postural control in certain health conditions. However, the effects of the method in functional capacity have not been well explored. In this sense, understanding the cardiovascular adaptations resulting from the practice of this method is critical in prescribing this technique for this purpose.

Considering the above, the present study is to analyze the overall impact of the implementation of a training program with Pilates and functional capacity in healthy young women.

### **METHODS**

The study included 10 healthy sedentary young women, between 20 and 26 years old, able to perform physical activity. Before the start of the study, the volunteers underwent a postural assessment, history taking and physical assessment ergoexpiométrica while performing the Shuttle Walking Test (SWT). Underwent 11 weeks of specific exercises of Pilates, performed 2 times per week, consisting of soil Pilates: exercises "Hundred", "cat" and "Bridge" and the Pilates equipment: the Reformer exercise: "Arms up and down"; exercises in Cadillac: "Standing on Floor" and "Monkey"; exercises in Combo: "Step Down" and "Swan Front"; exercises in Barrel: "Climb a Tree" and "Leg Extension". After training, new ergoexpiométrica assessment was conducted during the Shuttle Walking Test to see if the exercises statistically altered the functional capacity of these volunteers. For statistical analysis SPSS software version 17.0 (Statistical Package for Social Sciences) was used. The characterization of the sample descriptive statistics were used. The Shapiro-Wilk test was used to analyze the normal distribution of variables, the paired t test to evaluate the impact of the training program in the studied variables and the Pearson correlation test to check the linearity of the data. Statistically significant differences were those which would prove p less than 0.05.

### **RESULTS**

The distance walked in SWT pre-training was, on average,  $799.32 \pm 122.5$  m and post-training of  $897.45 \pm 89.1$ , with a statistically significant difference ( $p = 0.005$ ). As to the peak VO<sub>2</sub>, there was a post-training improvement when compared with the pre however this difference was not statistically significant ( $p = 0.063$ ). There was also a statistically significant reduction in heart rate recovery (FCrec) SWT after the end of the training program ( $p = 0.022$ ). It can be observed that there is a good correlation between the distance walked in SWT pre and post-training, and also the distance between post and post VO<sub>2</sub>peak, the latter was statistically significant ( $p = 0.048$ ).

## DISCUSSION

Few articles that verified the effects of the Pilates method in healthy subjects and to evaluate the improvement in functional capacity and cardiovascular found. The results of a systematic review 2011 showed strong evidence on the effects of Pilates to improve flexibility and dynamic balance in healthy people, but the authors found moderate evidence as to increase muscle strength . The evidence found in the current study reinforce the Pilates improves cardiovascular endurance . No work that satisfied  $VO_{2peak}$  to correlate with the data found in this study was found. Despite having a significant increase (from 29.84 to 32.08 ml / kg / min on average), the improvement of this variable was not statistically significant ( $p = 0.063$ ). However, beyond this increase, there was a good correlation between the distance walked in SWT after training and after  $VO_{2peak}$ . These results indicate a strong trend of improvement in  $VO_{2peak}$  and that this may not have been significant due to small sample size.

## CONCLUSION

The results of this study showed that 11 sessions of exercises in the Pilates method triggered an increase in the distance walked in SWT and reduced FCrec, plus a tendency to increase  $VO_{2peak}$  compared with previous values given by the volunteers.

Despite the Pilates method was being used for little gain aerobic fitness, it can be inferred through the variables studied in this work, this positively influences cardiovascular fitness and functional capacity, and may even be considered a therapeutic method to prevent diseases cardiovascular. However, studies demonstrating the effects of Pilates are scarce.

## REFERENCES

1. Cakmakçi O. The effect of 8 week Pilates exercise on body composition in obese women. *Coll Antropol.* 2011; 35:1045-50.
2. 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;92:2071-81.
3. Ferreira CB, Aida FJ, Novaes GS. O método Pilates® sobre a resistência muscular localizada em mulheres adultas. *Motriz.* 2007;4:76-81.
4. Guclu-Gunduz A, Citaker S, Irkeç C, Nazliel B, Batur-Caglayan HZ. The effects of Pilates on balance, mobility and strength in patients with multiple sclerosis. *NeuroRehabil.* 2013; Jul.
5. Kloube JA. Pilates for improvement of muscle endurance, flexibility, balance, and posture. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(1):661-7.
6. Küçükçakır N, Altan L, Korkmaz N. Effects of Pilates exercises on pain, functional status and quality of life in women with postmenopausal osteoporosis. *J Body Mov Ther.* 2013;17:204-11.
7. Marés G, Oliveira KB, Piazza MC, Preis C, Bertassoni Neto L. A importância da estabilização central no método Pilates: uma revisão sistemática. *Fisioter Mov.* 2012;25:445-51.

# MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE DESVIOS POSTURAIS DA COLUNA VERTEBRAL UTILIZADOS EM ESTUDOS NACIONAIS: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Silva Filho JN<sup>1</sup>, Da Costa MVC<sup>2</sup>, Alencar B<sup>3</sup>, Soares EA<sup>4</sup>, Delani D<sup>5</sup>

<sup>1,2</sup>Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu (PPGCEE/UGF-RJ)

<sup>3,4</sup>Curso de Educação Física da Universidade Federal de Rondônia (UNIR)

<sup>5</sup>Departamento de Educação Física (DEF-UNIR/RO)

E-mail do apresentador: balencarfl@gmail.com

## INTRODUÇÃO

As doenças relacionadas à coluna vertebral vêm crescendo abruptamente gerando sérios problemas a saúde pública, e gerando um número alto de afastamentos no trabalho<sup>1</sup>. Por haver um aumento na prevalência de desvios posturais, busca-se estabelecer métodos validos e confiáveis de avaliação postural. Com isso, diversos métodos vêm sendo utilizados e aprimorados ao longo dos anos<sup>2</sup>. Acredita-se que investigações sobre a coluna vertebral durante a manutenção da postura corporal podem contribuir com a compreensão do controle postural e, eficácia das intervenções terapêuticas, auxiliando na prevenção e tratamento de problemas causados pela má postura<sup>2,3</sup>. Portanto, o objetivo da presente pesquisa foi verificar quais métodos de avaliação postural da coluna vertebral vêm sendo utilizados nos estudos publicados em periódicos brasileiros.

## MÉTODOS

*Desenho*: uma revisão sistemática<sup>4</sup>, que seguiu as recomendações “PRISMA”<sup>5</sup>. Sendo realizada nas bases de dados: SciELO; PUBMED, e no site de busca *Scholar Google* (G.S), sendo realizada por 3 pesquisadores onde cada um pesquisou em uma base de dados. *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 (Postura/Posture; Coluna/Spine; Doenças da Coluna Vertebral/Spinal Diseases; e Equipamentos de Medição/Measurement Equipment). Houve a devida inserção dos operadores booleanos “AND” e “OR”, e a busca e seleção dos estudos aconteceram em Jan/2014. *Crítérios de inclusão*: para atender o objetivo do estudo, selecionaram-se qualquer tipo de estudos científicos de autores e periódicos nacionais entre os anos de 2013 a Jan/2014, que realizaram alguma avaliação postural especificamente da coluna vertebral. *Crítérios de elegibilidade*: depois de selecionados pelo título, baseou-se na técnica sugerida por Lakatos e Marconi<sup>6</sup>, sendo leitura do resumo, e caso atendesse aos critérios, realizava-se a leitura completa do artigo. *Análise estatística*: verificou-se a frequência através de porcentagem pelo *software* (IBM® SPSS® Statistic, vs 21, Nova York/EUA, 2012).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram contemplados 25 estudos que haviam realizado avaliação postural da coluna vertebral, encontrando-se 06 métodos diferentes de avaliação postural: 1) fotogrametria; 2) Avaliação Postural Visual (APV); 3) Posturógrafo; 4) Posturógrafo e Foto; 5) Raio-X; e 6) Goniometria, vistos na Figura 1, que representa a porcentagem dos métodos utilizados nas avaliações.

Embora em poucos estudos (10%), o método de (raio-X) ainda é utilizados em trabalhos acadêmicos. E, embora seja considerado o “padrão ouro” para avaliação da coluna vertebral, o método também apresenta sérios riscos à saúde das pessoas, por ser invasivo e por expor os



pacientes a danos ao organismo, e já existir relatos de casos que resultaram em óbitos<sup>7</sup>. Buscando não expor os indivíduos a riscos, os estudos buscam métodos validos, confiáveis, práticos e com baixo custo. E dentre os métodos encontrados, alguns são predominantemente qualitativos, porém, com avanço da tecnologia, foram se desenvolvendo métodos que possibilitam melhor mensuração da coluna vertebral, de forma mais rápida e fidedigna, transformando avaliações antes de cunho qualitativo em avaliações predominantemente quantitativas.

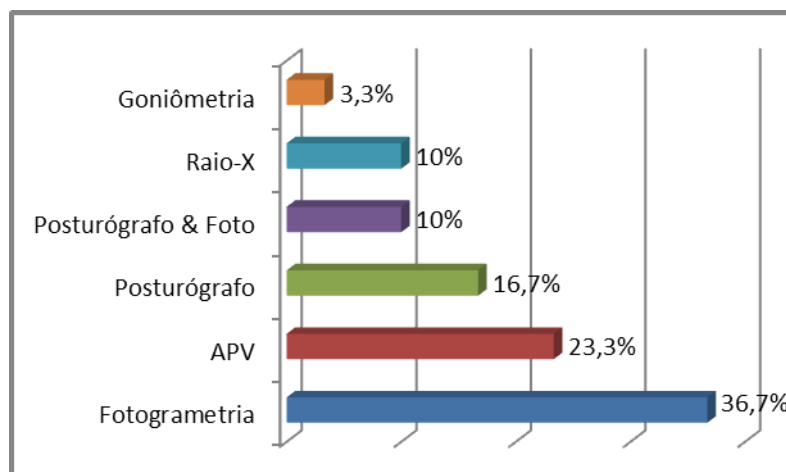


Figura 1 - Porcentagem dos métodos utilizados nas avaliações

O método mais encontrado foi à fotogrametria (36,7%, n=11), que apresenta características predominantemente quantitativas. Justifica-se a maior parte terem utilizados a fotogrametria, tendo em vista que a inserção de imagens e softwares na avaliação postural vem permitindo que as avaliações posturais estimem mais precisamente os desvios posturais<sup>8</sup>, sendo que nas avaliações qualitativas, o período em que o avaliador leva para mensurar o avaliado gera um processo demorado, podendo afetar a confiabilidade da avaliação<sup>3</sup>. Não obstante, fotogrametria já se mostrou superior a APV quando no estudo de Iunes<sup>9</sup>, apresentou maior concordância entre os resultados, e quando testada sua validade e confiabilidade mostrou-se válida e confiável para quantificar assimetrias lineares e angulares entre os segmentos do corpo<sup>8,10</sup>.

## CONCLUSÃO

Os métodos mais utilizados entre os artigos de periódicos nacionais atualmente são: fotogrametria, APV, e posturógrafo, sendo a fotogrametria a que mais apareceu entre os estudos.

## REFERÊNCIAS

1. Barbosa FSS, Gonçalves M. A proposta biomecânica para a avaliação de sobrecarga na coluna lombar: efeito de diferentes variáveis demográficas na fadiga muscular. *Acta Ortop Bras.* 2007; 15(3):132-7.
2. Galo IDC, Namba DM, Soares JR, Malysz T. Análise comparativa das alterações posturais de praticantes regulares de Taekwondo e de indivíduos sedentários. *Ter Man.* 2013; 11(53):319-26.
3. Fortin C, Ehrmann Feldman D, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disabil Rehabil.* 2011; 33(5):367-83.
4. Thomas JR, Nelson JK, Silverman SJ. Métodos de pesquisa em atividade física. Porto Alegre: Artmed; 2012.
5. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *An Int Med.* 2009; 151(4):264-9.
6. Lakatos E, Marconi M. Fundamentos de pesquisa metodológica científica. São Paulo: Atlas; 2003.
7. Caruncho MV. Os efeitos da radiação diagnóstica. *Rev Bras Med Fam Com.* 2011; 6(19):116-7.

8. Iunes D, Castro F, Salgado H, Moura I, Oliveira A, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. Rev Bras Fisioter. 2005; 9(3):327-34.
9. Iunes D, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira A. Análise comparativa entre avaliação postural visual e por fotogrametria computadorizada. Rev Bras Fisioter. 2009; 13(4):308-15.
10. Sacco I, Alibert S, Queiroz BWC, Pripas D, Kieling I, Kimura AA, et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. Rev Bras Fisioter. 2007; 11(5):411-7.

## METHODS OF EVALUATING POSTURAL DEVIATIONS OF THE SPINE USED IN NATIONAL STUDIES: A SYSTEMATIC REVIEW

Silva Filho JN<sup>1</sup>, Da Costa MVC<sup>2</sup>, Alencar B<sup>3</sup>, Soares EA<sup>4</sup>, Delani D<sup>5</sup>

<sup>1,2</sup>Post-graduate studies (PPGCEE / UGF-RJ)

<sup>3,4</sup>Physical Education, Federal University of Rondônia (UNIR/RO)

<sup>5</sup>Physical Education Department (DEF-UNIR/RO)

Presenter's E-mail: Balencarfl@gmail.com

### INTRODUCTION

Those related to the spine diseases have been growing sharply causing serious public health problems, and generating a high number of absences at work<sup>1</sup>. Because there is an increase in the prevalence of postural deviations, we seek to establish valid and reliable methods of postural assessment. Thus, several methods have been used and improved over the years<sup>2</sup>. It is believed that investigations on the spine while maintaining body posture can contribute understanding of postural control, the effectiveness of therapeutic interventions, assisting in the prevention and treatment of problems caused by poor posture<sup>2,3</sup>. Therefore, the aim of this research was to determine which methods of postural assessment of the spine have been used in studies recently published in Brazilian journals.

### METHODS

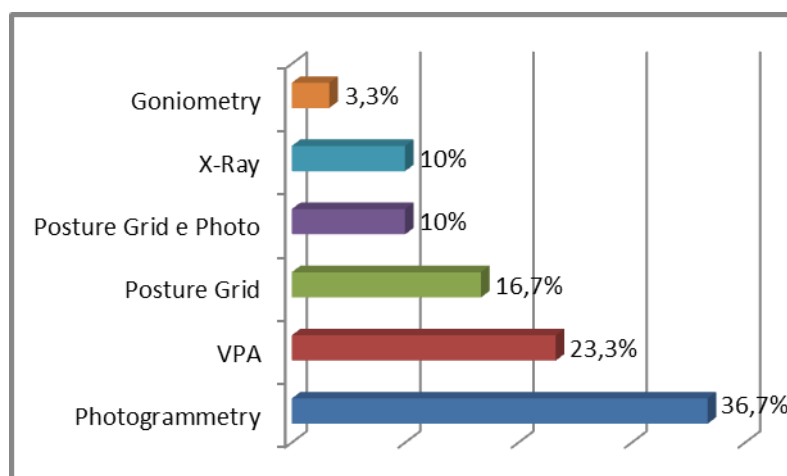
*Design:* This is a systematic review<sup>4</sup>, which followed the recommendations "PRISMA"<sup>5</sup>. Being held in databases: SciELO, PUBMED, and Google Scholar search (G.S), 03 is performed by researchers wherein each searched in a database. *Search Articles:* began with the search for key terms in the Health Sciences Descriptors "DeSC", and the Medical Subject Headings (MeSH), selecting the terms in English and Portuguese (Postura/Posture; Coluna/Spine; Doenças da Coluna Vertebral/Spinal Diseases, e Equipamento de Medição/Measurement Equipment). There was the proper insertion of the Boolean operators "AND" and "OR", and the search and selection of studies took place in Jan/2014. *Inclusion Criteria:* To meet the objective of the study, we selected any scientific studies of authors and national journals between the years 2013 to Jan/2014, we performed a postural assessment specifically of the spine. *Eligibility criteria:* after the selected title was based on the technique suggested by Lakatos; Marconi<sup>6</sup>, read the summary, and if met the criteria, performed to read the full article. Statistical analysis was verified by the frequency percentage by software (IBM® SPSS® Statistic, vs 21, New York/USA, 2012).

### RESULTS AND DISCUSSION

Twenty-five studies that had undergone spinal postural assessment, finding 06 different postural assessment methods were considered: 1) Photogrammetry, 2) Visual Postural Assessment (VPA), 3) Posture Grid; 4) Posture Grid & Photo; 5) X-Ray and 6) Goniometry, seen in Figure 1. What is the percentage of the methods used in reviews.

Although a few studies (10%) the method of computed radiography (X-ray) is still used in academic papers. And although it is considered the "gold standard" for evaluation of the spine, the method also presents serious risks to people's health because it exposes patients to invasive damage to the body, and there is already case reports that resulted in death<sup>7</sup>.

Seeking not expose individuals to risks, the studies seek valid, reliable, practical and low-cost methods. And among the methods available, some are predominantly qualitative, however, with advancement of technology, have been developing methods that enable better measurement of the spine, faster and more reliably, making evaluations before a qualitative study in predominantly quantitative assessments.



**Figure 1** - Percentage of the methods used in reviews

The method further been found to photogrammetry (36.7%, n=11), which has predominantly quantitative characteristics. Justified if most have used photogrammetry, considering that the insertion of images and postural assessment software has allowed the postural assessments, estimate more precisely the postural deviations<sup>8</sup>, and the qualitative assessments, the period the evaluator takes to measure the rated generates a lengthy process and may affect the reliability of the assessment<sup>3</sup>. Nevertheless, photogrammetry has proved superior to AVP when the study Iunes<sup>9</sup>, the highest concordance between the results, and when tested for its validity and reliability proved to be valid and reliable to measure linear and angular asymmetries between body segments<sup>8,10</sup>.

## CONCLUSION

The most widely used methods among journal articles and national today are: photogrammetry, AVP, Posture Grid, and photogrammetry which appeared more among studies.

## REFERENCES

1. Barbosa FSS, Gonçalves M. A proposta biomecânica para a avaliação de sobrecarga na coluna lombar: efeito de diferentes variáveis demográficas na fadiga muscular. *Acta Ortop Bras.* 2007; 15(3):132-7.
2. Galo IDC, Namba DM, Soares JR, Malysz T. Análise comparativa das alterações posturais de praticantes regulares de Taekwondo e de indivíduos sedentários. *Ter Man.* 2013; 11(53):319-26.
3. Fortin C, Ehrmann Feldman D, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disabil Rehabil.* 2011; 33(5):367-83.
4. Thomas JR, Nelson JK, Silverman SJ. Métodos de pesquisa em atividade física. Porto Alegre: Artmed; 2012.
5. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *An Int Med.* 2009; 151(4):264-9.
6. Lakatos E, Marconi M. Fundamentos de pesquisa metodológica científica. São Paulo: Atlas; 2003.
7. Caruncho MV. Os efeitos da radiação diagnóstica. *Rev Bras Med Fam Com.* 2011; 6(19):116-7.

8. Iunes D, Castro F, Salgado H, Moura I, Oliveira A, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. Rev Bras Fisioter. 2005; 9(3):327-34.
9. Iunes D, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira A. Análise comparativa entre avaliação postural visual e por fotogrametria computadorizada. Rev Bras Fisioter. 2009; 13(4):308-15.
10. Sacco I, Alibert S, Queiroz BWC, Pripas D, Kieling I, Kimura AA, et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. Rev Bras Fisioter. 2007; 11(5):411-7.

## **EFEITOS IMEDIATOS DO KINESIO TAPING® NA POTÊNCIA MUSCULAR DO QUADRÍCEPS FEMORAL EM SUJEITOS SAUDÁVEIS: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO**

Lins CAA, Macêdo LB, Locks Neto F, Borges DT, Amorim ABC, Brasileiro JS

Laboratório de Análise da Performance Neuromuscular (LAPERNE)  
Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN)

E-mail do apresentador: caiouzl@hotmail.com

### **INTRODUÇÃO**

O uso das bandagens elásticas tem se destacado, principalmente entre indivíduos fisicamente ativos com objetivo de melhorar o desempenho muscular, sendo que, dentre as mais utilizadas está o *Kinesio Taping*® (KT). Trata-se de uma bandagem elástica funcional com características próprias que quando aplicada sobre ou ao redor dos músculos objetiva assistir e dar suporte funcional, melhorando, dentre outras coisas, o desempenho muscular<sup>1</sup>. A potência muscular hoje é reconhecida como uma medida útil para avaliar este desempenho, pois mede a capacidade de gerar força e também a velocidade do movimento, avaliando componentes neurais e musculares<sup>2</sup>. Tendo em vista que não existe consenso na literatura sobre os efeitos do KT nesta variável, o presente estudo se propõe a analisar os efeitos imediatos da aplicação desta técnica sobre a potência do grupo extensor do joelho de mulheres saudáveis.

### **MÉTODOS**

Sessenta voluntárias saudáveis, do sexo feminino, 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 recrutadas. Inicialmente, todas as voluntárias realizaram aquecimento em uma bicicleta estacionária por cinco minutos, com uma carga de 20W. Logo em seguida foi realizada a avaliação da potência muscular dos extensores do joelho do membro inferior dominante. Após essa avaliação, as voluntárias foram distribuídas aleatoriamente em um dos três grupos, com 20 participantes em cada, a saber: grupo controle, grupo esparadrapo e grupo *kinesio taping*. O grupo controle realizou a avaliação inicial, permanecendo em repouso durante dez minutos, para depois realizar a avaliação final. As voluntárias do grupo *kinesio taping* (KT), após a avaliação inicial, foram submetidas a aplicação do KT (*kinesio tex gold*®) nos músculos Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial (VM), do membro dominante, no sentido longitudinal, de proximal para distal, com 50% de tensão na faixa, como sugerido por Kase et al.<sup>1</sup> Já as voluntárias do grupo esparadrapo foram submetidas à aplicação do esparadrapo impermeável (Cremer® S.A Brasil) também no ventre dos músculos RF, VL e VM. Logo após a intervenção, as voluntárias realizaram a segunda avaliação, idêntica a avaliação inicial. As avaliações (inicial e final) foram realizadas por meio de cinco contrações concêntricas e excêntricas máximas de extensão do joelho a 60°/s, onde a variável analisada foi a potência média, dada em Watts. Para a realização desta avaliação utilizou-se um dinamômetro isocinético computadorizado (*Biodex Multi-Joint System 3*®, *Biodex Biomedical System Inc*, New York, USA). A análise estatística foi realizada por meio do *software* SPSS 20.0. A análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para comparação intragrupos e intergrupos. O teste de esfericidade de *W. Mauchy* foi aplicado e quando violado uma correção técnica foi feita utilizando o teste *Greenhouse-Geisser*. Quando o F do teste foi significativo, o *post hoc* de *Bonferroni* foi aplicado. O nível de significância utilizado foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ) e o intervalo de confiança de 95% (IC 95%).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Não houve alteração significativa na potência muscular extensora do joelho, concêntrica ou excêntrica, quando comparado os valores da avaliação inicial com os da avaliação final, nos três grupos avaliados (Tabela 1).

O KT se propõe, dentre outras coisas, a diminuir dor e edema, aumentar estabilidade articular e melhorar o desempenho muscular<sup>1</sup>. Porém nossos achados indicam que a aplicação do KT no quadríceps femoral não altera a performance muscular, corroborando outras pesquisas,<sup>3,4,5</sup> que têm sugerido que o KT aplicado no quadríceps femoral, não tem efeito imediato no pico de torque concêntrico e excêntrico em sujeitos saudáveis. Nossos achados podem ser explicados por algumas hipóteses. Primeiro, a nossa amostra foi composta apenas por sujeitos saudáveis, sem disfunções neuromusculares; além disso, podemos sugerir que a aplicação da bandagem na superfície da pele não foi capaz de aumentar a população de unidades motoras recrutadas e, conseqüentemente, melhorar o desempenho neuromuscular. Sendo assim, no nosso estudo, tanto o KT quanto o esparadrapo não promoveram alteração significativa na potência muscular, o que leva a concluir que essas técnicas não produziram um estímulo suficiente para influenciar essa variável em mulheres saudáveis.

**Tabela 1** – Valores da média e desvio padrão (DP) das variáveis: potência média concêntrica e excêntrica (Watts), antes e após a aplicação do protocolo nos três grupos: controle, esparadrapo e Kinesio Taping (KT).

Variáveis (n= 20)	CONTROLE				ESPARADRAPO				KT			
	Média ± DP				Média ± DP				Média ± DP			
	PRÉ	PÓS	IC 95%	p	PRÉ	PÓS	IC 95%	p	PRÉ	PÓS	IC 95%	p
Potência média concêntrica (Watts)	76,6 (23,2)	74,3 (19,8)	-11,5 a 16,0	0,58	73,3 (23,5)	74,3 (21,0)	-7,5 a 5,6	0,63	79,6 (18,3)	82,8 (17,3)	-9,5 a 3,2	0,11
Potência média excêntrica (Watts)	56,9 (18,1)	52,8 (21,1)	-5,2 a 13,3	0,16	50,5 (22,3)	53,0 (23,4)	-11,8 a 6,8	0,38	57,0 (14,4)	55,5 (17,5)	-7,9 a 10,8	0,61

Nota: Valores estão expressos em média ± desvio padrão

Legenda: DP= desvio padrão; KT= kinesio taping; IC= intervalo de confiança

## CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo sugerem que a aplicação do KT no músculo quadríceps de mulheres saudáveis não é capaz de aumentar a potência extensora do joelho. Cabe ressaltar que os resultados do presente estudo devem limitar-se a mulheres saudáveis ativas, que praticam atividade física em caráter recreacional.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. (2nd edition). Kinesio Taping Association. 2003.
- 2 – Pojednic RM, Clark DJ, Patten C, Reid K, Phillips EM, Fielding RA. The specific contributions of force and velocity to muscle power in older adults. *Experiment Gerontology* 2012; 23:608-13.
- 3 - Fu TC, Wong A, Pei YC, Wu K, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle Strength in athletes -A pilot study. *J Sci Med Sport*. 2008;11(2):198–201.
- 4 - Vithoulka I, Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science*. 2010;18:1–6.
- 5 – Lins CAA, Locks Neto F, Amorim ABC, Macedo LB, Brasileiro JS. Kinesio Taping<sup>®</sup> does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Ter*. 2013;18:41-45.

# IMMEDIATE EFFECTS OF KINESIO TAPING® IN MUSCLE POWER OF FEMORAL QUADRICEPS IN HEALTHY SUBJECTS: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL

Lins CAA, Macêdo LB, Locks Neto F, Borges DT, Amorim ABC, Brasileiro JS

Laboratory of Analysis of Neuromuscular Performance (LAPERIN)  
Department of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail address: caiouzl@hotmail.com

## INTRODUCTION

The use of elastic tape has excelled, especially among physically active individuals in order to improve muscle performance, and among the most used is the Kinesio Taping® (KT). It is a functional elastic bandage with proper characteristics that when applied over or around the muscles aims to assist and render functional support, improving, among other things, the muscle performance<sup>1</sup>. Muscle power is now recognized as a useful tool to evaluate this performance, once it measures the ability to generate force and also the speed of movement, evaluating neural and muscular components<sup>2</sup>. Considering that there is no consensus in the literature about the effects of KT in this variable, this study aims to examine the immediate effects of the application of this technique on the power of the knee extensor group of healthy women.

## METHODS

Sixty healthy female volunteers, mean age of  $23.3 \pm 2.5$  years old and body mass index (BMI) of  $22.2 \pm 2.1$  Kg/m<sup>2</sup> took part in the study. Initially, all volunteers warmed up on a stationary bicycle for 5 min and a load of 20 W. After the assessment of muscle power of the knee extensors of the dominant lower limbs was performed. After this assessment, the volunteers were randomly distributed into one of three groups of 20 individuals each, namely: control group, nonelastic adhesive tape group and kinesio taping group. The control group underwent initial assessment, remaining under rest for ten minutes, which was followed by a final evaluation. After initial assessment, the kinesio taping (KT) group was submitted to KT application (kinesio tex gold®) to rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and vastus medialis (VM) muscles in the dominant limb, longitudinally, from the proximal to the distal, with 50% tension on the strip, as suggested by Kase et al<sup>1</sup>. Nonelastic adhesive tape was applied to individuals from the nonelastic tape group (Cremer® S.A Brazil) also on RF, VL and VM muscles. Following the intervention, the volunteers underwent a second evaluation, identical to the first. The assessments (initial and final) were performed by five concentric and eccentric contractions of maximum extension of the knee at 60°/s, where the variable analyzed was the average power, given in Watts. For this evaluation we used an isokinetic dynamometer (Biodex Multi-Joint System 3®, Biodex Biomedical System Inc, New York, USA). The analysis of variance for repeated measures (ANOVA) was used for intragroup and intergroup comparison. The W. Mauchly test of sphericity was applied and when it was violated, technical corrections were made using the Greenhouse-Geisser test. When the F test was significant, the analysis using the multiple comparison test of Bonferroni was applied. Significance was set at 5% ( $p \leq 0.05$ ) and the confidence interval of 95% (95% CI).

## RESULTS AND DISCUSSION

There was no significant change in the extensor muscle power of the knee, concentric or eccentric comparing the values of the initial assessment with the final evaluation in three groups (Table 1). The KT proposes, among other things, to decrease pain and swelling, increase joint stability and improve muscle performance<sup>1</sup>. But our findings indicate that the application of KT in



the femoral quadriceps does not change muscle performance, confirming other studies<sup>3,4,5</sup> which have suggested that KT applied to the quadriceps, has no immediate effect on the concentric and eccentric peak torque of healthy subjects. Our findings can be explained by several hypotheses. First, our sample consisted only of healthy subjects without neuromuscular disorders, in addition, we suggest that the application of the bandage on the skin surface was not able to increase the population of motor units recruited and consequently improve neuromuscular performance. Thus, in our study, both the KT as the tape did not cause significant change in muscle power, which leads to the conclusion that these techniques have not produced stimulation to influence this variable in healthy women.

**Table 1** – Means and standard deviations of the variables: concentric and eccentric average power (Watts), pre and post protocol application in the three groups: control, nonelastic adhesive tape and kinesio taping (KT).

Variables (n= 20)	CONTROL				NONELASTIC ADHESIVE TAPE				KT			
	Mean ± SD				Mean ± SD				Mean ± SD			
	PRE	POST	95% CI	p	PRE	POST	95% CI	p	PRE	POST	95% CI	p
Concentric average power (Watts)	76.6 (23.2)	74.3 (19.8)	-11.5 a 16.0	0.58	73.3 (23.5)	74.3 (21.0)	-7.5 a 5.6	0.63	79.6 (18.3)	82.8 (17.3)	-9.5 a 3.2	0.11
Eccentric average power (Watts)	56.9 (18.1)	52.8 (21.1)	-5.2 a 13.3	0.16	50.5 (22.3)	53.0 (23.4)	-11.8 a 6.8	0.38	57.0 (14.4)	55.5 (17.5)	-7.9 a 10.8	0.61

Note: Values are expressed as mean ± standard deviation

Legend: SD= standard deviation; KT= kinesio taping; CI= confidence interval

## CONCLUSION

The results of this study suggest that the application of KT in the quadriceps muscle of healthy women is not able to increase the power of knee extension. It is noteworthy that the results of this study should be limited to healthy active women who engage in recreational physical activity character.

## REFERENCES

- 1 - Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. (2nd edition). Kinesio Taping Association. 2003.
- 2 – Pojednic RM, Clark DJ, Patten C, Reid K, Phillips EM, Fielding RA. The specific contributions of force and velocity to muscle power in older adults. *Experiment Gerontology* 2012; 23:608-13.
- 3 - Fu TC, Wong A, Pei YC, Wu K, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle Strength in athletes -A pilot study. *J Sci Med Sport*. 2008;11(2):198–201.
- 4 - Vithoulka I, Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science*. 2010;18:1–6.
- 5 – Lins CAA, Locks Neto F, Amorim ABC, Macedo LB, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Ter*. 2013;18:41-45.

## EFEITOS DA QUIROPRAXIA NA FLEXIBILIDADE E MOBILIDADE DA COLUNA VERTEBRAL EM BAILARINAS

Macêdo LC, Silva EKR, Sousa HLL, Santino TA, Medeiros MS, Vasconcelos DA

Departamento de Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba – UEPB  
E-mail do apresentador: eujessika\_my@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUÇÃO

A prática do *ballet* exige a adoção de posições que podem oferecer sobrecarga ao sistema musculoesquelético do bailarino, podendo levar a adaptações posturais que ocasionem quadros álgicos, e apresentarem um elevado grau de hiper mobilidade articular que prejudiquem o seu desempenho.

O ajuste quiroprático, é objetivo e obedece a uma linha de correção, gerando um processo de restauração da funcionalidade do sistema, melhorando a mobilidade articular e restaurando os movimentos em todos os planos anatômicos<sup>1</sup> e melhorando a flexibilidade global<sup>2</sup> e a mobilidade da coluna vertebral<sup>3</sup>. Dessa forma a quiropraxia se apresenta como opção de tratamento para a melhora física funcional corporal, podendo influenciar no desempenho das praticantes do balé.

O presente estudo teve como objetivo avaliar os efeitos da quiropraxia na flexibilidade e mobilidade da coluna vertebral em bailarinas

### MÉTODOS

O estudo caracteriza-se com ensaio clínico, foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UEPB (CAAE 25223213.2.0000.5187) e realizado no Studio de Dança Fernanda Barreto na cidade de Campina Grande, Paraíba, Brasil. A amostra foi composta por 11 alunas do nível intermediário do ballet clássico, com idade entre 12 a 19 anos de idade. Seriam considerados critérios de exclusão, a presença de deformidades ortopédicas estruturais, realização prévia de cirurgia na coluna vertebral, presença de déficit cognitivo.

Para a avaliação da flexibilidade foram utilizadas medidas do ângulo túbio-társico em posição neutra (ângulo túbio-társico 1) e mediante flexão anterior do tronco (ângulo túbio-társico 2) através de goniômetro clínico. E foi realizado o teste de sentar-alcançar, adaptado, por meio do banco de Wells.

Para avaliar a mobilidade lombo-sacral e torácica, foram utilizados os índices de *Shobber e Otto*, respectivamente. Para registrar esses índices, foram feitas marcações verticais, com lápis dermatográfico, na coluna vertebral e realizadas medições com o indivíduo na posição neutra e mediante realização da flexão anterior do tronco, sem flexionar os joelhos. Os valores dos índices são obtidos pela diferença entre a medida realizada na posição neutra e a medida realizada na flexão anterior do tronco. As marcações foram realizadas nos seguintes pontos: bordo superior do sacro e dez centímetros acima dessa marcação (índice de *Schobber*); sétima vértebra cervical e 12ª vértebra torácica (índice de *Otto*).

Após as avaliações foi realizada intervenção com o tratamento quiroprático composto pelo Protocolo Básico de Quiropraxia, idealizado por Souza<sup>4</sup> e pelos ajustes específicos quiropráticos propostos por Vasconcelos<sup>5</sup>. Em seguida foi realizada uma reavaliação, para efeitos de comparação.

Os dados foram analisados estatisticamente de forma descritiva, através dos valores de média, desvio-padrão, mediana, valor mínimo e valor máximo, e inferencial, através dos testes de *Shapiro-Wilk*, para verificação da normalidade amostral, e do teste de *Wilcoxon* para comparação dos dados antes de depois da intervenção, adotando 5% de nível de significância para aceitação da hipótese nula.

## RESULTADO E DISCUSSÃO

A média de idade da amostra foi de  $15,6 \pm 2,5$  anos (idade mínima de 12 e idade máxima de 19 anos). A maioria (90%) pratica ballet há mais de 5 anos, por mais de 4 dias na semana.

**Tabela 1** - Flexibilidade corporal e mobilidade da coluna vertebral

	ÂTT_1 (°)		ÂTT_2 (°)		Wells (cm)		Schober(cm)		Otto (cm)	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Média	92,54	94,54	100,72	102	48,06	49,4	6,09	4,86	3,60	3,36
DP	2,38	2,20	3,25	2,36	3,48	3,49	0,99	1,45	1,22	1,50
Mediana	92	94	100	102	48,8	50	6	5	3,7	4
Mínimo	90	90	96	98	40,2	43,6	4,5	2	1,5	1
Máximo	98	98	106	106	52,2	53,6	7,5	6,5	5,5	5

Legenda: DP = desvio padrão; Pré = antes do atendimento quiroprático; Pós = depois do atendimento quiroprático; ÂTT\_1 = ângulo tíbio-társico em posição neutra; ÂTT\_2 = ângulo tíbio-társico em flexão anterior do tronco; Wells = banco de Wells.

Os dados mostraram-se paramétricos, entretanto devido ao número reduzido da amostra, foi utilizado o teste de *Wilcoxon* para comparação das variáveis, bem como a análise da mediana e dos valores mínimo e máximo como medida de tendência central e de dispersão respectivamente. Na avaliação inicial foi encontrada mobilidade lombar aumentada (*Schober*\_Pré = 6cm; 4,5 – 7,5cm), comparada ao limite normal (até 5 centímetros) do Índice de Schober<sup>6</sup> e ângulo tíbio-társico (ÂTT\_1 = 92°; 90 – 98°) maior que a medida angular normal de 90° para essa articulação<sup>7</sup>. Isso pode ser explicado pela sobrecarga de demandas físicas pertinentes ao movimento, exigido na prática do ballet, o que pode levar a um alto índice de lesões nas participantes<sup>8</sup>.

A aplicação do protocolo quiroprático resultou em um aumento na flexibilidade corporal, no ângulo tíbio-társico ( $p=0,012$ ) e banco de *Wells* ( $p=0,009$ ), e diminuição na mobilidade da coluna vertebral através do Índice de *Schober* ( $p=0,036$ ) e de *Otto* ( $p=0,03$ ), que pode ser explicado pela eliminação do componente cinesiopatológico do complexo de subluxação vertebral<sup>1</sup> que promoveu uma diminuição de 20% da mobilidade lombar, atingindo um valor dentro da normalidade do Índice de Schober<sup>6</sup>. Esse fato pode ter auxiliado na melhora da estabilidade lombar e provocado o aumento da flexibilidade global, como compensação da mobilidade corporal.

Um estudo<sup>3</sup> semelhante, realizado com 30 pacientes com enfermidades da coluna vertebral, verificou que a quiropraxia contribuiu para a diminuição da dor e melhora da mobilidade da coluna vertebral, havendo um aumento da flexibilidade da cadeia tônica miofascial posterior.

Outro estudo<sup>2</sup> com amostra de 64 portadores de dor vertebral com idade entre 20 e 60 anos, inferiu que um protocolo quiroprático de tratamento promoveu redução da sintomatologia dolorosa, redução da discrepância entre membros inferiores e melhora da flexibilidade global.

## CONCLUSÃO

Os resultados mostraram que a aplicação do protocolo quiroprático resultou em um aumento na flexibilidade corporal e diminuição na mobilidade da coluna vertebral para a amostra estudada.

## REFERÊNCIAS

1. Keller TS, Colloca JC, Moore JC, Gunzburg R, Harrinson D. Increased multiaxial lumbar motion responses during multiple-impulse mechanical force manually assisted spinal manipulation. *Chiropr Osteopat.* 2006;14(1):2-8.
2. Macêdo LC, Ribeiro CD, Silva Junior JR, Silva Júnior WR, Vasconcelos DA. Alterações imediatas da flexibilidade global mediante protocolo quiroprático. *Rev Ter Man.* 2008; (26):201-5.
3. Macêdo LC, Silva Junior JR, Silva Júnior WR, Vasconcelos DA. Efeitos imediatos da quiropraxia na flexibilidade da cadeia tônica miofascial posterior. *Rev Unipê.* 2008;7(3):105-8.

4. Souza MM. Manual de Quiropraxia: ciência e arte de curar com as mãos. São Paulo: Ibraqui, 2006.
5. Vasconcelos DA. Quiropraxia: técnicas da coluna vertebral. João Pessoa: JCR, 2008.
6. Magee D. Avaliação musculoesquelética. 4ª edição. Barueri: Manole, 2007.
7. Souchard PE. Fundamentos da Reeducação Postural Global: princípios e originalidade. São Paulo: Realizações, 2003.
8. Pappas E, Hagins M. The effects of “raked” stages on standing posture in dancers. J Dance Med Sci. 2008; 2(12):54-8.

## CHIROPRACTIC EFFECTS OVER FLEXIBILITY AND MOBILITY IN THE SPINE OF CLASSICAL BALLET DANCERS

Macêdo LC, Silva EKR, Sousa HLL, Santino TA, Medeiros MS, Vasconcelos DA

Department of Physiotherapy of State University of Paraíba – UEPB  
E-mail of lecturer: [eujessika\\_my@hotmail.com](mailto:eujessika_my@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Ballet practice demands adoption of positions that may offer overload to the musculoskeletal system of the ballet dancer, which might lead to postural adaptations that come to cause painful situations, and present a high level of articular hypermobility spoiling his/her performance.

Chiropractic adjustment is objective and follows a correction line, generating a restoring process of the system functionality, improving articular mobility, and restoring movements in all anatomic plans<sup>1</sup>, improving global flexibility<sup>2</sup>, and spine mobility<sup>3</sup>. This way, chiropractic comes up as a treatment option for physical functional body improvement, and being able to have influence over the performance of ballet dancers.

The present study aimed to evaluate the effects of chiropractic on flexibility and mobility of ballerinas' spine.

### METHODS

The study shown up as a clinic essay, it was approved by the Ethic and Research Committee of UEPB (CAAE 25223213.2.0000.5187) and made in the Fernanda Barreto Dancing Studio, in the city of Campina Grande, Paraíba, Brazil. The sample was compound of 11 students in the intermediate level of classic ballet, with an age group from 12 to 19 years old. It would be considered as an exclusion criteria the presence of structural orthopedic deformities, previous surgery acts in spine, and presence of cognitive deficit.

To evaluate the flexibility, measures of tibio-tarsal angles were used in neutral position (tibio-tarsal angle 1) and by anterior flexion of the trunk (tibio-tarsal angle 2) through clinic goniometer. Also, the sitting-reaching test was made, adapted with the Wells bench.

To evaluate lumbosacral and toracic mobility, we used Shobber and Otto index, respectively. In order to register that index, vertical marks were done with dermatograph pencils on the spine, and measures were made with the individuals in neutral position, and by anterior flexion of the trunk, without flexing the knees. The index values are obtained by the difference between the measures in neutral position in the anterior flexion of the trunk. The marks were done in the following spots: upper edge of the sacrum and ten centimeters above this mark (Schobber index); seventh cervical vertebra and 12th trunk vertebra (Otto index).

After the evaluations, an intervention was made with chiropractic treatment compound by Chiropractic Basic Protocol, idealized by Souza (2006)<sup>4</sup> and by chiropractic specific adjustments proposed by Vasconcelos (2008)<sup>5</sup>. Afterwards, a new evaluation was conducted for comparison effects.

The data were analysed using descriptive statistics, with average value, standard deviation, median, maximum value and minimum value, and inferential statistics using the Shapiro-Wilk test to assess the normal distribution, and the Wilcoxon test to compare the results before and after treatment, adopting 5% of significant level to accept the null hypothesis.

### RESULTS AND DISCUSSION

The average age of the sample was  $15,6 \pm 2,5$  anos years old (minimum age of 12 years old and maximum of 19 years old). Most (90%) dances ballet for over 5 years, more than 4 days a week.

Table 1. Body flexibility and mobility of the spine.

	TTA_1 (°)		TTA_2 (°)		Wells (cm)		Schober(cm)		Otto (cm)	
	Before	After	Before	After	Before	After	Before	After	Before	After
Average	92,54	94,54	100,72	102	48,06	49,4	6,09	4,86	3,60	3,36
SD	2,38	2,20	3,25	2,36	3,48	3,49	0,99	1,45	1,22	1,50
Median	92	94	100	102	48,8	50	6	5	3,7	4
Minimum	90	90	96	98	40,2	43,6	4,5	2	1,5	1
Maximum	98	98	106	106	52,2	53,6	7,5	6,5	5,5	5

Legend: SD = standard deviation; Before = before chiropractic assistance; After = after chiropractic assistance; TTA\_1 = tibio-tarsal angle in neutral position; TTA\_2 = tibio-tarsal angle in previous trunk flexion; Wells = Wells' bench.

The results showed parametric statistics, therefore we used Wilcoxon to compare the scores with median, minimum and maximum values. In the initial evaluation a higher lumbar mobility was found (Schober\_Before = 6cm; 4,5 – 7,5cm), compared to normal limit (up to 5 centimeters) of Schober index<sup>6</sup> and tibio-tarsal angle (TTA\_1 = 92°; 90 – 98°) bigger than normal angle measurement of 90° for this articulation<sup>7</sup>. That may be explained by the overload of physical demand due to movements required in ballet practice, which may lead to a high rate of harm among dancers.

The application of chiropractic protocol resulted in an increase of body flexibility, tibio-tarsal (p=0,012) and Wells bench (p=0,009), and decrease of mobility of the spine, Schober index (p=0,036) and Otto index (p=0,3), which may be explained by elimination of the kinesio-pathological component of the vertebral subluxation complex<sup>1</sup> which provided a decrease of 20 % on the lumbar mobility, reaching a value within normality of Schober index<sup>6</sup>. This fact may have improved stability of lumbar spine, and led to an increase of global flexibility, as a compensation of body mobility.

A similar study<sup>3</sup> made with 30 patients having spine impairment observed that chiropractics helped the decrease of pain, and improved spine mobility, showing flexibility increase of posterior myofascial tone chain.

Another study<sup>2</sup> with samples of 64 people suffering with vertebral pain, aged from 20 to 60 years old, inferred that a chiropractic protocol of treatment provided decrease of painful symptoms, reduction of discrepancy in the lower members and improvement of global flexibility.

## CONCLUSION

The results showed that the application of chiropractic protocol resulted in an increase of body flexibility, and decrease of spine mobility to the studied sample.

## REFERENCES

1. Keller TS, Colloca JC, Moore JC, Gunzburg R, Harrinson D. Increased multiaxial lumbar motion responses during multiple-impulse mechanical force manually assisted spinal manipulation. *Chiropr Osteopat.* 2006;14(1):2-8.
2. Macêdo LC, Ribeiro CD, Silva Junior JR, Silva Júnior WR, Vasconcelos DA. Alterações imediatas da flexibilidade global mediante protocolo quiroprático. *Rev. Ter. Man.* 2008; 6(26): 201-5.
3. Macêdo LC, Silva Junior JR, Silva Júnior WR, Vasconcelos DA. Efeitos imediatos da quiropraxia na flexibilidade da cadeia tônica miofascial posterior. *Rev. Unipê.* 2008; 7(3): 105-8.
4. Souza MM. *Manual de Quiropraxia: ciência e arte de curar com as mãos.* São Paulo: Ibraqui, 2006.
5. Vasconcelos DA. *Quiropraxia: técnicas da coluna vertebral.* João Pessoa: JCR, 2008.
6. Magee D. *Avaliação musculoesquelética.* 4ª edição. Barueri: Manole, 2007.
7. Souchard PE. *Fundamentos da Reeducação Postural Global: princípios e originalidade.* São Paulo: Realizações, 2003.
8. Pappas E, Hagins M. The effects of “raked” stages on standing posture in dancers. *J Dance Med Sci.* 2008; 2(12): 54-8.

# ANÁLISE DOS PADRÕES DE CAMINHADA NAS CONDIÇÕES DE VISÃO NORMAL E DE LUMINOSIDADE REDUZIDA

Pivetta FM<sup>1</sup>, Brito E<sup>1</sup>, Silveira MC<sup>2</sup>, Mota CB<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS

<sup>3</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

E-mail do apresentador: [franciele\\_mp@hotmail.com](mailto:franciele_mp@hotmail.com)

Web: <http://www.cobec2014.com.br>

## INTRODUÇÃO

O sistema visual é importante para manter a estabilidade, dar orientação de direção e evitar obstáculos durante a locomoção. A percepção visual também é importante para orientar a posição corporal e os movimentos dos membros, a fim de ajustar a colocação dos pés e a velocidade da caminhada<sup>1,2</sup>.

Em uma população que apresente deficiência visual, há a possibilidade de o problema afetar suas capacidades motoras e sensoriais<sup>3</sup>. Sendo assim, seria de fundamental importância verificar se ocorrem mudanças na execução de atividades funcionais, tal como o caminhar, em pessoas submetidas a diferentes condições de visão. Portanto, o presente estudo visa determinar se a luminosidade reduzida modifica a caminhada de pessoas que possuem visão normal.

## MÉTODOS

10 adultos saudáveis (idade:  $25,6 \pm 3,3$  anos; massa:  $77,1 \pm 18,6$  kg; estatura:  $176,4 \pm 8,2$  cm) participaram voluntariamente do estudo. Todos os participantes possuíam boa acuidade visual, equivalente ao resultado 20/20 no teste de *SNELLEN* realizado antes das coletas dos dados.

Os participantes foram orientados a caminhar descalços em um percurso de cinco metros, livre de obstáculos e na sua velocidade preferida. Nenhuma instrução ou tarefa adicional foi dada aos participantes, eles apenas foram instruídos a atravessar o percurso. Todos os sujeitos caminharam submetidos a duas diferentes condições visuais: visão normal e visão 5%, cumprindo duas tentativas para cada condição. Na condição de visão 5%, o participante caminhou utilizando uma máscara envolvida por película automotiva (Figura 1), permitindo a passagem de 5% de luz até o olho. A ordem das condições foi randomizada antes do experimento sem qualquer tempo de intervalo entre ambas. Uma tentativa foi realizada para cada condição antes das tentativas válidas para familiarizar os sujeitos com as máscaras, mas elas não foram incluídas na análise. Adicionalmente, o nível de luz ambiente foi controlado entre 200 e 600 lux para todos os indivíduos, variando nesta faixa em função da disposição das luminárias no ambiente.

Para descrever o controle da caminhada, o sistema *VICON* de cinematria foi utilizado, com sete câmeras de infravermelho capturando 39 marcadores reflexivos anexados em pontos anatômicos dos participantes. A posição dos marcadores permitiu ainda ao programa fazer o cálculo do centro de massa (COM) de cada indivíduo. A frequência de amostragem do sistema foi ajustada em 100 Hz e, para as análises, os dados cinemáticos passaram por um filtro passa-baixas *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte ajustada em 8 Hz.

As variáveis que descreveram o padrão da caminhada foram o comprimento de passo (Passo), os tempos de apoio simples (TAS) e duplo (TAD), além da velocidade média do COM ( $COM_{VEL}$ ) para percorrer o percurso. Para estatística, o valor médio dessas variáveis nas duas tentativas de caminhada em cada condição visual foi adotado. A normalidade dos dados foi confirmada através do teste de *Shapiro-Wilk*, assim as variáveis foram comparadas entre condições

visuais através do teste T de *Student* para amostras pareadas. O nível de significância adotado para todos os testes foi de 5%.



**Figura 1** – Máscara utilizada para redução da luminosidade durante a caminhada.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados apresentaram que todas as variáveis de caminhada não tiveram diferença significativa entre as duas condições visuais (Tabela 1). Então, os padrões da marcha foram mantidos mesmo ao andar com redução da luminosidade.

**Tabela 1** – Comparação das variáveis de caminhada na condição de visão normal de luminosidade reduzida

Passo (cm)			TAS (s)			TAD (s)			COM <sub>VEL</sub> (m/s)		
VN	V5	p	VN	V5	p	VN	V5	p	VN	V5	p
72,12	70,82	0,32	0,43	0,43	0,46	0,09	0,09	0,99	1,40	1,36	0,38
±	±		±	±		±	±		±	±	
6,25	6,25		0,02	0,04		0,02	0,02		0,16	0,22	

Nota: Valores estão expressos em média ± desvio padrão.

Legenda: VN = visão normal; V5 = visão com 5% de luminosidade; p-valor = valor de significância; Passo = comprimento de passo; TAS = tempo de apoio simples; TAD = tempo de apoio duplo; COM<sub>VEL</sub> = velocidade média do centro de massa.

A ausência de diferenças pode ter acontecido devido à baixa perturbação induzida pela máscara. Como esta perturbação não teve obstáculos no ambiente é possível que os participantes tenham superado o desafio imposto. Adicionalmente, como o sistema visual possui capacidade de adaptação<sup>1</sup>, é possível que os participantes tenham se acostumado com a condição de luminosidade reduzida ao longo do teste.

A privação visual em adultos saudáveis é responsável por aumentar os tempos de apoio, além de diminuir a velocidade da marcha e o comprimento de passo<sup>2,3</sup>. Como a velocidade de caminhada é determinante no comportamento das demais variáveis, é possível que apenas a manutenção da COM<sub>VEL</sub> tenha conservado o padrão da marcha apesar da redução de luminosidade.

## CONCLUSÃO

Portanto, pode-se concluir que a redução dos níveis de luz não trouxe alterações no padrão da marcha para os adultos do presente estudo.

## REFERÊNCIAS

1. Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & Post.* 1997;5(1):54-69.
2. Hallemans A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. Step-time parameters. *Gait & Post.* 2009; 30(1):55-9.
3. Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait & Post.* 2010; 32(4):547-51.



## ANALYSIS OF THE WALKING PATTERN IN CONDITIONS OF NORMAL VISION AND OF REDUCED LUMINOSITY

Pivetta FM<sup>1</sup>, Brito E<sup>1</sup>, Silveira MC<sup>2</sup>, Mota CB<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Physical Education Department of Federal University of Santa Maria – UFSM

<sup>2</sup>Federal University of Rio Grande do Sul – UFRGS

<sup>3</sup>Physical Education Department of Federal University of Santa Maria – UFSM

E-mail: [franciele\\_mp@hotmail.com](mailto:franciele_mp@hotmail.com) Web: <http://www.cobec2014.com.br>

### INTRODUCTION

The visual system is important to maintain stability, to give direction orientation and to avoid obstacles during the locomotion. The visual perception is also important to guide the body position and the movement of the limbs, in order to adjust the feet placement and the walking velocity<sup>1,2</sup>.

In a population that has visual impairment, there is a possibility that the problem could affect motor and sensorial capacities<sup>3</sup>. Thus, it could be of main importance to verify if changes occur on the execution of functional activities, such as walking, in people submitted at different visual conditions. Therefore, the present study aims to determine if the reduced luminosity changes the gait of people that have normal vision.

### METHODS

10 healthy adults (age:  $25.6 \pm 3.3$  years; mass:  $77.1 \pm 18.6$  kg; height:  $176.4 \pm 8.2$  cm) participated voluntarily of the study. All the participants had good visual acuity, equivalent to 20/20 of SNELLEN test realized before the data collection.

The participants were asked to walk barefoot in a five meters walkway, free of any type of obstacles and in their preferred speed. No additional instructions or tasks were given to the participants, they were only instructed to walk across the walkway. All the subjects walked submitted in two different visual conditions: normal vision and vision 5%, performing two trials for each condition. At vision 5% condition, the participant walked using a mask involved by automotive film (Figure 1), allowing 5% of light passage until the eye. The order of the conditions was randomized before the data collection without any time intervals between them. One attempt was realized for each condition before the valid trials to familiarize the subjects with the masks, but they were not included on the data analyzed. Additionally, the environment light level was controlled between 200 lux and 600 lux for all the individuals, changing in function of the light lamps position on the room.

To describe the walking control, the VICON kinematic system was used with seven infrared cameras making the capture of 39 reflexive markers placed in body landmarks of the subjects. The markers position also allowed the system to calculate the center of mass (COM) of each individual. The sample frequency of the system was adjusted at 100 Hz and, for the analysis, the kinematic data passed into a low pass fourth order Butterworth filter, with cutoff frequency set at 8 Hz.

The variables that described the walking pattern were the step length (Step), the single stance time (SST) and the double stance time (DST), besides the mean velocity of the COM to cross the walkway. For statistics, the mean value of these variables in the two walking trials was adopted for each visual condition. The data normality was confirmed by Shapiro Wilk test, thus the variables were compared between visual conditions by Student T test for paired samples. The significance level adopted for all tests was 5%.



Figure 1 – Mask used to reduce the luminosity during walking.

## RESULTS AND DISCUSSION

The results showed that all walking variables had no differences between the two visual conditions (Table 1). Then, the gait patterns were maintained even walking with reduced luminosity.

Table 1 – Comparison of the walking variables between the conditions of normal vision and of reduced luminosity.

Step (cm)			SST (s)			DST (s)			COM <sub>VEL</sub> (m/s)		
NV	V5	p	NV	V5	p	NV	V5	p	NV	V5	p
72.12	70.82		0.43	0.43		0.09	0.09		1.40	1.36	
±	±	0.32	±	±	0.46	±	±	0.99	±	±	0.38
6.25	6.25		0.02	0.04		0.02	0.02		0.16	0.22	

Note: Values are expressed in mean ± standard deviation.

Legend: NV = normal vision; V5 = vision with 5% of luminosity; p-value = significance value; Step = step length; SST = single stance time; DST = double stance time; COM<sub>VEL</sub> = mean velocity of the center of mass.

The absence of differences could be occurred due the low perturbation induced by the mask. As this perturbation had not any obstacles on the environment, it is possible that the participants had overcome the challenge imposed. Additionally, as the visual system has capacity of adaptation<sup>1</sup>, it is possible that the participants became accustomed with the reduced luminosity condition over the test.

The visual deprivation in healthy adults is responsible by increasing the stance time and decreasing the gait velocity and the step length<sup>2,3</sup>. As the gait velocity is crucial on the behavior of other variables, it is possible that only the maintenance of COM<sub>VEL</sub> could keep the same gait pattern despite the luminosity reduction.

## CONCLUSION

Therefore, it can be concluded that the reduction of the light levels induced no changes on walking pattern of the adults of the present study.

## REFERENCES

1. Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & Post.* 1997;5(1):54-69.
2. Halleman A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. Step-time parameters. *Gait & Post.* 2009;30(1):55-9.
3. Halleman A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait & Post.* 2010;32(4):547-51.

## **EFEITO DA CRIOTERAPIA NO MOVIMENTADO JOELHO APÓS O SALTO UNIPODAL: ANÁLISE CINEMÁTICA**

Cesário MD, Macedo CSG, GuirroRRJ

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil  
E-mail do apresentador: mauricio.cesario@usp.br

### **INTRODUÇÃO**

A crioterapia é uma forma comum de tratamento para atletas de elite e amadores. É utilizada com frequência em lesões músculo-esqueléticas agudas, com objetivos terapêuticos específicos<sup>1</sup>. A aplicação terapêutica da crioterapia reduz gradativamente a transmissão de impulsos nos nervos sensitivos, em função da redução na velocidade de condução das fibras nervosas<sup>2</sup>. O efeito da crioterapia na resposta sensorio-motora tem sido investigado por diminuir a velocidade da condução nervosa, estando associada à deficiência da via aferente, integração central e via eferente. Portanto, esse recurso tem sido apresentado como um fator de diminuição da informação proprioceptiva do joelho, predispondo atletas a recidivas de lesões (entorses)<sup>3</sup>. Assim, a hipótese do presente estudo é que o resfriamento do tornozelo e pé contribua para a piora do controle motor do joelho no salto unipodal. Portanto, o objetivo do estudo é avaliar a influência da crioterapia na cinemática angular do joelho de atletas na aterrissagem do salto unipodal.

### **MÉTODOS**

Foram recrutados 16 voluntários (8 atletas de basquetebol e 8 indivíduos ativos, não atletas). Para a captação dos dados cinemáticos da aterrissagem do salto unipodal foi utilizado o sistema de câmeras *Qualisys Pro-Reflex - MCU 240*<sup>®</sup>, constituído de oito câmeras. Para cinemática angular do joelho foram estabelecidos os pontos reflexivos da cabeça da fíbula, epicôndilo lateral do fêmur, epicôndilo medial do fêmur e trocânter maior do fêmur. Os dados foram processados em rotinas implementadas no *software Matlab*<sup>®</sup>. Para a coleta da cinemática do joelho foram consideradas as imagens no instante da aterrissagem do salto unipodal. Foram desenvolvidos três saltos verticais em apoio unipodal com o membro inferior dominante, sendo utilizada a média dos três saltos para a análise estatística. Ocorreu um repouso de 30 segundos entre os saltos.

Após a coleta inicial dos dados cinemáticos do salto, os sujeitos foram posicionados sentados, com as articulações do quadril, joelho e tornozelo, do membro inferior acometido, a 90 graus. Na sequência foram submetidos à crioterapia por imersão com lâmina de água de 20 centímetros, por 20 minutos. A temperatura da água foi controlada por um termômetro digital infravermelho com temperatura de  $4 \pm 2$  graus Celsius durante toda a aplicação<sup>4</sup>. Imediatamente após o término da aplicação da crioterapia e aos 10, 20 e 30 minutos foi repetida a mesma coleta descrita anteriormente para a análise cinemática do joelho. O estudo foi aprovado pelo Comitê de ética em Pesquisa da FMRP/USP (Parecer N° 2968/2010) e cadastrado no *ClinicalTrials.gov* (NCT01870414).

Para análise estatística, foi empregada a análise de variância com dois critérios (ANOVA two-way, 2 grupos x 5 tempos) seguido do *post hoc Bonferroni*. Foi considerado um nível de significância de 5%.

### **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Os resultados da análise cinemática do joelho no momento da aterrissagem do salto unipodal estão apresentados nas Tabelas 1, 2 e 3. Não foi constatada diferença significativa nas comparações ao longo do tempo e entre os grupos ( $p > 0,05$ ).

**Tabela 1** - Valores médios (desvio-padrão) do movimento de flexão, em graus, do joelho após aterrissagem do salto unipodal, nos momentos pré e pós-aplicação da crioimersão do pé e tornozelo.

	Pré	Pós-Imediato	Pós 10 min	Pós 20 min	Pós 30 min
<b>Atletas</b>	14,88(8,67)	14,16(8,12)	15,08(8,89)	13,83(7,33)	13,81(7,76)
<b>Não atletas</b>	19,61(12,59)	19,55(11,07)	19,82(13,31)	20,49(12,02)	17,16(10,94)

**Tabela 2** - Valores médios (desvio-padrão) do movimento de adução (valgo), em graus, do joelho após aterrissagem do salto unipodal, nos momentos pré e pós-aplicação da crioimersão do pé e tornozelo.

	Pré	Pós-Imediato	Pós 10 min	Pós 20 min	Pós 30 min
<b>Atletas</b>	35,70(9,55)	34,82(11,09)	33,33(13,73)	32,40(13,38)	32,79(13,41)
<b>Não atletas</b>	42,57(10,84)	41,92(9,22)	42,61(11,04)	43,60(11,47)	43,82(10,77)

**Tabela 3** - Valores médios (desvio-padrão) do movimento de rotação externa, em graus, do joelho após aterrissagem do salto unipodal, nos momentos pré e pós-aplicação da crioimersão do pé e tornozelo.

	Pré	Pós-Imediato	Pós 10 min	Pós 20 min	Pós 30 min
<b>Atletas</b>	24,66(11,97)	25,38(13,62)	25,78(12,65)	26,13(14,92)	25,45(15,59)
<b>Não atletas</b>	33,75(11,80)	35,49(8,85)	33,38(13,19)	33,83(11,59)	30,02(11,32)

Os resultados de presente estudo estabeleceram que na aterrissagem do salto unipodal os atletas e não atletas apresentaram o mesmo padrão de movimento na articulação do joelho após a crioimersão do pé e tornozelo. Assim, os movimentos de flexão, adução e rotação externa foram similares nos momentos pré, imediatamente após 10, 20 e 30 minutos depois. Este estudo questionou se o resfriamento do tornozelo, amplamente utilizado no esporte e com alterações motoras e sensitivas comprovadas pela literatura, poderia alterar a cinemática do joelho e ser um fator preocupante quanto à etiologia de lesões esportivas (entorses). Também foi incluída a aterrissagem do salto unipodal, por gerar movimentos articulares mais exacerbados do que os observados na marcha, subida e descida de degraus com sobrecarga e lesões, principalmente para a articulação do joelho.

## CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, pode-se afirmar que, no momento da aterrissagem do salto unipodal, todos os indivíduos apresentaram um padrão de movimento que se iniciava pela flexão de joelho associada a uma rotação externa e adução (valgo) de joelho, sem alterações após o uso da crioimersão.

**REFERÊNCIAS**

1. Matheus JPC, Milani JGPO, Gomide LB, Volpon JB, Shimano AC. Análise biomecânica dos efeitos da crioterapia no tratamento da lesão muscular aguda. *Rev Bras Med Esporte* 2008; 14(4):372-5.
2. Santuzzi CH, Gonçalves WLS, Rocha SS, Castro MEC, Gouvea SA, Abreu GR. Efeitos da crioterapia, estimulação elétrica transcutânea e da sua associação na atividade elétrica do nervo femoral em ratos. *Rev Bras Fisioter* 2008; 12(6):441-6.
3. Oliveira R, Ribeiro F, Oliveira J. Cryotherapy impairs knee joint position sense. *Int J Sports Med.* 2010; 31(3):198-201.
4. Kernozek TW, Greany JF, Anderson DR, Van Heel D, Youngdahl RL, Benesh BG. The effect of immersion cryotherapy on medial-lateral postural sway variability in individuals with a lateral ankle sprain. *Physiother Res Int.* 2008; 13(2):107-18.

# EFFECT OF CRYOTHERAPY IN MOTION AFTER JUMPING KNEE UNIPODAL: KINEMATICS ANALYSIS

Cesário MD, Macedo CSG, GuirroRRJ

Department of Biomechanics, Medicine and Rehabilitation of the Locomotor Apparatus, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto-SP, Brazil  
Presenter E-mail: mauricio.cesario@usp.br

## INTRODUCTION

Cryotherapy is a common form of treatment for athletes and amateurs. It is often used in acute musculoskeletal injuries, with specific therapeutic goals<sup>1</sup>. A biomechanical effect of cryotherapy gradually reduces the transmission of impulses in sensory nerves, due to the reduction in the conduction velocity of nerve fibers<sup>2</sup>. The effects of cryotherapy on sensorimotor response have been investigated by decreasing nerve conduction velocity and are associated with impairment of the afferent pathway, central integration and efferent pathways. Therefore, this feature has been introduced as a factor to decrease knee proprioceptive information, predisposing athletes to recurrences of injuries (sprains)<sup>3</sup>. Thus, the hypothesis of this study is that, the cooling of the ankle and foot contributes to the worsening of motor control in the knee single leg jump. Therefore, the aim of this study is to evaluate the influence of cryotherapy on knee angular kinematics of athletes in the one-leg jump landing.

## METHODS

Were recruited 16 volunteers (8 basketball athletes and 8 active individuals, not athletes). To capture the kinematic data of the one-leg jump landing was used the system Qualisys Pro-Reflex-240 ® MCU cameras, consists of 8 cameras. For angular knee were established kinematics reflexive points of the fibula's head, lateral femoral epicondyle, medial epicondyle of the femur and greater trochanter. The data was processed using routines implemented in Matlab ® software. To collect the knee kinematics were considered images at the time of landing the one-leg jump. Three vertical jumps were performed on one foot with the dominant leg. The average of three jumps was used for statistical analysis. Each volunteer had 30 seconds to rest, between the jumps.

After the initial collection of kinematic jump, the subjects were positioned sitting with the hip, knee and ankle at 90 degrees of the affected lower limb. Following underwent cryotherapy by immersion in water during 20 minutes, in the depth of 20 centimeters. The water temperature was controlled by a digital infrared thermometer with temperature of  $4 \pm 2$  degrees Celsius during the application<sup>4</sup>. Immediately after the cryotherapy the same collection described above for the kinematic analysis of the knee was repeated 10, 20 and 30 minutes. The study was approved by the Ethics Committee in Research of FMRP (Opinion N ° 2968/2010) and registered in ClinicalTrials.gov (NCT01870414).

For statistical analysis, we used the variance analysis variance with two criteria (two-way ANOVA, 2 groups x 5 days) followed by post hoc Bonferroni. Was considered a significance level of 5%.

## RESULTS AND DISCUSSION

The analysis results of the knee's kinematics at the time of the landing is shown in Tables 1, 2 and 3. There was no significant difference comparisons along time and between groups ( $p > 0.05$ ).

**Table 1** - Mean values (standard deviation) of flexion in degrees knee after landing the one-leg jump in pre and post application of cold water immersion of the foot and ankle.

	Pre	Immediately after	After 10 min	After 20 min	After 30 min
<b>Athletes</b>	14.88(8.67)	14.16(8.12)	15.08(8.89)	13.83(7.33)	13.81(7.76)
<b>Not athletes</b>	19.61(12.59)	19.55(11.07)	19.82(13.31)	20.49(12.02)	17.16(10.94)

**Table 2** - Mean values (standard deviation) of the movement adduction (valgus), in degrees, of the knee after landing the one-leg jump in pre and post application of cold water immersion of the foot and ankle.

	Pre	Immediately after	After 10 min	After 20 min	After 30 min
<b>Athletes</b>	35.70(9.55)	34.82(11.09)	33.33(13.73)	32.40(13.38)	32.79(13.41)
<b>Not athletes</b>	42.57(10.84)	41.92(9.22)	42.61(11.04)	43.60(11.47)	43.82(10.77)

**Table 3** - Mean values (standard deviation) of external rotation, in degrees, of the knee after landing the one-leg jump in pre and post application of cold water immersion of the foot and ankle.

	Pre	Immediately after	After 10 min	After 20 min	After 30 min
<b>Athletes</b>	24.66(11.97)	25.38(13.62)	25.78(12.65)	26.13(14.92)	25.45(15.59)
<b>Not athletes</b>	33.75(11.80)	35.49(8.85)	33.38(13.19)	33.83(11.59)	30.02(11.32)

The results of present study, initially established, that the one-leg jump landing in athletes and non-athletes showed the same pattern of movement in the knee joint, after cold water immersion of the foot and ankle. Thus, flexion, adduction and external rotation were similar in pre ,immediately after and 10, 20 and 30 minutes.

It is observed that the cooling of the ankle is a common practice in sports rehabilitation, facilitates and accelerates the return to sport in the final stages of rehabilitation. In this case, this study questioned whether cooling the ankle, which present motor and sensory changes evidenced in the literature, could change the kinematics of the knee and be a concern, regarding the etiology of sports injuries factor (sprains). The one-leg jump landing was also included, because it generates more exacerbated joint movements than those observed during the march, going up and down stairs movements with overload and injury, especially to the knee joint.

## CONCLUSION

From the results obtained can be stated that at the time the single leg jump landing, all volunteers had shown the same movement pattern, which started by knee flexion associated by external rotation and adduction (valgus).

## REFERENCES

1. Matheus JPC, Milani JGPO, Gomide LB, Volpon JB, Shimano AC. Análise biomecânica dos efeitos da crioterapia no tratamento da lesão muscular aguda. Rev Bras Med Esporte 2008; 14(4):372-5.
2. Santuzzi CH, Gonçalves WLS, Rocha SS, Castro MEC, Gouvea SA, Abreu GR. Efeitos da crioterapia, estimulação elétrica transcutânea e da sua associação na atividade elétrica do nervo femoral em ratos. Rev Bras Fisioter 2008; 12(6):441-6.

3. Oliveira R, Ribeiro F, Oliveira J. Cryotherapy impairs knee joint position sense. *Int J Sports Med* 2010; 31(3):198-201.
4. Kernozek TW, Greany JF, Anderson DR, Van Heel D, Youngdahl RL, Benesh BG. The effect of immersion cryotherapy on medial-lateral postural sway variability in individuals with a lateral ankle sprain. *Physiother Res Int* 2008; 13(2):107-18.



## **PADRÃO DE CO-CONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS DO TRONCO DURANTE EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO COM DIFERENTES SUPERFÍCIES INSTÁVEIS**

Lizardo FB<sup>1</sup>, Sousa GC<sup>1</sup>, Silva DCO<sup>1</sup>, Gregório FC<sup>1</sup>, Sousa LR<sup>1</sup>, Guimarães EA<sup>2</sup>, Bérzin F<sup>3</sup>, Bigaton DR<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG; <sup>2</sup>Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da UFU; <sup>3</sup>Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP), Piracicaba – SP; <sup>4</sup>Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba - SP.

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

### **INTRODUÇÃO**

A co-contracção muscular é um fenômeno caracterizado pela contracção simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação<sup>1</sup>. Alguns estudos analisaram a cocontracção dos músculos do tronco em diferentes exercícios de estabilização do tronco<sup>1,2</sup>, todavia, não existem pesquisas avaliando o nível de cocontracção dos músculos do tronco durante exercícios de estabilização de prancha ventral com a utilização de diferentes superfícies instáveis.

Portanto, objetivou-se analisar os índices de co-contracção geral e local dos músculos flexores e extensores do tronco nos exercícios de estabilização de prancha ventral em três situações: (a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples e (c) instabilidade dupla.

### **MÉTODOS**

A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino, fisicamente ativos, 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.), que apresenta impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits e bateria recarregável integrada para total portabilidade.

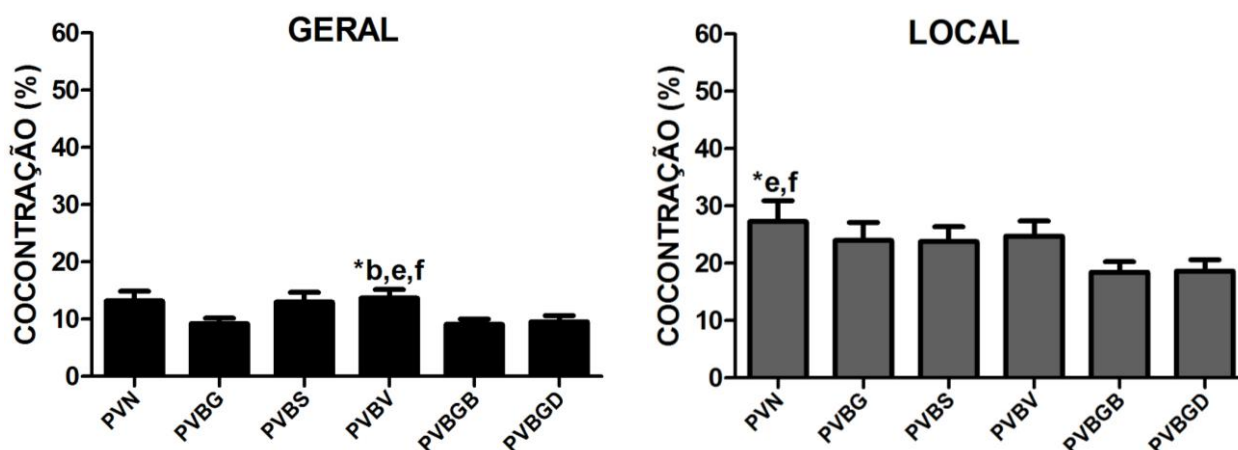
Os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 1000 Hz e a frequência de amostragem utilizada foi 2000 Hz por canal. Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos reto do abdome (RA), oblíquo externo (OE) e interno do abdome, eretor da espinha (EE) e multífido do antúmero direito, seguindo as recomendações da literatura específica<sup>3</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 contracção isométrica, com intervalo de 30 segundos entre as repetições. Foram realizados seis exercícios de prancha ventral: (PVN) Prancha ventral normal; (PVBG) prancha ventral com bola de ginástica; (PVBS) prancha ventral com *bosu*; (PVBV) prancha ventral com *bosu* virado; (PVBGB) prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; (PVBGD) prancha ventral com bola de ginástica e disco. O sinal eletromiográfico foi quantificado pelo valor integral da envoltória ( $\int_{env}$ ) e normalizado pela CIVM. O valor  $\int_{env}$  foi calculado utilizando o *software* Myosystem br1 (versão 3.5.6) a partir de uma janela de 3 segundos centrais.

Para calcular os índices de cocontração geral entre os músculos flexores (RA, OE e OI) e extensores do tronco (EE e MU) e cocontração local (OI e MU), foi utilizada a fórmula matemática descrita por Hammond<sup>4</sup> e demonstrada a seguir:  $\text{Cocontração} = \frac{\text{EMG antagonista}}{\text{EMG antagonista} + \text{EMG agonista}} \times 100$ . Utilizou-se a análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas para comparação das médias dos índices de cocontração geral e local nos 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

O índice de co-contração geral no exercício PVBV foi significativamente maior em comparação aos exercícios PVBG ( $p < 0,05$ ;  $ES = 0,79$ ), PVBGB ( $p < 0,05$ ;  $ES = 0,83$ ) e PVBGD ( $p < 0,05$ ;  $ES = 0,70$ ). O índice de co-contração local (OI/MU) no exercício PVN foi significativamente maior em relação aos exercícios PVBGB ( $p < 0,05$ ;  $ES = 0,68$ ) e PVBGD ( $p < 0,05$ ;  $ES = 0,66$ ).



**Figura 1** - Índices de cocontração geral e local dos músculos flexores e extensores do tronco nos exercícios de prancha ventral. (<sup>a</sup>PVN - prancha ventral normal; <sup>b</sup>PVBG - prancha ventral com bola de ginástica; <sup>c</sup>PVBS - prancha ventral com *bosu*; <sup>d</sup>PVBV - prancha ventral com *bosu* virado; <sup>e</sup>PVBGB - prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; <sup>f</sup>PVBGD - prancha ventral com bola de ginástica e disco). Quando presente diferenças estatísticas (\*), o índice de cocontração foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

## DISCUSSÃO

No presente trabalho ficou demonstrado que a utilização de superfície instável na prancha ventral não aumenta o nível de cocontração em relação ao mesmo exercício com estabilidade normal. A lógica para a utilização da superfície instável nos exercícios de estabilização 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>3</sup>. Entretanto, essa maior demanda neuromuscular parece estar restrita às alterações no recrutamento de músculos específicos do *core*, não influenciando os índices de cocontração.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que a utilização de superfície instável no exercício de estabilização prancha ventral não aumenta o nível de cocontração dos músculos do tronco em comparação aos exercícios com estabilidade normal. Portanto, a utilização isolada da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser questionada em relação às alterações no padrão de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco.

**REFERÊNCIAS**

- 1-Marques NR, Morcelli MH, Hallal CZ, Gonçalves M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method J Bodyw Mov Ther. 2013; 17:185-91.
- 2-Rossi DM, Morcelli MH, Marques NR, Hallal CZ, Gonçalves M, LaRoche DP, et al. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. J Bodyw Mov Ther. 2014;18:34-41.
- 3-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.
- 4-Hammond A. Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. Arch Phys Med Rehabil. 1988; 69:348-51.

## **PATTERN OF CO-CONTRACTION OF THE TRUNK MUSCLES DURING STABILIZATION EXERCISES WITH DIFFERENT UNSTABLE SURFACES**

Lizardo FB<sup>1</sup>, Sousa GC<sup>1</sup>, Silva DCO<sup>1</sup>, Gregório FC<sup>1</sup>, Sousa LR<sup>1</sup>, Guimarães EA<sup>2</sup>, Bérzin F<sup>3</sup>, Bigaton DR<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Laboratory in Kinesiologic Electromyography, Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG, Brazil; <sup>2</sup>Program Graduate School of Dentistry, UFU; <sup>3</sup>Dentistry School of Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Piracicaba, SP, Brazil; <sup>4</sup>Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba, SP, Brazil

E-mail presenter: fredbalbino@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

### **INTRODUCTION**

The muscular co-contraction is a phenomenon characterized by the simultaneous contraction of two or more muscles around a joint<sup>1</sup>. Some studies examined the co-contraction of the trunk muscles in different trunk stabilization exercises<sup>1,2</sup>. However, there are no studies evaluating the level of co-contraction of the trunk muscles during prone bridge exercises of trunk stabilization with the use of different unstable surfaces.

Therefore, we aimed to analyze the indices of general and local co-contraction of the trunk flexor and extensor muscles during prone bridge exercises of trunk stabilization in three situations: (a) normal stability; (b) simple instability; and (c) 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 rectus abdominis (RA), external oblique (EO) and internal oblique (IO) abdominis, erector spinae (ES) and multifidus (MF) muscles of the right side, following the recommendations of the literature<sup>3</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.

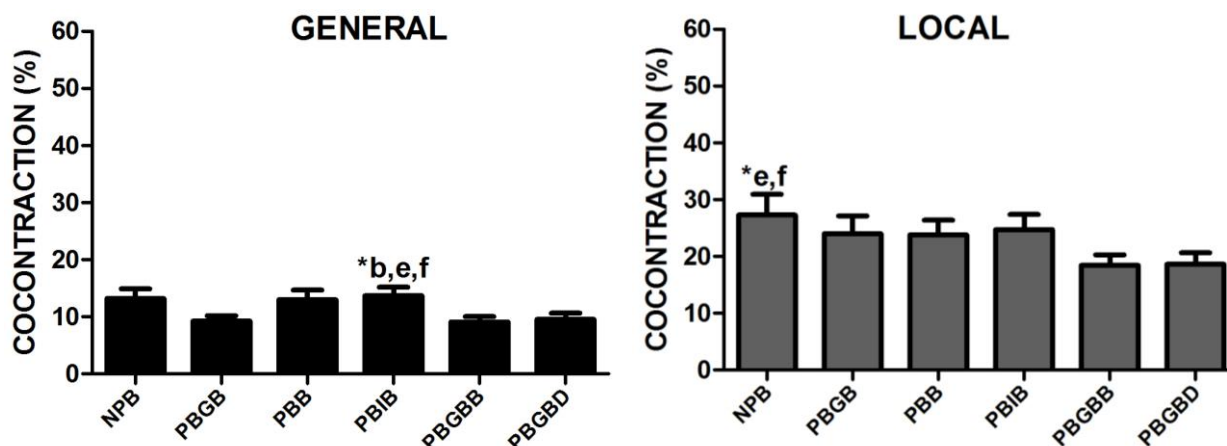
At the beginning of each test, two maximum voluntary isometric contractions (MVIC of 5 seconds with rest period of 3 minutes) were performed. Subsequently, the volunteers performed two repetitions of each exercise with 5-sec isometric contraction and 30-sec interval between repetitions. Six prone bridge exercises were performed: normal prone bridge (NPB); prone bridge with gym ball (PBGB); prone bridge with bosu (PBB); prone bridge with inverted bosu (PBIB); prone bridge with gym ball and bosu (PBGBB); prone bridge with gym ball and disc (PBGBD). The EMG signal was quantified by the integral value of the envelope ( $\int env$ ) and normalized by the

MVIC. The value  $f_{env}$  was calculated using the MyosystemBr1 (version 3.5.6) software from a 3-sec central time window.

To calculate the indices of general co-contraction of the trunk flexor (RA, EO and IO) and extensor (ES and MF) muscles and local co-contraction (IO and MF), a mathematical formula described by Hammond<sup>4</sup> was used, as follows:  $Co-contraction = \frac{EMG \text{ antagonist}}{(EMG \text{ antagonist} + EMG \text{ agonist})} \times 100$ . The the analysis of variance for repeated measures (ANOVA) was used to compare the means of the indices of general and local co-contraction in the 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

The indices of general co-contraction in the PBIB exercise was significantly higher compared to the PBGB ( $p < 0.05$ , ES = 0.79), PBGBB ( $p < 0.05$ ; ES = 0.83) and PBGBD ( $p < 0.05$ ; ES = 0.70) exercises. The indices of co-contraction of the local muscles (IO and MF) in the NPB exercise was significantly higher compared to the PBGBB ( $p < 0.05$ , ES = 0.68) and PBGBD ( $p < 0.05$ , ES = 0.66) exercises.



**Figure 1** - Indices of general and local co-contraction of the trunk flexor and extensor muscles during prone bridge exercises. (<sup>a</sup>NPB - normal prone bridge; <sup>b</sup>PBGB - prone bridge with gym ball; <sup>c</sup>PBB - prone bridge with bosu; <sup>d</sup>PBIB - prone bridge with inverted bosu; <sup>e</sup>PBGBB - prone bridge with gym ball and bosu; <sup>f</sup>PBGBD prone bridge with gym ball and disc). When present statistical differences, the co-contraction indices was significantly higher compared for the indicated exercise.

## DISCUSSION

In the present study, we demonstrated that the use of unstable surfaces in prone bridge exercises does not increase the level of co-contraction compared to the same exercise with normal stability. 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>3</sup>. However, this greater neuromuscular demand appears to be restricted to specific changes in the recruitment of core muscles and does not influence the indices of co-contraction.

## CONCLUSION

We conclude that the use of unstable surfaces in prone bridge exercises does not increase the level of cocontraction of the trunk muscles compared to exercises with normal stability. Therefore, the isolated use of unstable surfaces in stabilization exercises should be questioned in relation to changes in the pattern of cocontraction of the trunk flexor and extensor muscles.

**REFERENCES**

- 1-Marques NR, Morcelli MH, Hallal CZ, Gonçalves M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method J Bodyw Mov Ther. 2013; 17:185-91.
- 2-Rossi DM, Morcelli MH, Marques NR, Hallal CZ, Gonçalves M, LaRoche DP et al. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises.J Bodyw Mov Ther.2014; 18:34-41.
- 3-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.
- 4-Hammond A. Cocontraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. Arch Phys Med Rehabil. 1988; 69:348-51.

# CINEMÁTICA E ELETROMIOGRAFIA DO OMBRO DURANTE A ELEVAÇÃO DO BRAÇO EM INDIVÍDUOS DE OSTEOARTROSE ACROMIOCLAVICULAR

Sousa CO<sup>1</sup>, Camargo PR<sup>2</sup>, Michener LA<sup>3</sup>, Ribeiro IL<sup>2</sup>, Reiff RBM<sup>2</sup>, Salvini TF<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup> Universidade Federal de São Carlos – UFSCar

<sup>3</sup>Virginia Commonwealth University – VCU – USA

E-mail do apresentador: cat.olivsousa@gmail.com

## INTRODUÇÃO

A articulação acromioclavicular (AC) é uma das causas comuns de dor no ombro, a qual pode sofrer mudanças degenerativas precoces<sup>1</sup>. No entanto, não foram encontrados estudos que avaliaram a cinemática e a ativação muscular do ombro em indivíduos com osteoartrose na articulação acromioclavicular (OAC). Assim, o objetivo desse estudo foi avaliar o movimento do ombro e a ativação muscular envolvida na elevação do braço no plano sagital de indivíduos com OAC.

## MÉTODOS

### *Amostra*

Quarenta e nove indivíduos participaram deste estudo: 23 com OAC (grupo OAC=15 homens e 8 mulheres; idade de 42,78±11,74 anos e IMC de 25,05±2,17 kg/m<sup>2</sup>) e 26 saudáveis e assintomáticos (grupo controle=13 homens e 13 mulheres; idade de 45,81±8,68 anos; IMC de 24,10±2,49 kg/m<sup>2</sup>).

### *Avaliação cinemática e eletromiográfica*

A cinemática das articulações escapulotorácica (ET), esternoclavicular (EC) e acromioclavicular (AC) foi realizada usando o sistema *Flock of Birds* (*Ascension Technologies*) associado ao *software MotionMonitor* (*Innovative Sports Training*). Sensores eletromagnéticos superficiais foram afixados à pele dos indivíduos no esterno, na clavícula, e no acrômio; e um afixado a um manguito preso ao braço<sup>2</sup>.

Os dados da eletromiografia foram coletados com o sistema Bagnoli-8 (DelSys®) sincronizado com o *software MotionMonitor*. Os músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), serrátil anterior (SA) e deltóide anterior (DA) foram avaliados usando um sensor duplo-diferencial ativo (modelo #DE-3.1, DelSys®), de acordo com a Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (ISEK/SENIAM). Os sinais foram coletados a 2.000 Hz/canal, com um ganho de 1.000 usando um amplificador com impedância de entrada de > 10<sup>15</sup>W em paralelo, modo de rejeição comum de 92 dB, com 0,2 pF, ganho de voltagem de 10, e ruído de 1,2 µV. Os sinais foram filtrados a uma frequência passa-banda de 20-450 Hz pelo *software Motion Monitor*, retificados, filtrados com um filtro *Butterworth notch filter* de 3ª ordem para 60 Hz, e suavizados com um algoritmo de raiz quadrada da média (RMS) com uma janela móvel de 50ms, usando o *software Matlab*. Para a contração voluntária isométrica máxima (CIVM) de cada músculo, foram realizadas duas contrações resistidas manuais de três segundos.

Os indivíduos realizaram três repetições de elevação do braço no plano sagital. O ombro sintomático foi avaliado no grupo OAC, e para o controle, o ombro avaliado foi escolhido aleatoriamente.

Os sistemas de coordenadas anatômicas foram estabelecidos de acordo com o protocolo recomendado pela Sociedade Internacional de Biomecânica<sup>3</sup>. Os valores angulares da ET foram

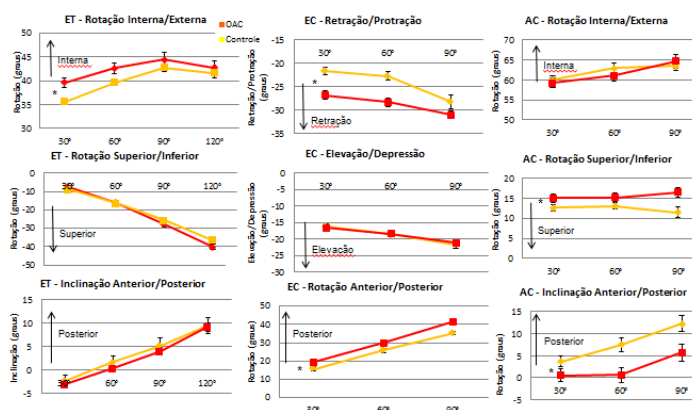
analisados a 30°, 60°, 90°, e 120° de elevação umeral; e os das EC e AC, a 30°, 60°, e 90°. A atividade muscular foi normalizada pela CIVM (%CIVM) e apresentada a partir de 30° de elevação umeral, com incrementos de 30°.

*Análise estatística*

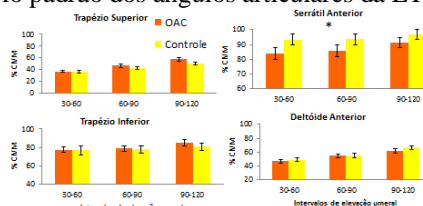
Foi realizada uma análise de variância (Anova) de modelo linear misto com medidas repetidas para cada variável da cinemática e EMG, com o SPSS (20.0) e considerando  $\alpha=0,05$ .

**RESULTADOS E DISCUSSÃO**

O grupo OAC apresentou maior rotação interna na ET, menor retração e rotação posterior na SC, maior rotação superior e inclinação posterior na AC (Figura 1) e menor ativação do SA (Figura 2) comparado ao grupo controle.



**Figura 1** – Média e desvio padrão dos ângulos articulares da ET, EC e AC. Nota: \* $p<0,05$



**Figura 2** – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica. Nota: \* $p<0,05$

A maior rotação interna da ET, e a menor retração e rotação posterior da EC nos indivíduos com OAC podem ser fatores geradores de maior compressão na AC, o que associada à maior rotação superior e inclinação posterior da AC, podem contribuir para as alterações degenerativas nesta articulação. Essas alterações podem estar relacionadas com a reduzida atividade do SA, uma vez que este atua na rotação externa da ET<sup>4</sup>, bem como na rotação posterior da EC, a qual é produzida secundariamente pela tensão nos ligamentos coracoclavicular e acromioclavicular quando o SA gera um torque de rotação superior na ET<sup>2</sup>.

**CONCLUSÃO**

Indivíduos com OAC apresentaram alterações na cinemática e na ativação muscular. Mais estudos são necessários para esclarecer essas alterações, bem como verificar estratégias de reabilitação que visem melhorar o controle neuromuscular do ombro.

**AGRADECIMENTOS**

Este trabalho contou com o apoio financeiro do CNPq (Processo 141309/2011-3) e da FAPESP (Processo 2011/14642-9).



**REFERÊNCIAS**

1. Docimo Júnior S, Kornitsky D, Futterman B, Elowitz DE. Surgical treatment for acromioclavicular joint osteoarthritis: patient selection, surgical options, complications, and outcome. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2008; 1:154–60.
2. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hasset DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91:378–89.
3. Wu G, Frans CT, van der Helmb, Veegerc HEJ, Makhsouse M, Roy PV, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38:981–9.
4. Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *R Bras Fisioter* 2009; 13:1–9.

# SHOULDER KINEMATICS AND ELECTROMYOGRAPHY DURING ARM ELEVATION IN SUBJECTS WITH ACROMIOCLAVICULAR OSTEOARTHRITIS

Sousa CO<sup>1</sup>, Camargo PR<sup>2</sup>, Michener LA<sup>3</sup>, Ribeiro IL<sup>2</sup>, Reiff RBM<sup>2</sup>, Salvini TF<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>2</sup>Federal University of São Carlos – UFSCar

<sup>3</sup>Virginia Commonwealth University – VCU – USA

Present author's e-mail: cat.olivsousa@gmail.com

## INTRODUCTION

The acromioclavicular (AC) joint is one of the common sources of shoulder pain, as it can present early degenerative changes<sup>1</sup>. However, there are no reports investigating shoulder kinematics and muscle activity in individuals with acromioclavicular osteoarthritis (ACO). Thus, the purpose of this study was to evaluate the shoulder motion and muscle activity during arm elevation in sagittal plane in individuals with ACO.

## METHODS

### *Sample*

Forty-nine individuals took part of the study: 23 with ACO (ACO group=15 men and 8 women; 42.78±11.74 years old; BMI of 25.05±2.17 kg/m<sup>2</sup>) and 26 healthy and asymptomatic (control group=13 men and 13 women; 45.81±8.68 years old; BMI of 24.10±2.49 kg/m<sup>2</sup>).

### *Kinematics and electromyographic evaluation*

The kinematics of scapulothoracic (ST), sternoclavicular (SC) and acromioclavicular (AC) joints were collected using the Flock of Birds electromagnetic tracking system (Ascension Technologies) and associated Motion Monitor software (Innovative Sports Training). Surface electromagnetic sensors were attached to the skin on the sternum; on the clavicle; on acromion process; and to a cuff secured to the arm<sup>2</sup>.

Electromyographic data were collected using Bagnoli-8 EMG System (DelSys<sup>®</sup>) synchronized using Motion Monitor software. Upper trapezius (UT), lower trapezius (LT), serratus anterior (SA), and anterior deltoid (AD) muscles were evaluated with an active double-differential sensor (model #DE-3.1, DelSys<sup>®</sup>), according to International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK/SENIAM). The signals were sampled in 2,000 Hz, with gain of 1,000 using an amplifier with input impedance of >10<sup>15</sup>W in parallel, with 0.2 pF, voltage gain of 10, noise of 1.2 μV and a common mode rejection ratio of 92 dB. The signals were filtered by band-pass of 20-450 Hz using MotionMonitor software, full wave rectified, filtered with a 3<sup>rd</sup> order 60Hz Butterworth notch filter, and smoothed using a root-mean-square (RMS) algorithm with a 500ms moving window using Matlab software. To obtain the maximal voluntary isometric contraction (MVIC) for each muscle, two manual resisted isometric contractions of 3 seconds were performed.

Participants performed 3 repetitions of arm elevation in the sagittal plane. The symptomatic shoulder was evaluated in ACO group, and the shoulder for the control group was randomly chosen.

Anatomical coordinate systems were established as per the International Society of Biomechanics recommended protocol<sup>3</sup>. Angular values for ST motions were extracted at rest, at 30°, 60°, 90°, and 120° of humeral elevation; and for SC and AC motions, at rest, at 30°, 60°, and 90°. The muscle activity was normalized as percentage of the MVIC (%MVIC) and reported from 30° of humeral elevation with 30° of increment.

Statistical analysis

A linear mixed-model analysis of variance with repeated measurements was applied for each kinematics and electromyographic variables, with SPSS 20.0 and considering  $\alpha = 0.05$ .

RESULTS AND DISCUSSION

ACO group showed increased ST internal rotation, decreased SC retraction and posterior rotation, increased AC upward rotation and posterior tilt (Figure 1), and decreased SA muscle activity (Figure 2) as compared to control group.

The increased ST internal rotation and the less SC retraction and posterior rotation in individuals with ACO can be a causative factor to greater compression in AC joint, which associated to greater AC upward rotation and posterior tilt, can contribute to degeneration in this joint. These alterations can be related to reduced SA activity, since SA acts to produce scapular external rotation<sup>4</sup> and SC posterior rotation, which is produced secondarily by tension in the coracoclavicular and acromioclavicular ligaments when the SA pulls on the scapula with upward rotation torque<sup>2</sup>.

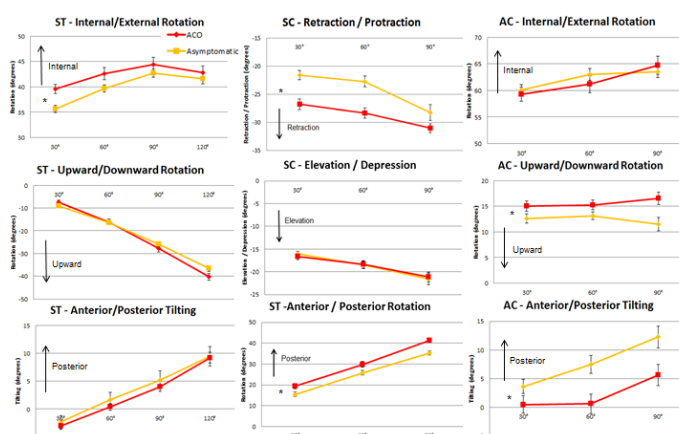


Figure 1 – Average and standard deviation of ST, SC, and AC joints angles. Note: \*  $p < 0.05$

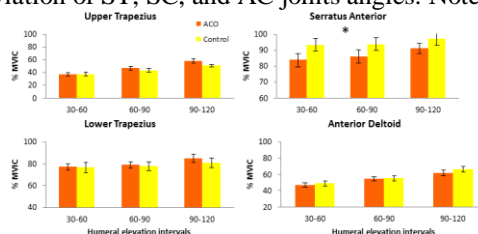


Figure 2 – Average and standard deviation of electromyographic activity. Note: \*  $p < 0.05$

CONCLUSION

Individuals with ACO presented alterations on kinematics and electromyography. Other studies are necessary to clarify these alterations, as to verify the rehabilitation strategies that aim to improve neuromuscular control of shoulder.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study had financial support from CNPq (Process #141309/2011-3) and FAPESP (Process # 2011/14642-9).

**REFERENCES**

1. Docimo Júnior S, Kornitsky D, Futterman B, Elowitz DE. Surgical treatment for acromioclavicular joint osteoarthritis: patient selection, surgical options, complications, and outcome. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2008; 1:154–60.
2. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hasset DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91:378–89.
3. Wu G, Frans CT, van der Helmb, Veegerc HEJ, Makhsouse M, Roy PV, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38:981–9.
4. Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *R Bras Fisioter* 2009; 13:1–9.

# EFEITOS DO ALONGAMENTO E DO AQUECIMENTO NO TEMPO DE LATÊNCIA NEUROMUSCULAR DO BÍCEPS FEMORAL: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Borges DT, Amaro IM, Lins CAA, Macêdo LB, Locks Neto F, Brasileiro JS

Laboratório de Análise da Performance Neuromuscular (LAPERNA) do Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN)

E-mail do apresentador: daniel.borges.t@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

O alongamento e o aquecimento muscular são práticas comumente utilizadas antes de qualquer atividade esportiva, seja ela competitiva ou recreacional, com o intuito de prevenir lesões do sistema osteomioarticular<sup>1</sup>. Os efeitos de ambas as técnicas sobre os mecanismos neuromusculares de proteção articular ainda não estão bem esclarecidos. Mudanças agudas no comprimento, rigidez e na força da unidade músculo-tendínea podem alterar a capacidade do músculo de detectar e responder às mudanças bruscas do meio externo. Para melhor avaliar a relação entre propriocepção e resposta neuromuscular, a captação da atividade eletromiográfica surge como uma medida confiável durante repentinas perturbações ou mudanças de posicionamento<sup>2,3</sup>. Assim, o tempo de latência muscular (TLM) pode ser usado para identificar alterações no sistema sensorio-motor<sup>2</sup>.

Desta forma, visto que as abordagens dos estudos mais recentes sobre os efeitos do alongamento e do aquecimento no tempo de ativação muscular são conflitantes na literatura, este estudo se propôs a avaliar os efeitos dessas duas técnicas, isoladas ou associadas, no tempo de latência do músculo bíceps femoral (BF).

## MÉTODOS

64 voluntários de ambos os sexos, com idade média de  $23,1 \pm 3,5$  anos e índice de massa corporal (IMC) médio de  $23,5 \pm 2,5$  kg/m<sup>2</sup> foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos: controle, aquecimento (bicicleta estacionária por 10 min.), alongamento (4 séries de 30s de alongamento estático dos músculos isquiotibiais) e aquecimento+alongamento. Todos foram submetidos à avaliação pré e pós-intervenção do tempo de latência muscular do bíceps femoral. Para tal foi utilizado um conversor analógico digital A/D (Modelo CS 800 – EMG System® do Brasil), com 8 canais, resolução de 12 bits e razão de rejeição de modo comum > 80 dB, um eletrodo de superfície ativo diferencial simples (EMG System® do Brasil, Brasil) com distância inter-eletrodo de 1 cm. O eletrodo possui um ganho interno de 20 vezes somando-se a um ganho de 100 vezes no conversor, o sinal foi amplificado em 2000 vezes. Os sinais foram captados em uma frequência de amostragem de 2000 Hz e filtrados entre 20 e 500 Hz. O eletrodo foi posicionado no músculo BF seguindo os critérios do SENIAM<sup>4</sup>. Uma maca especialmente adaptada foi utilizada para avaliar o tempo de latência muscular. O joelho do membro inferior não dominante era flexionado em 90° e preso por um cabo fixado no terço inferior da perna. Assim que recebiam o comando verbal, os sujeitos eram orientados a realizar a extensão máxima do joelho. A resistência mantida pelo cabo preso à haste foi liberada abruptamente, promovendo uma mudança inesperada na angulação do joelho do indivíduo. Um eletrogoniômetro (EMG System® do Brasil, Brasil) detectou o instante do início da variação angular dessa articulação após a liberação do sistema, enquanto o eletrodo de superfície captou o instante do início da ativação do músculo BF no momento da desaceleração do movimento. A análise estatística foi realizada por meio do *software* SPSS 20.0. A análise de

variância para medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para comparação intragrupos e intergrupos. O teste de esfericidade de W. Mauchly foi aplicado e quando violado uma correção técnica foi feita utilizando o teste Greenhouse-Geisser. Quando o F do teste foi significativo, o post hoc de Bonferroni foi aplicado. O nível de significância utilizado foi de 5% ( $P \leq 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

No que diz respeito aos valores do tempo de latência muscular do músculo BF, não houve diferença significativa pré e pós-intervenções nos grupos controle, aquecimento e alongamento. Contudo, observou-se uma redução significativa desta variável no grupo aquecimento+alongamento (Tabela 01). Tais achados podem ser explicados por algumas hipóteses como a elevação da temperatura muscular produzida pelo aquecimento associado ao alongamento, o que poderia aumentar a velocidade de abertura e fechamento dos canais  $Na^+$  do músculo, aumentando assim a velocidade de propagação do potencial de ação ao longo da fibra nervosa<sup>5</sup>. Outro fator importante a ser destacado é a alteração no *feedback* proprioceptivo, provocado pelas duas técnicas associadas na pré-ativação dos proprioceptores mecânicos de baixo limiar que colocariam o fuso muscular em pronto estado de ação, reduzindo assim o tempo de latência muscular, e contribuindo para a prevenção de lesões músculo esqueléticas<sup>6</sup>.

**Tabela 1** – Comparação dos valores do tempo de latência muscular do músculo BF (ms), antes e após a aplicação do protocolo nos três grupos: controle, aquecimento, alongamento e aquecimento + alongamento

Variáveis (n=64)	CONTROLE			AQUECIMENTO			ALONGAMENTO			AQUECIMENTO+ ALONGAMENTO		
	Média ± DP	Média ± DP	p	Média ± DP	Média ± DP	p	Média ± DP	Média ± DP	p	Média ± DP	Média ± DP	p
Tempo de Latência muscular (ms)	PRÉ 27,8 ± 25,5	PÓS 30 ± 23,9	0,7	PRÉ 34 ± 21,4	PÓS 29,3 ± 23,1	0,5	PRÉ 20,9 ± 24,9	PÓS 14 ± 28,9	0,3	PRÉ 39,1 ± 18,4	PÓS 21,8 ± 31,1	*

Nota: Valores estão expressos em média ± desvio padrão

Legenda: DP= desvio padrão

## CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo sugerem que o aquecimento e o alongamento em sujeitos saudáveis e fisicamente ativos, quando aplicados em associação, podem reduzir o tempo de latência muscular do bíceps femoral, prevenindo dessa forma possíveis lesões músculo esqueléticas.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Cramer JT, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Beck TW, Coburn JW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography and mechanomyography. *Eur J Appl Physiol.* 2005; 93:530-9.
- 2 - Brindle TJ, Nyland JA, Nitz AJ, Shapiro R. Scapulothoracic latent muscle reaction timing comparison between trained overhead throwers and untrained control subjects. *Scand J Med Sci Sports.* 2007; 17:252-9.
- 3 - Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:159-70.
- 4 - SENIAM project - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Disponível em: <http://www.seniam.org/>.
- 5 - Rutkove SB. Effects of temperature on neuromuscular electrophysiology. *Muscle Nerve.* 2001; 24(7):867-82
- 6 - Rosenbaum D, Hennig EM. The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity. *J Sports Sci.* 1995;13(6):481-90.

## EFFECTS OF WARMING-UP AND STRETCHING ON MUSCLE LATENCY TIME OF THE BICEPS FEMORIS: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL

Borges DT, Amaro IM, Lins CAA, Macêdo LB, Locks Neto F, Brasileiro JS

Laboratory of Neuromuscular Performance Analysis (LAPERNA) - Department of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande (UFRN).

Presenter's E-mail: daniel.borges.t@hotmail.com

### INTRODUCTION

Stretching and muscle warming are practices commonly used before any sports activity, whether recreational or competitive, in order to prevent injuries of musculoskeletal system<sup>1</sup>. The effects of both techniques on neuromuscular joint protection mechanisms are still poorly understood. Acute changes in length, stiffness and strength of the muscle-tendon unit can alter the muscle's ability to detect and respond to sudden changes in the external environment. To better assess the relationship between proprioception and neuromuscular response, recording the electromyographic activity emerges as a reliable measure for sudden disturbances or changes in posture<sup>2,3</sup>. Thus, the muscle latency time (MLT) can be used to identify changes in the sensorimotor system<sup>2</sup>.

Therefore, since the approaches of the most recent studies on the effects of stretching and warming on the muscle activation time are controversial in the literature, this study aimed to evaluate the effects of these two techniques, single or associated in latency time of biceps femoris (BF) muscle.

### METHODS

Sixty-four volunteers of both genders, with mean age of  $23.1 \pm 3.5$  years and body mass index (BMI) of  $23.5 \pm 2.5$  kg/m<sup>2</sup> were randomly divided into 4 groups: control, warming (stationary bike for 10 min.), stretching (4 sets of 30 seconds of static auto-stretching of the hamstrings muscles) and stretching + warming. All subjects underwent a time latency evaluation of the biceps femoris muscle before and after the intervention. Were used: an analogical digital converter A / D (Model CS 800 - EMG System ®, Brazil), with 8 channels, 12 bit resolution and ratio of common mode rejection > 80 dB, a simple differential active surface electrode (EMG System ® of Brazil, Brazil) with inter-electrode distance of 1 cm. The electrode has an internal gain of 20 times adding up to a gain of 100 times on the drive, the signal was amplified 2000 times. The signals were collected at a sampling frequency of 2000 Hz and filtered between 20 and 500 Hz. The electrode was positioned on the BF following the SENIAM<sup>4</sup> criteria. A specially tailored stretcher was used to assess the onset muscle time. The knee of the non-dominant lower limb was flexed at 90 ° and secured by a rope attached in the lower third of the leg. Once receiving the verbal command, the subjects were instructed to perform the maximum knee extension. The resistance sustained by the cable to the shaft was abruptly released, promoting an unexpected change in the knee angle of the individual. An electrogoniometer (EMG System ® of Brazil, Brazil) detected the starting moment of the joint angular variation after the release of the system, while the surface electrode captured the starting moment of the BF activation in the moment of deceleration of the movement. Statistical analysis was performed using SPSS 20.0 software. The analysis of variance for repeated measures (ANOVA) was used for intragroup and intergroup comparison. The W. Mauchy sphericity test was applied and when violated a technical correction was made using the Greenhouse-Geisser test. When the F test was significant, post hoc Bonferroni was applied. The level of significance was 5% ( $P \leq 0.05$ ).

## OUTCOMES AND DISCUSSION

Regarding the values of the muscle latency time of BF, there was no significant difference pre and post-intervention in the control, warming and stretching groups. However, we observed a significant reduction of this variable in warming and stretching group (Table 01). These findings can be explained by several hypotheses as the elevation of muscle temperature produced by muscle warming associated with stretching, which could increase the speed of opening and closing of Na<sup>+</sup> channels in muscle, thereby increasing the propagation speed of the action potential along the nerve fiber<sup>5</sup>. Another important factor to note is the change in proprioceptive feedback, caused by the two techniques associated with the pre-activation of low-threshold mechanical proprioceptors would put the muscle spindle in ready state action, thus reducing the time latency of muscle and contributing to the prevention of musculoskeletal disorders<sup>6</sup>.

**Table 1** - Comparison of BF's muscle latency time values (ms) before and after implementation of the protocol in the three groups: control, warming, stretching and warming + stretching.

Variable (n=64)	CONTROL			WARMING			STRETCHING			WARMING+STRETCHING		
	Mean ± SD		p	Mean ± SD		p	Mean ± SD		p	Mean ± SD		p
	PRE	POST		PRE	POST		PRE	POST		PRE	POST	
MuscleLatency time (ms)	27.8 ± 25.5	30 ± 23.9	0.7	34 ± 21.4	29.3 ± 23.1	0.5	20.9 ± 24.9	14 ± 28.9	0.3	39.1 ± 18.4	21.8 ± 31.1	* 0.03

Note: Values are expressed as mean± SD

Legend: SD = standard deviation

## CONCLUSION

The results of this study suggest that warming and stretching in healthy and physically active subjects, when applied in combination, can shorten the latency of the biceps femoris muscle, preventing these way possible MSDs.

## REFERENCES

- 1 - Cramer JT, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Beck TW, Coburn JW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography and mechanomyography. *Eur J Appl Physiol.* 2005; 93:530-9.
- 2 - Brindle TJ, Nyland JA, Nitz AJ, Shapiro R. Scapulothoracic latent muscle reaction timing comparison between trained overhead throwers and untrained control subjects. *Scand J Med Sci Sports.* 2007; 17:252-9.
- 3 - Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:159-70.
- 4 - SENIAM project - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Disponível em: <http://www.seniam.org/>.
- 5 - Rutkove SB. Effects of temperature on neuromuscular electrophysiology. *Muscle Nerve.* 2001; 24(7):867-82
- 6 - Rosenbaum D, Hennig EM. The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity. *J Sports Sci.* 1995; 13(6):481-90.



# AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO E MÚSCULOS ACESSÓRIOS MEDIANTE TREINAMENTO COM BIOFEEDBACK

Silva EKR<sup>1</sup>, Macêdo LC<sup>1</sup>, Medeiros MS<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: eujessika\_my@hotmail.com Web: www.cobec2014.com.br

## INTRODUÇÃO

Algumas mulheres não conseguem contrair os músculos do assoalho pélvico (MAP) isoladamente, associando a contração dos MAP à contração de músculos acessórios. Estudos têm mostrado que somente a instrução verbal não melhora a capacidade de executar contrações adequadas dos MAP<sup>1,2</sup>. Sugerindo a necessidade de um treinamento prévio para ensinar as mulheres à realizar a contração dos MAP de forma adequada e isolada.

Sendo assim, o presente estudo teve como objetivo avaliar a atividade eletromiográfica dos MAP, e músculos acessórios mediante realização de treinamento com *biofeedback* eletromiográfico.

## MÉTODOS

O estudo é do tipo corte transversal, tendo participado 38 mulheres nuligestas, com idade entre 18 e 33 anos. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IMIP e foi realizado na sede do Instituto Paraibano de Pesquisa Professor Joaquim Amorim Neto na cidade de Campina Grande, Paraíba, Brasil.

As mulheres passaram por um treinamento padronizado através do *biofeedback* eletromiográfico, com o objetivo de ensinar a participante a contrair os MAP de forma isolada, sendo realizadas duas séries de seis contrações dos MAP. Cada contração com duração de cinco segundos e repouso de 10 segundos entre cada uma delas. Na primeira série, as três primeiras contrações foram realizadas pelos MAP e músculos adutores simultaneamente, em seguida mais três contrações foram realizadas, dessa vez somente com os MAP. Na segunda série, as três contrações foram realizadas, simultaneamente, pelos MAP e músculos abdominais, e mais três contrações foram realizadas somente pelos MAP.

Depois de cinco minutos de repouso, foi realizada avaliação eletromiográfica dos MAP internamente (através da sonda vaginal) e externamente (no músculo levantador do ânus), do músculo adutor da coxa e do músculo reto abdominal. A aquisição do sinal eletromiográfico seguiu as normas propostas pela *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*<sup>3</sup>, 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.

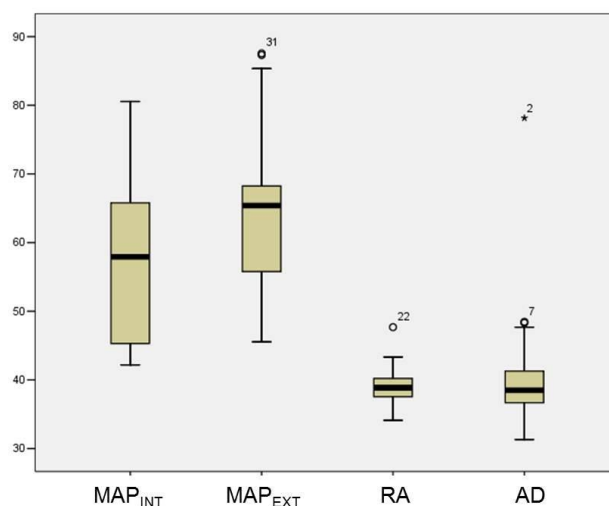
Na análise dos dados, através do pacote estatístico *SPSS 20*, para verificar as diferenças entre os grupos foi utilizado o teste não paramétrico de *Kruskal-Wallis* e o teste post hoc de *Dunn*.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra da pesquisa foi composta por 38 mulheres nuligestas com média de 23,9±3,2 anos de idade e índice de massa corpórea (IMC) de 23,2±2,2 kg/m<sup>2</sup>. Todas as participantes tinham vida

sexual iniciada e na palpação digital, a maioria das participantes (84,2%) obteve grau igual ou superior a três, de acordo com a escala de Oxford.

Os resultados mostram que os músculos internos e externos do assoalho pélvico não apresentam diferenças significativas entre si, de forma semelhante aos músculos reto abdominal e adutor. No entanto, foram encontradas diferenças significativas ( $P < 0,05$ ) entre a atividade mioelétrica do assoalho pélvico (captadas internamente e externamente) e os músculos acessórios (reto abdominal e adutor), conforme Figura 1.



**Figura 1** - Variação do registro eletromiográfico nos músculos do assoalho pélvico (MAP<sub>INT</sub>), músculo levantador do ânus (MAP<sub>EXT</sub>), músculo reto abdominal (RA) e músculo adutor (AD).

Em um estudo realizado com 206 mulheres nulíparas no início da gestação, encontrou-se que quase metade delas não conseguia contrair os MAP de forma satisfatória, sem que tenham recebido instruções<sup>3</sup>. Resultados semelhantes foram descritos em outro estudo com 125 participantes, no qual menos de um quarto das mulheres foram capazes de realizar contração muscular adequada quando examinadas<sup>2</sup>.

A contração voluntária dos MAP, associada à contração dos músculos abdominais<sup>4</sup> e dos adutores<sup>5</sup> pode interferir no poder de contração dos MAP. Por isso, no presente estudo foi realizado treinamento de contração dos MAP associando e dissociando da contração dos músculos abdominais e adutores, para que as participantes pudessem realizar a contração da musculatura pélvica sem haver interferência da ação de outros grupos musculares.

Desta forma, observamos a importância da realização do treinamento prévio realizado no nosso estudo, demonstrando o cuidado empregado no método que mensura a atividade elétrica dos MAP. No nosso estudo observou-se, através do registro eletromiográfico, que a contração dos músculos abdominais e adutores foi inibida durante a contração dos MAP, o que pode ter ocorrido devido ao treinamento prévio realizado.

## CONCLUSÃO

Os músculos do assoalho pélvico (internos e externos) foram os responsáveis pela ação de contração detectada no sinal eletromiográfico.

## REFERÊNCIAS

1. Peschers UM, Vodujek DB, Fanger G, Schaer GN, DeLancey JO, Schuessler B. Pelvic muscle activity in nulliparous volunteers. *NeuroUrol Urodynamics*. 2001; 20(3):269–75.
2. Moen MD, Noone MB, Vassallo BJ, Elser DM. Pelvic floor muscle function in women presenting with pelvic floor disorders. *Int Urogynecol J Pelvic floor Dysfunc*. 2009; 20(7):843–6.

3. Dietz HP, Steensma AB, Vancaillie TG. Levator function in nulliparous women. *Int Urogynecol J Pelvic floor Dysfunc.* 2003; 14(1):24–6.
4. Madill SJ, Mclean L. Relationship between abdominal and pelvic floor muscle activation and intravaginal pressure during pelvic floor muscle contractions in healthy continent women. *Neurourol Urodynamics.* 2006; 25(4):722–30.
5. Peschers UM, Gingelmaier A, Jundt K, Leib B, Dimpfl T. Evaluation of pelvic floor muscle strength using four different techniques. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunc.* 2001;12(1):27–30.

## **ELECTROMYOGRAPHIC EVALUATION OF THE PELVIC FLOOR MUSCLES AND ACCESSORY MUSCLES BY TRAINING WITH BIOFEEDBACK**

Silva EKR<sup>1</sup>, Macêdo LC<sup>1</sup>, Medeiros MS<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

<sup>2</sup>Physiotherapy Department of Federal University of Pernambuco – UFPE

<sup>3</sup>Integral Institute of Medicine Prof. Fernando Figueira – IMIP

<sup>4</sup>Federal University of Campina Grande – UFCG; IMIP

Presenter's E-mail: [eujessika\\_my@hotmail.com](mailto:eujessika_my@hotmail.com) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUCTION**

Some women cannot constrict the flooring pelvic muscles Pelvic Floor Muscles (PFM) isolated, associating the constriction of the PFM to constriction of the accessories muscles. Studies have shown that only verbal instruction doesn't improve the capacity to execute constrictions adequately to PFM<sup>1,2</sup>, suggesting the need for a previous training to teach women to make the constriction of the PFM in an adequate and isolated way.

This way, the present study has had as its aim to evaluate electromyographic activity of the PFM, and accessory muscles by training those muscles and analyzing with electromyographic feedback.

### **METHODS**

The study is transversal cut-like, with the participation of 38 women who has never got pregnant, aged between 18 and 33. The study has been approved by the Ethical Research Committee of IMIP, and was made in the Research Institute Prof. Joaquim Amorim Neto in the city of Campina Grande, Paraíba state, Brazil.

The women were submitted to a standard training through electromyographic feedback, with the aim to teach the participant to constrict PFM isolatedly, by doing two series of six constrictions of the PFM. Each constriction takes five seconds, and rest of ten seconds between the series. In the first series, the three first constrictions were made by the PFM and adductor muscles simultaneously, and following after that, more three contractions were made, now only with the FPM. In the second series, the three contractions were made simultaneously with the PFM and abdomen muscles, and another three contractions were made just with FPM.

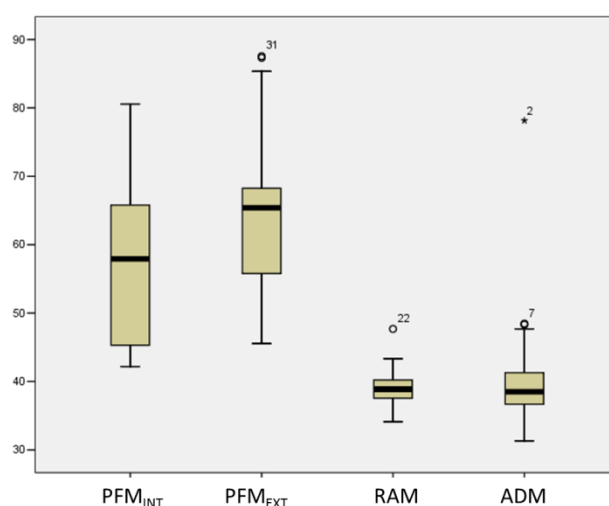
A five minute rest, an electromyographic evaluation of the FPM was made internally (by use of vaginal catheter), and externally (in the anus raising muscle), with the leg adductor muscle, and the right abdomen muscle. The acquisition of the electromyographic evaluation followed the rules proposed by the International Society of Electrophysiology and Kinesiology<sup>3</sup>, requesting each women to perform three maximum voluntary and successive contractions of the PFM, by verbal request of the researcher. Each contraction took five seconds, with a ten second rest between them.

In the data analysis, through statistic package *SPSS 20*, in order to check differences among the groups, the Kruskal-Wallis non-parameter test and Dunn post hoc test were used.

## RESULTS AND DISCUSSION

The research sample was compounded by 38 women Who never got pregnant with ages of  $23.9 \pm 3.2$  and body mass index (BMI)  $23.2 \pm 2.2 \text{ kg/m}^2$ . All participants had sexual life initiated, and in the digital palpation, most of the participants (84%) obtained degree same or above three, according to Oxford scale.

The results show that internal and external muscles of pelvic floor do not present meaningful differences themselves, and in similar way of right abdomen and adductor muscles. However, meaningful differences ( $P < 0.05$ ) were found between myoelectric activity of the pelvic floor (collected internally and externally) and accessory muscles (rectus abdominis and adductor), as shown in Figure 1.



**Figure 1** - Electromyographic record in internal pelvic floor muscles (PFM<sub>INT</sub>), levator ani muscle (PFM<sub>EXT</sub>), rectus abdominis (RAM) and adductor muscle (ADM).

In a study made with 206 nulliparous women at the beginning of gestation, it was observed that nearly half of them couldn't contract the PFM in a satisfactory way, without receiving instructions<sup>3</sup>. Similar results were described in another study with 125 participants, in which, less than one-fourth of the women were capable to make adequate muscle contraction when examined<sup>2</sup>.

The voluntary contraction of the PFM, associated to abdomen<sup>4</sup> and adductor<sup>5</sup> muscles may interfere in the contraction power of the PFM. Thus, in the present study, training if contraction of the PFM was made, associating and dissociating of contraction of the abdomen and adductor muscles, so that the participants could perform contraction of pelvic muscles without interference of other muscle groups.

This way, we observed the importance of training previously as in our study, showing the care employed in the method which measures electric activity of the FPM. In our study, we observed through electricmyographic registration, that contraction of abdomen and adductor muscles was inhibited during contraction of the PFM, what may have happened due to the previous training performed.

## CONCLUSION

The pelvic floor muscles (internal and external) were responsible for the action of contraction detected in the electricmyographic signal.

**REFERENCES**

1. Peschers UM, Vodujek DB, Fanger G, Schaer GN, DeLancey JO, Schuessler B. Pelvic muscle activity in nulliparous volunteers. *Neurourol Urodynamics*. 2001; 20(3):269–75.
2. Moen MD, Noone MB, Vassallo BJ, Elser DM. Pelvic floor muscle function in women presenting with pelvic floor disorders. *Int Urogynecol J Pelvic floor Dysfunc*. 2009; 20(7):843–6.
3. Dietz HP, Steensma AB, Vancaillie TG. Levator function in nulliparous women. *Int Urogynecol J Pelvic floor Dysfunc*. 2003; 14(1):24–6.
4. Madill SJ, Mclean L. Relationship between abdominal and pelvic floor muscle activation and intravaginal pressure during pelvic floor muscle contractions in healthy continent women. *Neurourol Urodynamics*. 2006; 25(4):722–30.
5. Peschers UM, Gingelmaier A, Jundt K, Leib B, Dimpfl T. Evaluation of pelvic floor muscle strength using four different techniques. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunc*. 2001;12(1):27–30.

# **ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA ALTERA A FREQUÊNCIA MEDIANA DO MÚSCULO TRÍCEPS BRAQUIAL (BILATERAL) EM TESTE INCREMENTAL MÁXIMO EM INDIVÍDUO COM LESÃO MEDULAR?**

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: fabianatgds@hotmail.com

## **INTRODUÇÃO**

Atualmente diversas formas de intervenção são utilizadas na reabilitação em pessoas com disfunção motora, como em lesionados medulares (LM). Uma delas é a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) que é uma técnica de modulação cortical não invasiva, indolor, de baixo custo e sem efeitos colaterais. A ETCC também tem sido estudada no exercício físico, em pessoas sem deficiência física, como fator ergogênico<sup>1</sup> por apresentar pontos positivos como melhora de rendimento em teste incremental máximo<sup>2</sup>.

Estudos de intervenção com ETCC e pessoas com LM, com um foco voltado para melhorias na capacidade física no exercício, ainda não existem. Nosso objetivo é observar se haverá modificações na atividade elétrica muscular, pois a execução do movimento voluntário é realizada 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>3</sup>. Nossa hipótese é que a ETCC, sobre o córtex motor primário (M1), possa melhorar a frequência de disparos (frequência mediana (FM) na musculatura do tríceps braquial em teste incremental máximo (TIM) em indivíduo com lesão medular.

## **MÉTODOS**

Um indivíduo com paraplegia (25 anos e 60,9 kg), paratleta, canhoto (inventário de dominância lateral de Edimburgo<sup>3</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 tríceps 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>4</sup>) com corrente de intensidade 2 mA.

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. O eletrodo ativo apresentava 9x4cm e o de referência 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 braqueal direito e esquerdo.

## RESULTADOS

De acordo com os resultados encontrados, observamos que o músculo tríceps braquial direito e esquerdo apresentaram respostas diferentes de acordo com a estimulação (*sham* ou anódica) aplicada (Figura 1). Para a situação *sham* o músculo tríceps direito começou reduzir bruscamente sua FM a partir do minuto 9 enquanto o esquerdo começa a declinar no minuto 8. Já para situação anódica o tríceps direito aumentou sua FM, apresentando uma resposta fisiológica atípica, e o esquerdo se manteve constante com leve redução a partir do minuto 12, caracterizando uma resposta fisiológica de fadiga muscular.

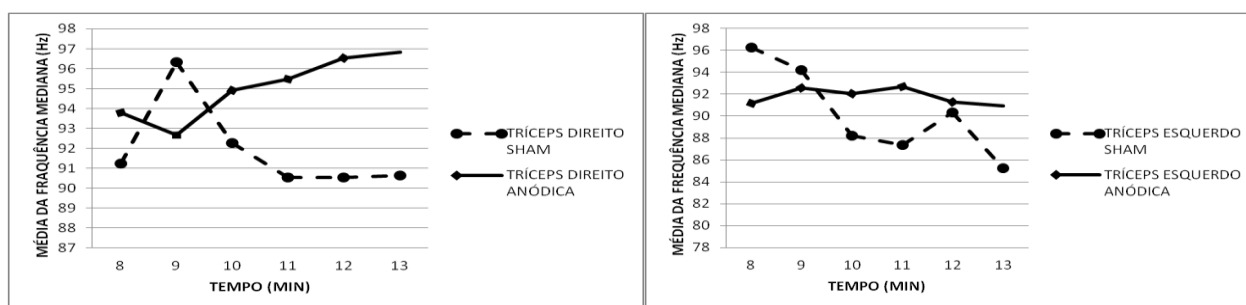


Figura 1 – Gráficos da frequência mediana (Hz) em função do tempo (MIN)

## DISCUSSÃO

De acordo com os resultados, pode-se observar a diferença entre os lados direito e esquerdo através da dominância de força muscular. Talvez por o lado esquerdo ser o dominante, e através das contrações voluntárias máximas realizadas para normalização dos dados, apresentar a atividade eletromiográfica mais reduzida, o indivíduo utilizou, durante quase todo o teste, um nível de força maior no lado dominante para poder equilibrar o movimento bi-cíclico no ergômetro de braço, sobrecarregando-o e conseqüentemente levando a uma redução de FM antes do lado direito. Dados estes observados na Figura 1 em que o lado direito antes de chegar a uma frequência de 96 Hz, que culminou em fadiga muscular, apresentava uma FM menor em relação a FM do lado esquerdo que já se apresentava com 96 Hz o que poderia justificar nosso achado.

Embora diferentes entre os resultados da anódica para ambos os lados, a mesma gerou melhoras acentuadas quando comparada a sham, o que corroboram com estudo desenvolvido anteriormente por Brucker e Buylaeva<sup>5</sup>, sem o uso de ETCC, que relatou melhora na atividade eletromiográfica do músculo tríceps braqueal com o treinamento de biofeedback eletromiográfico em 100 pessoas com LM.

## CONCLUSÃO

Observou-se que a atividade elétrica da musculatura do tríceps braquial (bilateral), foi melhorada com a ETCC anódica, mantendo-se ou conseguindo menor redução na FM nos estágios finais do exercício e iniciais de fadiga muscular, o que pode caracterizar como aumento da tolerância ao exercício neste grupo.



**REFERENCIAS**

1. Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, Farinatti PDTV, 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.
2. 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.
3. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia.* 1971; 9(1):97-113.
4. 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. .2012;6(3):424–432.
5. Brucker BS, Buylaeva NV. Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 1996; 77(2):133-7.

# **TRANSCRANIAL DIRECT CURRENT STIMULATION ALTERS MEDIAN FREQUENCY OF THE TRICEPS BRACHIAL MUSCLE (BILATERAL) MAXIMUM INCREMENTAL TESTING IN GUY 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>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>

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

## **INTRODUCTION**

Currently various forms of intervention are used in rehabilitation in persons with motor dysfunction, as in people with spinal cord injury (SCI). One is transcranial direct current stimulation (tDCS) which is a technique for noninvasive cortical modulation, painless, inexpensive and without side effects. The tDCS is also being studied in physical exercise in people without physical disabilities, as ergogenic factor<sup>1</sup> by reason of presenting positive points such as improvement of yield in maximal incremental test<sup>2</sup>.

Intervention studies with TDCS and persons with SCI, with a focus toward improvements in physical capacity during exercise, not yet exist. Our goal is to observe whether there will be changes in muscle electrical activity, since the execution of voluntary movement is carried out through nervous impulses way the descending motor cortex and persons with spinal cord injury have cortical atrophy in motor and sensory areas<sup>3</sup>. Our hypothesis is that TDCS over the primary motor cortex (M1), can improve the frequency of shots (median frequency (FM) in the brachial triceps muscle in maximal incremental test (MIT) in individual with spinal cord injury.

## **METHODS**

An individual with paraplegia (25 years and 60.9 kg), elite athlete, left handed (handedness inventory Edinburgh<sup>4</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 triceps brachial right and left. Double-blind and randomly, the sessions (sham and anode) 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 opposite effect, ie, instead of exciting the cortex begins to inhibit it<sup>4</sup>) with current of 2mA intensity.

For the application of tDCS and sham, was used the international system EEG 10-20, 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 active electrode showed 9x4cm and the 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 were used international standards proposed by the International Society of Electromyography and Kinesiology (Isek / SENIAM), in musculature of the brachial biceps right and left.

## RESULTS

According to the results, we observe that the brachial triceps right and left showed different responses according to the stimulation (sham or anodic) applied, see Figure 1. For the sham situation right triceps muscle began sharply reducing its FM from 9 minutes while the left begins to decline after 8 minutes. As for the anode situation right triceps increased its FM, presenting an atypical physiological response, and the left remained constant with a slight decrease from the 12 minute, featuring a physiological response of muscle fatigue.

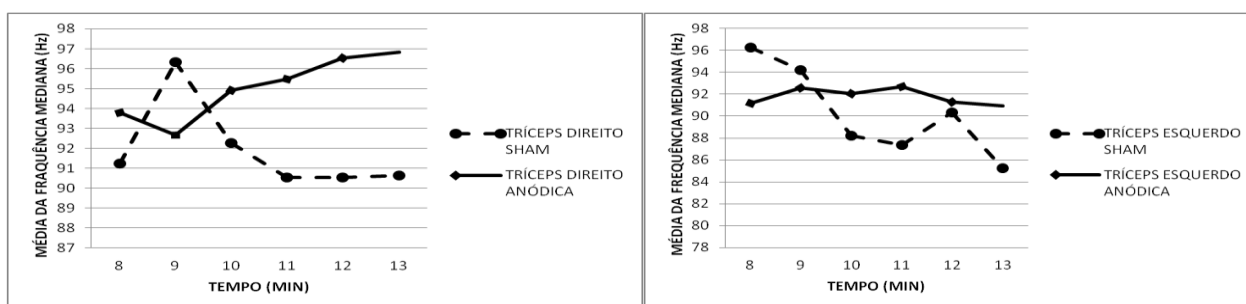


Figure 1 - Graphs median frequency (Hz) versus time (min)

## DISCUSSION

According to the results, we can observe the difference between the right and left sides by the dominance of muscular strength. Perhaps because the left side is dominant, and across maximal voluntary contractions performed to normalize the data, present lower electromyographic activity, the individual used for almost any test, a level of force majeure on the dominant side in order to balance the bi-cyclic movement in the arm ergometer, overloading it and consequently leading to a reduction of FM before the right side. Which was also noted in Figure 1 where the side right before coming to a frequency of 96 Hz, which resulted in muscle fatigue, had lower FM compared to FM on the left already had to 96Hz which may explain our finding.

Although there are differences between the results of the anode for both sides, it has generated notable improvement when compared to sham, the study corroborate previously developed<sup>5</sup>, without the use of tDCS, which reported improvement in electromyographic activity of the triceps brachial with electromyographic biofeedback training for 100 persons with SCI.

## CONCLUSION

Our study opens the possibility of using tDCS with other methods of intervention at the level of rehabilitation as level of improvement in yield in paraplegics because for the muscles analyzed, bi-side, anodal tDCS improved, maintained or managed smaller reduction FM in the final stages of exercise and early muscle fatigue, which can be characterized as increased exercise tolerance in this group.

**REFERENCES**

1. Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, Farinatti PDTV, 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.
2. 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.
3. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia.* 1971; 9(1):97-113.
4. 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
5. Brucker BS, Buylaeva NV. Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 1996; 77(2):133-7.

## COMPORTAMENTO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS EM EXERCÍCIOS COM RESISTÊNCIA ELÁSTICA

Teles FS<sup>2</sup>, Tomé FB<sup>1</sup>, Moura ILB<sup>1</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: fernandasteles@hotmail.com; Web: <http://www.fef.unb.br/>

### INTRODUÇÃO

Dentro do contexto do treinamento físico, a utilização da eletromiografia de superfície (S-EMG) torna-se essencial por possibilitar inferências e interpretações de eventos fisiológicos como a fadiga muscular. A fadiga consiste na redução da capacidade de manutenção de um nível esperado de força e está associada ao acúmulo de metabólitos. Esse processo pode ser verificado através da captação dos impulsos elétricos gerados pelo músculo ativo por meio de eletrodos dispostos sobre a superfície da pele<sup>1</sup>. O processo de fadiga está intimamente ligado ao aumento da espessura muscular, ganhos de força, prescrição de carga e repetições e reabilitação<sup>2</sup>. Desta forma, a identificação do fenômeno mostra-se relevante para prescrição da atividade e individualidade do praticante.

A utilização de resistência elástica é uma alternativa interessante para o treinamento resistido. Implementos elásticos são acessíveis, de fácil portabilidade e possibilitam a prática do exercício em ambientes indoor e outdoor. No entanto, a variação de carga no treinamento com implementos elásticos e o alto grau de liberdade do movimento modificam o recrutamento muscular ocasionando em perda de efetividade desse tipo de treinamento<sup>3</sup>. Estudar o processo de fadiga em exercícios com resistência elástica pode auxiliar na prescrição de rotinas eficientes para aumento da força muscular. Nesse contexto, o presente trabalho objetivou verificar se parâmetros eletromiográficos de frequência e amplitude são sensíveis ao processo de fadiga muscular em exercícios com sobrecarga elástica.

### MÉTODOS

A primeira etapa do experimento consistiu na realização de duas contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) do movimento de flexão de cotovelo. Foi utilizada uma célula de carga (AEPH<sup>®</sup>). O ângulo de flexão do cotovelo nas CIVMs foi de 90°. O protocolo experimental consistiu na realização do número máximo de repetições com implemento elástico que proporcionava sobrecarga de 35% a 45% da CVIM. Durante os exercícios os sujeitos permaneceram em pé, posicionados de frente a uma parede com o braço em alinhamento horizontal. Os voluntários tracionavam o implemento elástico até a máxima flexão do cotovelo e retornavam à posição inicial. Três indivíduos do sexo masculino (idade média de 27,33 ± 5,51 anos) participaram do experimento. Foram utilizados equipamentos de resistência elástica da marca Elastos<sup>®</sup> (modelo Krampe) e o controle da intensidade foi feito por meio da célula de carga. Um metrônomo digital (Seiko<sup>®</sup>) programado para um ritmo de 55 bpm foi acionado durante a realização das contrações para orientar a cadência de execução do exercício. A cada batida do metrônomo, o sujeito deveria completar as fases concêntricas e excêntricas do movimento. A partir do momento em que o sujeito não conseguisse sustentar a frequência requerida, o teste era interrompido.

O eletrodo foi posicionado no bíceps braquial 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. As recomendações de assepsia dessa organização também foram observadas. O sinal foi digitalizado por uma placa A/D de 12 bits (National Instruments, modelo

BNC-2120) e registrado por meio da ferramenta computacional LabView. Essa ferramenta também realizou o sincronismo do sinal do metrônomo com o sinal do bíceps braquial. Após as coletas, foram desenvolvidas rotinas específicas em MatLab® para cálculo das variáveis eletromiográficas. As bulhas do sinal foram recortadas com base no sinal enviado pelo metrônomo (Figura 1). Para cada bulha referente às repetições do exercício foram calculados o valor médio quadrático (*root mean square* - RMS) e a frequência de potência mediana (FPM). A partir dos dados de cada repetição foram traçadas retas de regressão que possibilitaram verificar se as variáveis analisadas apresentaram padrões consistentes de acréscimo ou decréscimo em todos voluntários. No cálculo dessas retas a primeira e as duas últimas bulhas do sinal foram desconsideradas. A inclinação das retas foram adotadas como referências para taxa de crescimento ou decaimento do RMS e da FPM.

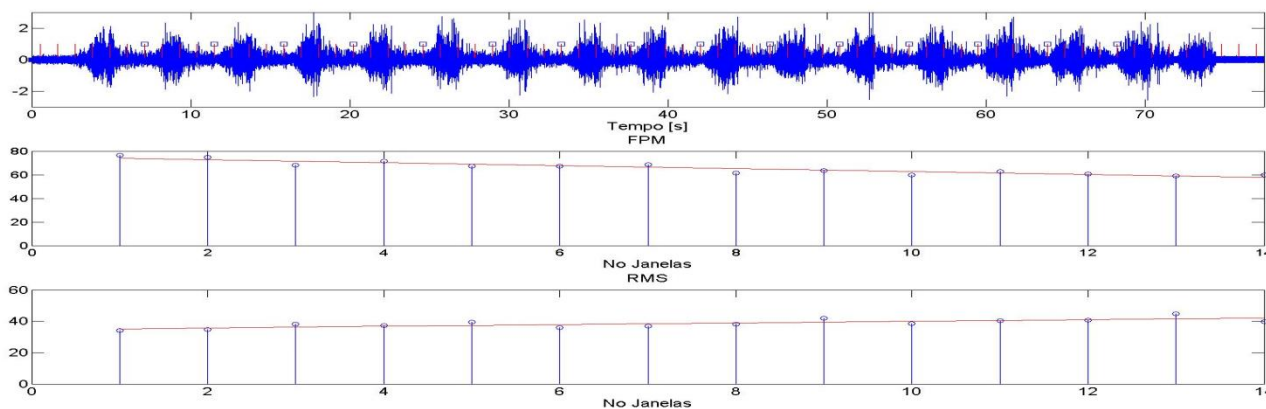


Figura 1 – Sinal eletromiográfico bruto e retas de regressão calculadas a partir do RMS e da FPM de cada repetição

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 apresenta os valores de inclinação da reta de regressão calculadas a partir do valor RMS e da FPM de cada repetição.

Tabela 1 – Valores da inclinação das retas de regressão do RMS e da FPM

Sujeito	RMS	FPM
1	0,53	-1,26
2	-0,07	-0,24
3	-0,28	-1,01

Verificou-se que a FPM apresentou padrão decrescente no exercício executado por todos os voluntários. Esse comportamento foi previamente reportado para em contrações isométricas fatigantes<sup>1</sup>. A RMS não apresentou o mesmo padrão em todos os avaliados. Em dois sujeitos esse indicador de amplitude apresentou padrão crescente e em um dos voluntários esse estimador decaiu. O padrão de decréscimo de amplitude não condiz com o comportamento de observado em contrações isométricas exaustivas<sup>1</sup>.

## CONCLUSÃO

Verificou-se que a FPM apresentou padrão decrescente para todos os voluntários. Esse fato é um indicativo de que a FPM é um parâmetro mais confiável e sensível ao processo de fadiga em contrações que utilizam sobrecarga de implemento elástico. A FPM pode ser utilizada como variável de comparação entre exercícios submáximos realizados com implementos elásticos e movimentos realizados com outros tipos de sobrecarga como halteres e pesos livres.

**REFERÊNCIAS**

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
2. Garcia MAC, Magalhães J, Imbiriba LA. Comportamento temporal da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular. *Rev Bras Med Esporte.* 2004;10(4):299-303.
3. Martins WR, Oliveira RJ, Carvalho RS, Damasceno VO, Silva VZM, Silva MS. Elastic resistance training to increase muscle strength in elderly: A systematic review with meta-analysis. *Arch Gerontol Geriatr.* 2013;57:8–15.
4. 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).

## BEHAVIOUR OF ELECTROMYOGRAPHIC PARAMETERS IN EXERCISES WITH ELASTIC RESISTANCE

Teles FS<sup>2</sup>, Tomé FB<sup>1</sup>, Moura ILB<sup>1</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: fernandasteles@hotmail.com; Web: <http://www.fef.unb.br/>

### INTRODUCTION

In sport training science, the use of surface electromyography (S-EMG) is important because it allows making inferences about physiological events as muscle fatigue. Fatigue consists in a reduction of muscle capacity in maintaining an effort level and it is associated to metabolites accumulation. This process can be detected through muscle electric signals placed over the skin.<sup>1</sup> The fatigue process is deeply related to the muscle thickness, force gains and exercise load prescription<sup>2</sup>. Thus, the fatigue phenomena identification is relevant do exercise prescription and individuality of the practitioner.

The use of elastic resistance is an interesting alternative to resistance training. Elastic implements are accessible, easy to carry and allow executing exercise in indoor and outdoor environments. However, the variation in training load and the high degree of freedom in movements with elastic elements modify the muscle recruitment causing losing of effectiveness in this kind of exercise<sup>3</sup>. In this context, the present work aims to verify if electromyographic parameters of amplitude and frequency are sensitive to fatigue process in exercise with elastic load.

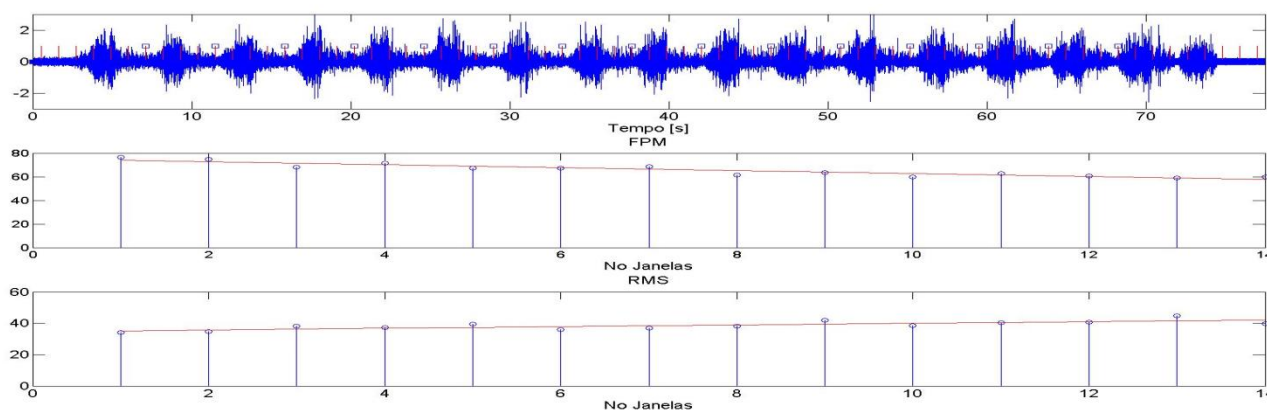
### METHODS

The first part of the experiment consisted in two maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of elbow flexion. A load cell (AEPH<sup>®</sup>) was used in this test and the elbow angle during the contractions was 90°. In the experimental protocol the volunteers performed the maximal number of elbow flexions with 35% a 45% of MVIC intensity. During the exercises the individuals were positioned in the standing position with the arm in horizontal alignment. The volunteers exerted traction in the elastic element until maximal elbow flexion and returned to initial position. Three men (age 27.33 ± 5.51 years) performed the test. Elastics of Elastos<sup>®</sup> company were used and intensity control was made by the load cell. A digital metronome adjusted to 55 bpm was used to guide the exercise rhythm. In an interval of 5 beeps the subjects should perform the concentric and eccentric phases of the exercise. When the movement cadency could not be maintained, the test was interrupted.

The electrode was placed in the biceps brachii on the line between the medial acromion and the fossa cubit at 1/3 from the fossa cubit following the recommendations of SENIAM. The asepsis recommendation of this institution was also observed. The signal was digitalized by an A/D converted of 12 bits (National Instruments, model BNC-2120) and registered through the computational tool LabView. This tool also synchronized the metronome signal with the signal of biceps brachii. After the signal acquirement, specific computational routines in MatLab<sup>®</sup> were designed to the calculus of electromyographic parameters. The bursts were delimited based in the metronome signal (figure 1). For each burst that corresponded to exercise repetitions, the root mean square (RMS) and the median frequency (MDF) were estimated. From the data of each burst, linear regressions were calculated to verify if the analyzed variables presented consistent patterns of increase or decrease for all the volunteers. In the analysis, the first and the two last repetitions were



excluded. The slopes of the regression lines were adopted as reference of increase or decrease of RMS and MDF.



**Figure 1** – Electromyographic signal and the regression lines estimated from RMS and MDF of each repetition

## RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 presents the slopes values of regression lines of RMS and MDF.

**Table 1** – Slopes of regression lines of the RMS and FPM.

Sujeito	RMS	MDF
1	0.53	-1.26
2	-0.07	-0.24
3	-0.28	-1.01

It was observed that MDF showed decrease pattern in the exercise performed for all the volunteers. This behavior was previously reported for isometric fatiguing contractions<sup>1</sup>. The RMS did not present the same pattern for all the subjects. In two of them, this amplitude indicator increased and in the other one the RMS decayed. The decrease in amplitude does not correspond to the behavior to the pattern described for fatiguing isometric contractions elsewhere<sup>1</sup>.

## CONCLUSIONS

It was concluded that MDF presented decreasing pattern for all the volunteers. This fact indicate that the MDF is a more consistent and sensible parameter to process fatigue analysis in contractions that use elastic load. The MDF can be used as an appropriated variable to compare submaximal exercise performed with elastic elements and movements with free weights load.

## REFERENCES

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
2. Garcia MAC, Magalhães J, Imbiriba LA. Comportamento temporal da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular. *Rev Bras Med Esporte.* 2004;10(4):299-303.
3. Martins WR, Oliveira RJ, Carvalho RS, Damasceno VO, Silva VZM, Silva MS. Elastic resistance training to increase muscle strength in elderly: A systematic review with meta-analysis. *Arch Gerontol Geriatr.* 2013;57:8–15.
4. 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).

## VALORES DE RMS EM DIFERENTES MANOBRAS DE FORÇA MUSCULAR RESPIRATÓRIA: NOVAS PERSPECTIVAS

Aguiar K<sup>2</sup>, Azevedo IG<sup>2</sup>, Evangelista MA<sup>2</sup>, Montemezzo D<sup>1</sup>, Lima VP<sup>1</sup>, Miranda APG<sup>1</sup>, Pereira DAG<sup>1</sup>, Britto RR<sup>1</sup>, Velloso M<sup>1</sup>, Parreira VF<sup>1</sup>, De Andrade A<sup>3</sup>, Aliverti A<sup>4</sup>, Fregonezi G<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais

<sup>2</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco

<sup>4</sup>Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria - Politecnico di Milano

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

### INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMG<sub>s</sub>) é um método não invasivo de captação da atividade elétrica muscular, podendo ser aplicada para fins de pesquisa e estudos clínicos. Nos músculos respiratórios, a EMG<sub>s</sub> permite avaliar o nível e o padrão de ativação durante várias manobras respiratórias (ATS/ERS<sup>1</sup>). Os registros da ativação muscular precisam ser normalizados, permitindo eliminar fatores individuais entre sujeitos, as quais podem ser fontes de variabilidade e representarem erros na interpretação dos resultados. O método mais aplicado de normalização consiste em comparar a ativação de um músculo em determinada tarefa com aquela obtida em sua contração voluntária máxima (CVM). Nos estudos envolvendo músculos respiratórios não há consenso sobre qual melhor forma de normalizá-los (Burden<sup>2</sup>). Usualmente, são utilizadas as manobras de pressões respiratórias máximas estáticas ou ventilação em repouso, nas quais todos os músculos respiratórios envolvidos são ativados maximamente (ATS/ERS<sup>1</sup>). O objetivo deste estudo foi avaliar a ativação muscular através de EMG<sub>s</sub> de quatro músculos respiratórios esternocleidomastoideo (ECOM), escaleno (ESC), diafragma (oitavo espaço intercostal, EIC) e reto abdominal (RetoAbd), durante a execução de cinco manobras distintas.

### MÉTODOS

Foram avaliados sujeitos saudáveis em relação a dados antropométricos, espirometria e EMG<sub>s</sub>. Para colocação dos eletrodos, a pele foi preparada com abrasão, seguida de tricotomia, nas seguintes regiões para aquisição dos sinais de eletromiografia: (1) ECOM: terço inferior da distância entre o processo mastoide e a articulação esternoclavicular; (2) ESC: 5 cm para a direita a partir da articulação esternoclavicular e, neste ponto, 2 cm para cima; (3) Diafragma: oitavo espaço intercostal, entre as linhas axilar e hemiclavicular e (4) RetoAbd: ao nível da cicatriz umbilical, 4 centímetros à direita. Todos os eletrodos (*double hall* - Miotec<sup>®</sup>) foram posicionados no hemitórax direito e no sentido das fibras musculares. Os sinais eletromiográficos foram adquiridos por meio de eletromiógrafo e sensores *wireless* (*Clinical DTS* - Noraxon<sup>®</sup>) durante as manobras de *sniff* teste, pressão inspiratória máxima (PImáx), pressão expiratória máxima (PEmáx) e CVM dos músculos RetoAbd, ECOM e ESC, cuja ordem de execução foi randomizada. O sinal eletromiográfico analisado foi aquele onde se obteve o maior valor de pressão para PImáx, PEmáx e *sniff* teste. Para as medidas de CVM dos músculos ECOM, ESC e RetoAbd foi obtida a média da *root means square* (RMS) de três CVMs. O tratamento do sinal consistiu na redução do eletrocardiograma, retificação e *allising* (50 ms) por meio do *software* MR 3.4. Na análise das variáveis eletromiográficas, a normalidade dos dados foi avaliada pelo teste *Shapiro-Wilk*. Comparações entre as cinco manobras estudadas foram realizadas por meio do teste de *Friedman* ( $p < 0,05$ ) e o teste de *Wilcoxon* foi aplicado como *post hoc* ( $p < 0,005$ ). O *software* *Statistical Package for Social Science* (SPSS), versão 15.0, foi utilizado para processar as análises estatísticas.

## RESULTADOS

A amostra foi composta por 24 sujeitos (15 mulheres), com média de idade  $27,8 \pm 7,1$  anos e IMC  $23,7 \pm 3,4$  kg/m<sup>2</sup> e índices espirométricos dentro dos limites considerados normais. Os valores do sinal eletromiográfico das cinco manobras estudadas e respectivos grupos musculares estão apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1-** Eletromiografia de superfície dos grupos musculares de acordo com as manobras

Músculos	Manobras (µV)					p valor*
	PI <sub>max</sub>	PE <sub>max</sub>	SNIFF	CVM <sub>RETO ABD</sub>	CVM <sub>ECOM/ESC</sub>	
<b>ECOM</b>	119,5 (64,3-165,7) <sup>b</sup>	101,7 (35,5-181)	142 (100,3-167,2) <sup>a</sup>	120,1 (83,6-160,3)	214 (165-364,4) <sup>dab</sup>	p<0,05
<b>Escaleno</b>	121 (72,3-129,7) <sup>b</sup>	89,3 (39,6-155,7)	134,5 (87,3-183) <sup>a</sup>	78,1 (52-114,6)	183,9 (129,3-270,3) <sup>dab</sup>	p<0,05
<b>EIC</b>	24,7 (9,4-40,5)	44,9 (21,1-78,8)	16,20 (8,9-34,1) <sup>a</sup>	49 (29,1-67,5) <sup>d</sup>	20,1 (15,4-34,3) <sup>a</sup>	p<0,05
<b>RetoAbd</b>	6,07 (4,6-11,2) <sup>b</sup>	15,05 (8,7-20,7) <sup>c</sup>	5,32 (3,9-9,3) <sup>a</sup>	66,7 (31,2-89,8) <sup>dc</sup>	16 (8,1-21,66) <sup>ab</sup>	p<0,05

Nota: valores apresentados e media e intervalo interquartilico (25-75%); CVM<sub>ECOM/ESC</sub>: contração voluntária máxima do esternocleidomastoide e escaleno; CVM<sub>RETO ABD</sub>: contração voluntária máxima do reto abdominal; EIC: 8° espaço intercostal; ECOM: esternocleidomastoideo; ESC: escaleno; PE<sub>max</sub>: pressão expiratória máxima; PI<sub>max</sub>: pressão inspiratória máxima; µV: microvolts; SNIFF: pressão inspiratória nasal máxima.

\*Teste de Friedman - Post hoc Wilcoxon: <sup>a</sup>SNIFF<sub>vs</sub> CVM<sub>ECOM/ESC</sub> (p<0,0001); <sup>b</sup>PI<sub>max</sub><sub>vs</sub> CVM<sub>ECOM/ESC</sub> (p<0,0001); <sup>c</sup>PE<sub>max</sub><sub>vs</sub> CVM<sub>RETO ABD</sub> (p<0,0001). Maior valor para a manobra.

## DISCUSSÃO

Observou-se maiores medidas de RMS para os músculos ECOM, ESC e RetoAbd obtidas durante as manobras de CVM enquanto que para o diafragma foi a medida de PE<sub>max</sub>. Por se tratar da ação primária, a ativação dos três primeiros músculos foi maior nas suas manobras específicas, nas quais estesse encontram em uma posição de maior vantagem biomecânica, favorecendo uma maior ativação muscular. Em relação ao músculo do 8° EIC, referenciado na literatura como ponto de captação da atividade do diafragma (músculo essencialmente inspiratório), a ativação foi maior durante a PE<sub>max</sub>, sugerindo portanto, que este ponto não seria o adequado para sua captação. Sabe-se que a EMGS é limitada à captação de músculos superficiais. Sendo o diafragma um músculo profundo, os resultados podem ser atribuídos a ativação concomitante dos músculos expiratórios.

## CONCLUSÃO

O uso da Contração Voluntária Máxima (CVM) específica para estes músculos é a medida mais adequada para avaliação do RMS para os músculos ECOM, ESC e RetoAbd, enquanto que para o diafragma foi a medida de CVM do Reto abdominal.

## REFERÊNCIAS

1. ATS/ERS. Statement on respiratory muscle testing. Am J Respir Crit Care Med. 2002; 166:518-624.
2. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. J Electromyogr Kinesiol. 2010; 20(6):1023-35.
3. Pereira CAC, Sato T, Rodrigues SC. Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca. J Bras Pneumol. 2007; 33(4):397-406.
4. Kendal FP, McCreary EK, Provance PG, Rod MM. Músculos: provas e funções. 5.ed. São Paulo: Manole; 2007.
5. Andrade AD, Silva TN, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Filho VC, et al. Inspiratory muscular activation during threshold<sup>®</sup> therapy in elderly healthy and patients with COPD. J Electromyogr Kinesiol. 2005; 15:631-9.
6. Maarsingh EJ, Van Eykern LA, Sprickelman AB, Hoekstra MO, Van Aalderen WM. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. J Appl Physiol. 2000; 88:1955-61.

## RMS VALUES IN DIFFERENT MANEUVERS OF RESPIRATORY MUSCLE STRENGTH: NEW PERSPECTIVES

Aguiar K<sup>2</sup>, Azevedo IG<sup>2</sup>, Evangelista MA<sup>2</sup>, Montemezzo D<sup>1</sup>, Lima VP<sup>1</sup>, Miranda APG<sup>1</sup>, Pereira DAG<sup>1</sup>, Britto RR<sup>1</sup>, Velloso M<sup>1</sup>, Parreira VF<sup>1</sup>, De Andrade A<sup>3</sup>, Aliverti A<sup>4</sup>, Fregonezi G<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departament of Physiotherapy, Universidade Federal de Minas Gerais

<sup>2</sup>Departament of Physiotherapy, Universidade Federal do Rio Grande do Norte

<sup>3</sup>Departament of Physiotherapy, Universidade Federal de Pernambuco

<sup>4</sup>Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria - Politecnico di Milano

E-mail: kardecalexandroem@yahoo.com.br Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

Surface electromyography (SEMG) is a noninvasive method to capture muscle electrical activity and can be applied for the purpose of research and clinical studies. In the respiratory muscles, the SEMG allows to evaluate the level and activation pattern during many respiratory maneuvers (ATS/ERS<sup>1</sup>). The records of muscle activation need to be normalized, allowing to eliminate individual factors among subjects, which can be a source of variability and induce errors in the interpretation of the results. The most applied normalization method is to compare the activation of a muscle in a given task with that obtained at maximum voluntary contraction (MVC). In studies including respiratory muscles there is no consensus about the better way to normalize them (Burden<sup>2</sup>). Usually, maneuvers of maximal static respiratory pressure or rest ventilation are used, which not all respiratory muscles involved are activated at their maximum (ATS/ERS<sup>1</sup>). The aim of this study was to evaluate muscle activation of four respiratory muscles through SEMG: sternocleidomastoid (SCM), scalene (SC), diaphragm (eighth intercostal space, EIC) and rectus abdominal (RA), while performing five different maneuvers.

### METHODS

Healthy subjects were evaluated in relation to the anthropometric data, spirometry and SEMG values. For electrode placement, the skin was prepared with abrasion, followed by shaving in the following regions for the acquisition of electromyographic signals: (1) SCM: lower third of the distance between the mastoid process and the sternoclavicular joint, (2) SC: 5 centimeters to the right from the sternoclavicular joint and at this point, up to 2 centimeters, (3) Diaphragm: eighth intercostal space between the axillary and hemiclavicular line (4) RA: the level of the umbilicus scar, 4 centimeters to the right. All electrodes (double hall - Miotec®) were placed in the right side of the body and in the direction of the muscle fibers. The EMG signals were acquired through electromyography and wireless sensors (Clinical DTS - Noraxon®) during sniff test, maximal inspiratory pressure (MIP), maximal expiratory pressure (MEP) maneuvers and MVC of RA, SCM and SC muscles, whose execution order was randomized. To measure the MVC muscles for SCM, SC and RA the average root mean square (RMS) of three MVC was obtained. The signal treatment consisted in reducing the electrocardiogram, rectifying and allising (50 ms) by MR 3.4 software. In the statistical analysis of electromyographic variables, data normality was evaluated by Shapiro-Wilk test. Comparisons between the five studied maneuvers were performed using the Friedman test ( $p < 0.05$ ). The post hoc Wilcoxon test was used to perform the multiple comparison ( $p < 0.005$ ). The software Statistical Package for Social Science (SPSS), version 15.0, was used to perform the statistical analysis.

## RESULTS

24 subjects (15 women), mean age  $27.8 \pm 7.1$  years, BMI  $23.7 \pm 3.4$  kg/m<sup>2</sup> and spirometric index within normal limits. The values of the electromyographic study of five maneuvers and respective signal muscle groups are presented in Table 1.

**Table 1** - Surface EMG of the muscle groups according to the study maneuvers

Muscles	Maneuver ( $\mu$ V)					p valor*
	PI <sub>max</sub>	PE <sub>max</sub>	SNIFF	CVM <sub>RETO ABD</sub>	CVM <sub>ECOM/ESC</sub>	
SCM	119.5 (64.3-165.7) <sup>b</sup>	101.7 (35.5-181)	142 (100.3-167.2) <sup>a</sup>	120.1 (83.6-160.3)	214 (165-364.4) <sup>dab</sup>	p<0.05
Scalene	121 (72.3-129.7) <sup>b</sup>	89.3 (39.6-155.7)	134.5 (87.3-183) <sup>a</sup>	78.1 (52-114.6)	183.9 (129.3-270.3) <sup>dab</sup>	p<0.05
IS	24.7 (9.4-40.5)	44.9 (21.1-78.8)	16.20 (8.9-34.1) <sup>a</sup>	49 (29.1-67.5) <sup>d</sup>	20.1 (15.4-34.3) <sup>a</sup>	p<0.05
RetoAbd	6.07 (4.6-11.2) <sup>b</sup>	15.05 (8.7-20.7) <sup>c</sup>	5.32 (3.9-9.3) <sup>a</sup>	66.7 (31.2-89.8) <sup>dc</sup>	16 (8.1-21.66) <sup>ab</sup>	p<0.05

Note: Values presented as median and interquartile range (25-75%); MVC<sub>SCM/SC</sub>: maximal voluntary contraction of the sternocleidomastoid and scalene; MVC<sub>RA</sub>: maximal voluntary contraction of the rectus abdominal; SCM: sternocleidomastoid; SC: scalene; IS: eighth intercostal space; MEP: expiratory pressure maximum; MIP: maximal inspiratory pressure,  $\mu$ V: microvolts; SNIFF: maximum nasal inspiratory pressure. \*Friedman test. Post hoc Wilcoxon test: <sup>a</sup>SNIFF<sub>v</sub>sMVCSCM/SC (p<0.0001); <sup>b</sup>MIP<sub>v</sub>sMVCSCM/SC (p<0.0001); <sup>c</sup>MEP vs MVCRA (p<0.0001). <sup>d</sup> higher value.

## DISCUSSION

Was observed higher values of RMS for SCM, SC and RA muscles obtained during MVC maneuvers while for the diaphragm, higher values of RMS were measured during MEP test. Since it is the primary action, the activation of the first three muscles was greater in their specific maneuvers in which they are in a position of greater biomechanical advantage, achieving greater muscle activation. In relation to the muscle of 8EIC, referenced in the literature as the pickup point of the activity of the diaphragm (essentially inspiratory muscle), activation was greater during the MEP, suggesting therefore that this point would not be suitable for capture. It is known that SEMG capture is limited to superficial muscles. Thus, being the diaphragm a profound muscle, the results can be attributed to concomitant activation of the expiratory muscles.

## CONCLUSION

The use of Maximum Voluntary Contraction (MVC) specific to the muscles is the most appropriate measure to evaluate the RMS for SCM, SC and RA muscles, while for the diaphragm was the Rectus Abdominal MVC.

## REFERENCES

1. ATS/ERS. Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med.* 2002; 166:518-624.
2. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(6):1023-35.
3. Pereira CAC, Sato T, Rodrigues SC. Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca. *J Bras Pneumol.* 2007; 33(4):397-406.
4. Kendal FP, McCreary EK, Provance PG, Rod MM. *Músculos: provas e funções.* 5.ed. São Paulo: Manole; 2007.
5. Andrade AD, Silva TN, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Filho VC, et al. Inspiratory muscular activation during threshold<sup>®</sup> therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005; 15:631-9.
6. Maarsingh EJ, Van Eykern LA, Sprickelman AB, Hoekstra MO, Van Aalderen WM. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *J Appl Physiol.* 2000; 88:1955-61.

# ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA COMO TÉCNICAS INDIRETAS DE AVALIAÇÃO DO DANO MUSCULAR INDUZIDO

Macedo LB, Borges DT, Lins CAA, Brasileiro JS

Laboratório de Análise da Performance Neuromuscular (LAPERNA) - Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN)

E-mail do apresentador: [lianebmacedo@yahoo.com.br](mailto:lianebmacedo@yahoo.com.br)

## INTRODUÇÃO

O exercício excêntrico é comumente utilizado como modelo fisiológico de indução de lesão em humanos, pois provoca um estresse mecânico no tecido muscular capaz de desencadear respostas inflamatórias subseqüentes e reduzir o desempenho do indivíduo<sup>1</sup>. Durante a ação excêntrica há um superalongamento do sarcômero, o que provoca a quebra da unidade funcional, com posterior liberação de mediadores inflamatórios, geração de dor, desconforto e edema<sup>2</sup>. Além disso, podem ser observados também danos na função muscular e queda no desempenho do indivíduo<sup>3</sup>. Para a avaliação desse dano, algumas medidas diretas e indiretas têm sido propostas. Dentre as indiretas, o registro dos valores da dinamometria isocinética e da eletromiografia de superfície (EMG) surgem como novas opções para detectar a extensão do dano muscular de forma não-invasiva<sup>4,5</sup>. Desta forma, o objetivo desse estudo foi comparar essas duas técnicas como indicadores indiretos de lesão muscular induzida pelo exercício excêntrico.

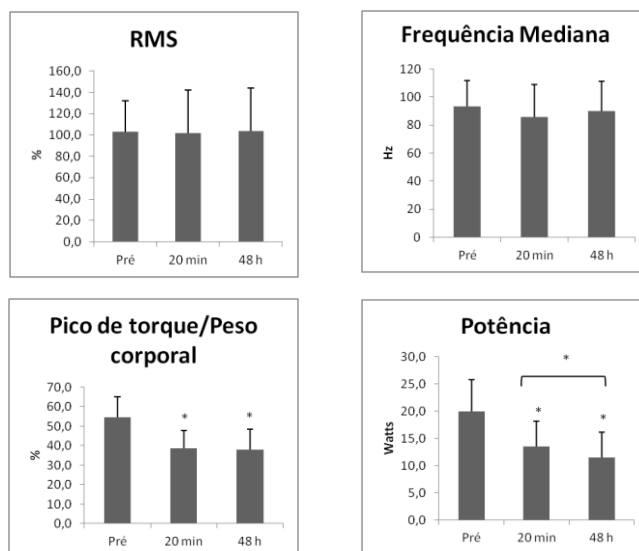
## MÉTODOS

Trata-se de um estudo do tipo experimental e randomizado, composto por 40 sujeitos do gênero feminino. Foi utilizado um dinamômetro isocinético computadorizado (*Biodex Multi-Joint System 4*<sup>®</sup>, Biodex Biomedical System Inc, New York, USA) e um conversor analógico digital de 4 canais (Modelo MCS 1000 EMG System<sup>®</sup>, Brasil) com resolução de 12 bits e razão de rejeição de modo comum > 80 dB. O sinal foi amplificado em 1000 vezes com uma frequência de amostragem configurada em 2000 Hz e um filtro entre 20 e 500 Hz. Todas as voluntárias realizaram inicialmente uma avaliação dinamométrica (5 contrações excêntricas máximas a 60°/s) concomitante ao registro eletromiográfico dos músculos flexores do cotovelo. Em seguida, foram submetidas a um protocolo de exercício no dinamômetro isocinético, composto por 2 séries de 10 contrações excêntricas máximas dos flexores de cotovelo, em uma velocidade angular de 60°/s. Finalizados os procedimentos, os indivíduos realizaram duas reavaliações: 20 minutos e 48 horas após o protocolo de exercício excêntrico, de forma idêntica a primeira avaliação. As variáveis analisadas foram: *Root Mean Square* (RMS), frequência mediana, pico de torque normalizado pelo peso corporal, pico de torque médio, potência e trabalho. Para a análise estatística foi realizado um teste ANOVA de medidas repetidas e o nível de significância utilizado foi de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Não foram observadas diferenças estatísticas para os valores de RMS e frequência mediana entre as avaliações pré, 20 minutos e 48 horas após a indução de lesão (Figura 1). Em relação à resposta eletromiográfica após exercício excêntrico, observa-se na literatura resultados variados, com aumento ou redução dessas variáveis<sup>6,7</sup>. Entretanto, nosso estudo não apresentou alterações significativas, levando-nos a julgar que a técnica proposta, por ser muito superficial, não foi capaz de captar as alterações nas fibras musculares mais profundas, as quais teriam sido lesadas preferencialmente pelo exercício excêntrico. Outra possível explicação estaria no fato de que este tipo de exercício causaria mais dano às estruturas não contráteis, alterações que não seriam captadas pela EMG. Para a dinamometria isocinética, o pico de torque normalizado pelo peso corporal e o

pico de torque médio demonstraram redução nos 20 minutos após o exercício, que se manteve nas 48 horas. Já para a potência e o trabalho, foi observada uma diminuição nos valores 20 minutos após, com nova redução depois de 48 horas (Figura 1). Muitos estudos corroboram com os nossos achados, demonstrando também uma redução do torque após o exercício excêntrico. Esse declínio no desempenho está associado ao dano muscular provocado pelas ações excêntricas<sup>3,5</sup>. Entretanto, podemos observar um comportamento diferente entre o pico de torque, seja este normalizado ou não, e as variáveis potência e trabalho. Hipotetizamos, então, que as variáveis potência e trabalho seriam mais sensíveis na avaliação do dano muscular, pois alterações em qualquer parte da curva dinamométrica afetariam seus valores. O mesmo não ocorreria com o pico de torque, já que este está relacionado apenas com o ponto de maior magnitude, independente do torque empregado no restante da amplitude de movimento.



**Figura 1** - Valores de RMS, frequência mediana, pico de torque normalizado pelo peso corporal e potência muscular antes de lesão, 20 minutos e 48 horas após do protocolo de indução da lesão (\* $P < 0,05$  comparado ao Pré)

## CONCLUSÃO

Os dados da dinamometria isocinética revelaram-se mais sensíveis na detecção do dano muscular do que a eletromiografia de superfície. Por outro lado, a potência e o trabalho são variáveis isocinéticas mais sensíveis à avaliação do dano muscular do que o pico de torque, seja esse calculado pela média ou normalizado pelo peso corporal.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Abad CCC, Ito LT, Barroso R, Ugrinowitsch C, Tricoli V. Effect of classical massage on subjective perceived soreness, edema, range of motion and maximum strength after delayed onset muscle soreness induced by exercise. *Rev Bras Med Esporte*. 2010; 16:36-40.
- 2 - Sellwood KL, Brukner P, Williams D, A Nicol, Hinman R. Ice-water immersion and delayed-onset muscle soreness: a randomised controlled trial. *Br J Sports Med*. 2007; 41:392-7.
- 3 - Lewis PB, Ruby D, Bush-Joseph CA. Muscle soreness and delayed-onset muscle soreness. *Clin Sports Med*. 2012; 3:255-62.
- 4 - Zhou Y, Li Y, Wang R. Evaluation of exercise-induced muscle damage by surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21:356-62.
- 5 - Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81:52-69.
- 6 - Hedayatpour N, Falla D, Arendt-Nielsen L, Farina D. Effect of delayed-onset muscle soreness on muscle recovery after a fatiguing isometric contraction. *Scand J Med Sci Sport*. 2010; 20(1):145-53.
- 7 - Piitulainen H, Bottas R, Komi P, Linnamo V, Avela J. Impaired action potential conduction at high force levels after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(5):879-87.

# **SURFACE ELECTROMYOGRAPHY AND ISOKINETIC DYNAMOMETRY AS INDIRECT TECHNICAL TO EVALUATE THE INDUCED MUSCULAR DAMAGE**

Macedo LB, Borges DT, Lins CAA, Brasileiro JS

Laboratory of Neuromuscular Performance Analysis (LAPERNA) - Department of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande do Norte (UFRN)

Presenter's E-mail: lianebmacedo@yahoo.com.br

## **INTRODUÇÃO**

Eccentric exercise is commonly used as a physiological model of injury induction in humans, because it causes a mechanical stress in muscle tissue that can trigger subsequent inflammatory responses and reduce the performance of the individual<sup>1</sup>. During the eccentric action, there is a super stretch of the sarcomere, which causes the breakdown of the functional muscle unit, with subsequent release of inflammatory mediators, causing pain, discomfort and swelling.<sup>2</sup> Additionally, damage to the muscle function and decrease in individual performance can also be observed<sup>3</sup>. For the assessment of muscle damage, some direct and indirect measures have been proposed. Among the indirect ones, the recorded values of the isokinetic dynamometry and surface electromyography (EMG) emerge as new options to detect the extent of muscle damage in a non-invasive way<sup>4,5</sup>. Thus, the aim of this study was to compare these two techniques as indirect indicators of muscle injury induced by eccentric exercise.

## **METHODS**

This was a randomized trial, consisting of 40 female subjects. An isokinetic dynamometer (BiodexMulti-Joint System 4®, BiodexBiomedical System Inc, New York, USA) was used and an analogical digital converter with 4 channels (Model MCS 1000 EMG System®, Brazil), 12 bits resolution and ratio of common mode rejection > 80 dB also. The signal was amplified 1000 times and collected at a sampling frequency of 2000 Hz and filtered between 20 and 500 Hz. All volunteers initially were submitted to a torque evaluation in the dynamometer (5 eccentric maximum contractions at 60°/s) associated with the electromyography record of the elbow flexors. Then were submitted to an exercise protocol on an isokinetic dynamometer, consisting of 2 sets of 10 maximal eccentric contractions of the elbow flexors at an angular velocity of 60°/s. Once finalized the procedures, subjects performed two reassessments: 20 minutes and 48 hours after eccentric exercise protocol, the same way the first review. The variables analyzed were: Root Mean Square (RMS), median frequency, peak torque normalized by body weight, average peak torque, power and work. For the statistical analysis was used the repeated measures Anova and the differences were considered significant at 5%.

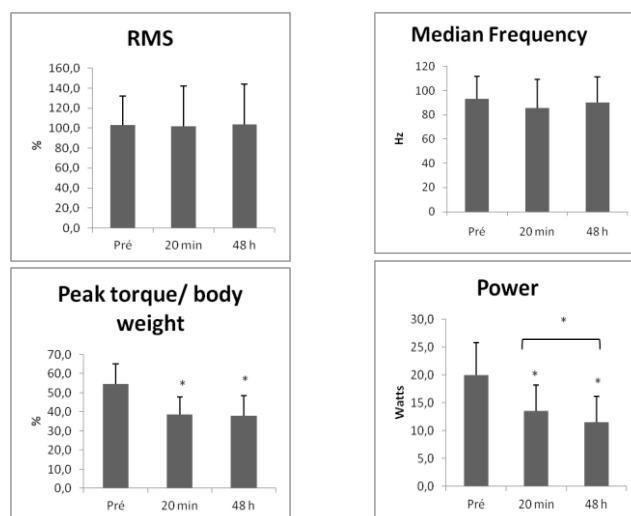
## **RESULTS AND DISCUSSION**

No statistical differences in RMS values and median frequency between pre, 20 minutes and 48 hours were observed after induction of injury (Figure 1). Regarding the EMG response after eccentric exercise, it is noted in the literature varied results, with an increase or decrease of these variables<sup>6,7</sup>. However, our study showed no significant changes, leading us to consider that the proposed technique, being very shallow, was not able to record the changes in the deeper muscle fibers, which have been preferentially injured by eccentric exercise. Another possible explanation



could be that this type of exercise would cause more damage to non-contractile structures, changes that would not be captured by EMG. For isokinetic dynamometry, peak torque normalized by body weight and average peak torque demonstrated a reduction in 20 minutes after exercise, which remained within 48 hours. For the power and work, a decrease was observed in figures 20 minutes, with further reduction after 48 hours (Figure 1). Many studies that corroborate our findings also demonstrated a reduction in torque after eccentric exercise. This decline in performance is associated with muscle damage caused by eccentric actions<sup>3,5</sup>.

However, we observe a different behavior between peak torque, whether is normalized or not, and power and work variables. We hypothesize that the power and work variables are more sensitive in the evaluation of muscle damage, because changes in any part of the torque curve would affect their values. The same does not occur with the peak torque, since this is related only to the point of greatest magnitude, independent of the remainder of the employee torque range of motion.



**Figure 1** - RMS, median values of frequency, peak torque normalized by body weight and muscle power prior to injury, 20 minutes and 48 hours after the injury induction protocol (\* $P < 0,05$  compared to pre values)

## CONCLUSION

The data from the isokinetic dynamometry demonstrated more sensitive in the detection of muscle damage when comparing to the surface electromyography. On the other hand, the power and work are more sensitive to muscle damage assessment variables than the peak torque that is calculated by the average or normalized body weight.

## REFERENCES

- 1 - Abad CCC, Ito LT, Barroso R, Ugrinowitsch C, Tricoli V. Effect of classical massage on subjective perceived soreness, edema, range of motion and maximum strength after delayed onset muscle soreness induced by exercise. *Rev Bras Med Esporte*. 2010; 16:36-40.
- 2 - Sellwood KL, Brukner P, Williams D, A Nicol, Hinman R. Ice-water immersion and delayed-onset muscle soreness: a randomised controlled trial. *Br J Sports Med*. 2007; 41:392-7.
- 3 - Lewis PB, Ruby D, Bush-Joseph CA. Muscle soreness and delayed-onset muscle soreness. *Clin Sports Med*. 2012; 3:255-62.
- 4 - Zhou Y, Li Y, Wang R. Evaluation of exercise-induced muscle damage by surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21:356-62.
- 5 - Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81:52-69.
- 6 - Hedayatpour N, Falla D, Arendt-Nielsen L, Farina D. Effect of delayed-onset muscle soreness on muscle recovery after a fatiguing isometric contraction. *Scand J Med Sci Sport*. 2010; 20(1):145-53.
- 7 - Piitulainen H, Bottas R, Komi P, Linnamo V, Avela J. Impaired action potential conduction at high force levels after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(5):879-87.

## **EFEITOS IMEDIATOS DA LASERTERAPIA SOBRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA APÓS FADIGA MUSCULAR INDUZIDA: ENSAIO CLÍNICO CONTROLADO, RANDOMIZADO E CEGO**

Silva RMV, Pimentel MJ, Macedo LB, Brasileiro JS

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

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

### **INTRODUÇÃO**

A fadiga muscular caracteriza-se por reduzir o desempenho atlético e funcional dos indivíduos<sup>1</sup>. A Terapia de Laser de Baixa Intensidade (LLLT) atua nas células promovendo alterações estruturais nas organelas formando mitocôndrias “gigantes” a partir da fusão das membranas de mitocôndrias vizinhas, proporcionando altos níveis de energia na respiração celular<sup>2,3</sup>. Este estudo teve como objetivo investigar os efeitos imediatos da LLLT sobre o desempenho neuromuscular após a fadiga muscular induzida.

### **MÉTODOS**

Trata-se de um ensaio clínico controlado, randomizado e cego, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-UFRN), com protocolo 344.277. Participaram deste estudo 80 sujeitos saudáveis considerados ativos ou muito ativos de acordo com o Questionário IPaq – Curto, na faixa etária de 18-28 anos, sem dor ou lesão no MS dominante.

Para a captação do sinal mioelétrico foi utilizado um módulo condicionador de sinais (MCS 1000) de 4 canais (EMG System do Brasil<sup>®</sup>) e um conversor analógico digital- A/D (CAD, 12/36-60K) com resolução de 12 bits. Foram utilizados eletrodos de superfície ativos de configuração bipolar (Noraxon<sup>®</sup>, USA) enquanto que o de referência tinha configuração monopolar (Noraxon<sup>®</sup>, USA). Para a aplicação da LLLT foi utilizado o equipamento da marca DMC, modelo *Photon Laser III*, com potência de 100 mW e canetas de aplicação pontual (*Single-Diode Laser*), comprimento de onda de 808 nm (infravermelho), potência de 100 mw, 20 J de energia, distribuídos em 4 pontos, com tempo de aplicação de 49 s por ponto<sup>4</sup>. Para registro da atividade eletromiográfica os eletrodos foram posicionados no bíceps braquial conforme as recomendações do SENIAM.

Os voluntários foram divididos em 4 grupos (n=20). O protocolo de fadiga foi padronizado para todos os grupos e consistia de 30 contrações concêntricas para o grupo flexor do cotovelo, com velocidade angular de 120°/s no dinamômetro isocinético, realizado sempre 4 minutos após avaliação inicial. Após o protocolo de fadiga, os voluntários permaneceram também por 4 minutos em repouso antes da reavaliação. O grupo controle foi submetido apenas às avaliações e ao protocolo de fadiga muscular. O placebo, após a avaliação inicial, realizou a simulação da aplicação do laser. O grupo laser pré-fadiga realizou a aplicação da laserterapia antes do protocolo enquanto que no laser pós-fadiga os voluntários permaneceram em repouso após avaliação inicial e foram submetidos à aplicação do laser após a indução da fadiga. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de *Kolmogorov-Smirnov* (KS). Devido aos dados serem paramétricos foi aplicado o teste de Anova *two-way*, com *post-hoc* de *Tukey*, com nível de significância de 5%.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

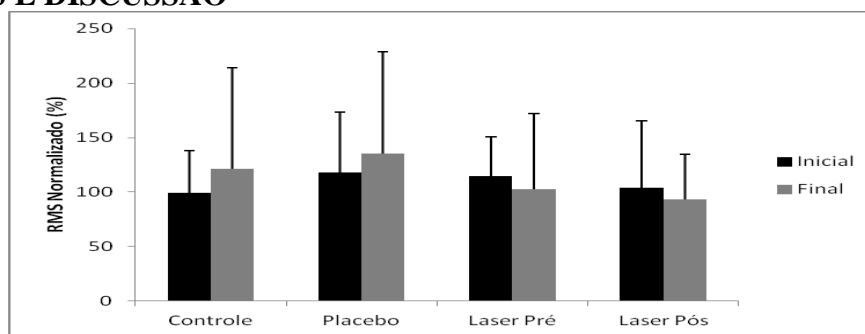


Figura 1 - Comparação dos valores de RMS normalizado antes e após os protocolos experimentais

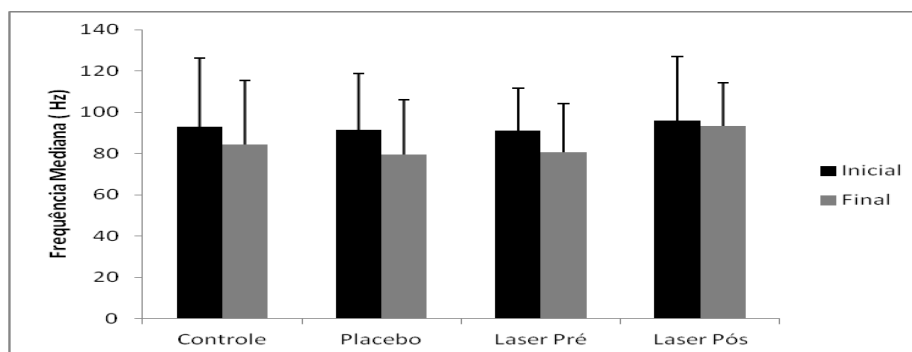


Figura 2 - Comparação dos valores de Fmed inicial e final os protocolos experimentais

Na análise das variáveis do RMS normalizado e Fmed após os protocolos de intervenção, não foi verificada diferença entre os grupos, demonstrando que a aplicação da laserterapia não interferiu de maneira significativa no registro eletromiográfico do músculo bíceps braquial. Estudos realizados anteriormente em animais indicaram que a aplicação da laserterapia em diferentes doses não influenciaria a atividade eletromiográfica<sup>5</sup>. Nesse estudo também verificou-se que a queda na Fmed não foi significativa. Além da possibilidade do laser não ter modificado os níveis de fadiga, esse resultado também pode ter ocorrido em função do tempo de repouso muscular após as contrações dinâmicas (aproximadamente 4 minutos). Deste modo, ocorreu uma melhora progressiva do comportamento neural do músculo, já que à recuperação dos valores de frequência mediana pode ocorrer em aproximadamente 5 minutos<sup>6</sup>.

## CONCLUSÃO

A utilização da laserterapia de baixa intensidade não promoveu efeitos significativos sobre a atividade eletromiográfica, após a fadiga muscular induzida no músculo bíceps braquial de sujeitos saudáveis.

## REFERÊNCIAS

1. Rahnama N, Reilly T, Lees A, Graham-Smith P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *J Sports Sci.* 2003 Nov;21(11):933-42.
2. Bakeeva LE, Manteifel VM, Rodichev EB, Karu TI. Formation of gigantic mitochondria in human blood lymphocytes under the effect of an He-Ne laser. *Mol Biol (Mosk).* 1993 May-Jun;27(3):608-17.
3. Manteifel VM, Karu TI. Structure of mitochondria and activity of their respiratory chain in subsequent generations of yeast cells exposed to He-Ne laser light. *Izv Akad Nauk Ser Biol.* 2005 Nov-Dec(6):672-83.
4. Leal Junior EC, Lopes-Martins RA, Vanin AA, Baroni BM, Grosselli D, De Marchi T, et al. Effect of 830 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in humans. *Lasers Med Sci.* 2009 May;24(3):425-31.
5. Comelekoglu U, Bagis S, Buyukakilli B, Sahin G, Erdogan C. Electrophysiologic effect of gallium arsenide laser on frog gastrocnemius muscle. *Lasers Surg Med.* 2002;30(3):221-6.
6. Shin HJK, J.Y. Measurement of trunk muscle fatigue during dynamic lifting and lowering as recovery time changes. *Int J Ind Ergonom.* 2007;37:6.

# IMMEDIATE EFFECTS OF LOW LEVEL LASER THERAPY ON ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY AFTER INDUCED MUSCULAR FATIGUE: CONTROLLED, RANDOMIZED AND BLINDED TRIAL

SILVA RMV, PIMENTEL MJ, MACEDO LB, BRASILEIRO JS

Department of Physiotherapy, Federal University of Rio Grande of the Norte (UFRN)

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

## INTRODUCTION

The Muscle fatigue reduces athletic and functional performance<sup>1</sup>. The Low Level Laser Therapy (LLLT) acts in cells by promoting structural changes in organelles forming "giant" mitochondrias from the fusion of the neighboring mitochondria membranes, providing high levels of energy in cellular<sup>2,3</sup> respiration. This study aimed to investigate the possible immediate effects of LLLT on neuromuscular performance after induced muscle fatigue.

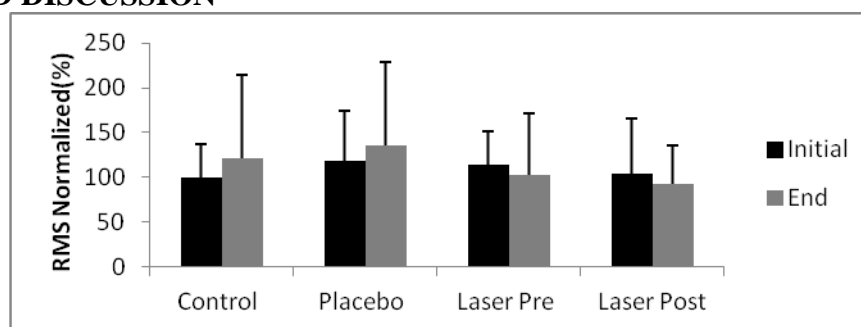
## METHODS

This is a randomized, blinded and controlled trial, approved by the Ethics in Research Committee (CEP- UFRN), Protocol 344.277. The study included 80 healthy subjects considered active or very active according to the IPAQ – Short questionnaire, aged 18-28 years, without pain or injury in the dominant upper limb (UL).

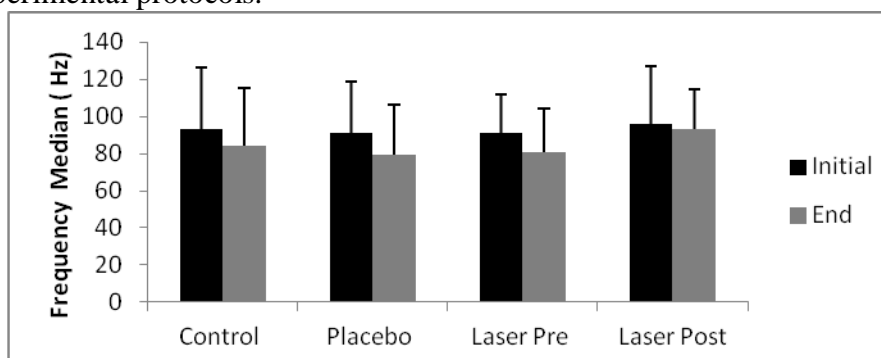
To capture the electrical signal from the muscle, a signal conditioner module (MCS 1000) 4-channel (EMG System of Brazil<sup>®</sup>) and a digital - analog converter A/D (CAD, 12/36-60K) with a resolution of 12 bits were used. Active surface electrodes of the bipolar configuration (Noraxon<sup>®</sup>, USA) were used, while the reference had monopolar configuration (Noraxon<sup>®</sup>, USA). For the application of LLLT DMC equipment, model Photon Laser III was used with power 100 mW and pens for point application (Single- Diode Laser), wavelength of 808 nm (infrared), power of 100 mw, 20 J of energy, distributed in 4 points, with exposure time of 49s per point<sup>4</sup>. To record the electromyographic activity, electrodes were placed according to the recommendations of the SENIAM for the muscle biceps brachial.

The volunteers were divided into 4 groups (n=20). The fatigue protocol was standardized for all groups and consisted of 30 concentric contractions for the elbow flexor group, with an angular velocity of 120°/s on the isokinetic dynamometer, 4 minutes after initial evaluation. After the fatigue protocol, the volunteers also remained at rest for 4 minutes before the reevaluation. The control group received only the assessment and the protocol of muscle fatigue. The placebo after initial evaluation, conducted the simulation of laser application. The pre-fatigue group held laser application before the protocol while in the post-fatigue laser volunteers remained at rest after initial assessment and underwent laser application after induction of fatigue. The normality was verified using the Kolmogorov-Smirnov test (KS). The two-way ANOVA test was applied with Post-hoc Tukey, with a significance level of 5 %.

## RESULTS AND DISCUSSION



**Figure 1** - Comparison of normalized RMS (Roots Mean Square) values before and after the experimental protocols.



**Figure 2** - Comparison of Fmed (Median Frequency) initial and final values of experimental protocols

In the analysis of the variables of normalized RMS and Fmed after the intervention protocols, there was no difference between groups, demonstrating that the application of laser therapy did not interfere significantly in the electromyographic activity of brachial biceps muscle. Previous studies in animals have shown that laser therapy at different doses did not influence the electromyographic activity<sup>5</sup>. In this study it was found that the decrease in Fmed was not significant. Besides the possibility of not having modified laser fatigue levels, this result may also have occurred because of the time of rest after the dynamic muscle contraction (approximately 4 minutes). Thus, there was a gradual improvement of neural behavior of the muscle, since the recovery of the median frequency values can occur in about 5 minutes<sup>6</sup>.

## CONCLUSION

The use of low intensity laser therapy did not cause significant effects on electromyographic activity after induced muscle fatigue in the biceps muscle of healthy subjects.

## REFERENCES

1. Rahnama N, Reilly T, Lees A, Graham-Smith P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *J Sports Sci.* 2003 Nov;21(11):933-42.
2. Bakeeva LE, Manteifel VM, Rodichev EB, Karu TI. Formation of gigantic mitochondria in human blood lymphocytes under the effect of an He-Ne laser. *Mol Biol (Mosk).* 1993 May-Jun;27(3):608-17.
3. Manteifel VM, Karu TI. Structure of mitochondria and activity of their respiratory chain in subsequent generations of yeast cells exposed to He-Ne laser light. *Izv Akad Nauk Ser Biol.* 2005 Nov-Dec(6):672-83.
4. Leal Junior EC, Lopes-Martins RA, Vanin AA, Baroni BM, Grosselli D, De Marchi T, et al. Effect of 830 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in humans. *Lasers Med Sci.* 2009 May;24(3):425-31.
5. Comelekoglu U, Bagis S, Buyukakilli B, Sahin G, Erdogan C. Electrophysiologic effect of gallium arsenide laser on frog gastrocnemius muscle. *Lasers Surg Med.* 2002;30(3):221-6.
6. Shin HJK, J.Y. Measurement of trunk muscle fatigue during dynamic lifting and lowering as recovery time changes. *Int J Ind Ergonom.* 2007;37:6.

## RESPOSTA REGIONAL DA TEMPERATURA DA PELE AO EXERCÍCIO AERÓBICO DE INTENSIDADE MODERADA MENSURADO ATRAVÉS DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA

Fernandes AA<sup>1,2</sup>, Valle MAAN<sup>3</sup>, Amorim PRS<sup>1</sup>, Brito CJ<sup>4</sup>, Quintana MS<sup>5</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Viçosa - UFV

<sup>2</sup>Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – IFMG

<sup>3</sup>Departamento de Biologia Geral, Universidade Federal de Viçosa - UFV

<sup>4</sup>Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Sergipe - UFS

<sup>5</sup>Faculdade de Atividade Física e Ciências do Esporte, Universidade Politécnica de Madrid – UPM

E-mail: alex.andrade@ifmg.edu.br Web: [www.cefetbambui.edu.br](http://www.cefetbambui.edu.br) / [www.ufv.br](http://www.ufv.br)

### INTRODUÇÃO

A termografia infravermelha (TRI) registra quantitativamente uma série de imagens térmicas (IT) onde é possível determinar com precisão a temperatura de uma determinada região corporal de interesse (RCI). TRI também permite o rastreamento preciso do processo de termorregulação de um membro ou de todo corpo durante várias intensidades de exercício<sup>1,2</sup>. Assim, é possível quantificar e mapear grande parte da temperatura da superfície corporal, algo impossível de ser conseguido usando termopares ou qualquer outro método local.

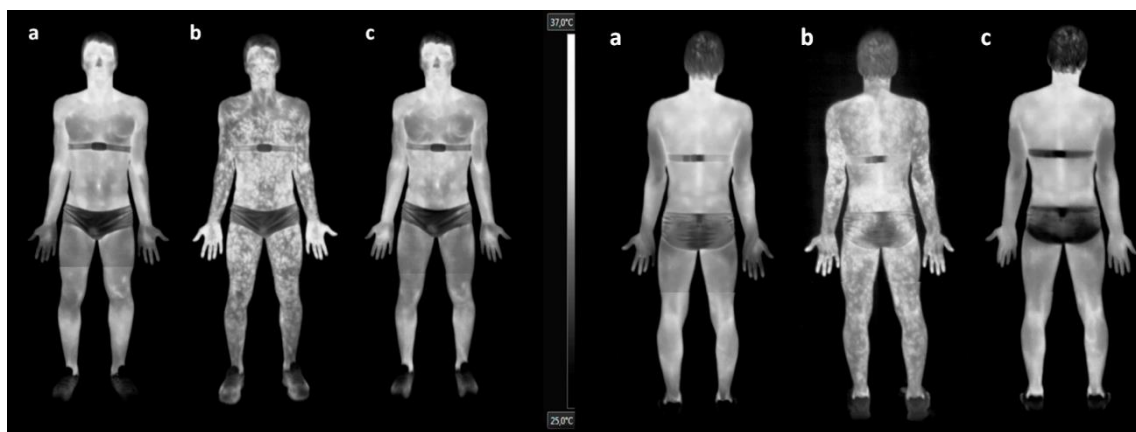
Assim, o objetivo deste estudo foi investigar as variações da temperatura da pele ( $T_p$ ) usando TRI em um grupo de jovens fisicamente ativos em ambiente temperado antes, durante 60 min de exercício aeróbico de intensidade moderada, seguido de fase de recuperação.

### MÉTODOS

A amostra foi composta por 12 homens fisicamente ativos. Suas características físicas (média  $\pm$  SD) foram: idade de  $22,4 \pm 3,3$  anos, altura de  $177,0 \pm 0,8$  centímetros, percentual de gordura corporal (% BF) de  $10,3 \pm 3,0\%$ , a área de superfície corporal (BSA)  $1,92 \pm 0,09$  m<sup>2</sup> e  $\dot{V}O_{2max}$   $48.7 \pm 4.9$  ml•min<sup>-1</sup>•kg<sup>-1</sup>. Foram adotadas as recomendações da *European Association of Thermology* para avaliação da  $T_p$ . Um termovisor (Flir®, T420), foco automático e resolução de 320 x 240 pixels, foi utilizado para obtenção dos termogramas. Fase pré-exercício: Os sujeitos permaneceram em pé por 30 minutos na sala de teste e a cada 5 minutos uma IT era realizada totalizando assim 7 momentos de coleta em condição de repouso. Fase de exercício: Nesta fase do experimento, cada sujeito completou o exercício intervalado em uma esteira, sendo 12 blocos de 5 minutos cada com intervalo de 1 minuto, para registro das IT. A intensidade do exercício foi determinada para cada indivíduo, com base no cálculo de 60% da velocidade  $\dot{V}O_{2max}$  obtido em um experimento anterior. Fase pós-exercício: Os sujeitos permaneceram em pé por 60 minutos na sala de testes, sendo que as IT foram registrados a cada 5 min, num total de 12 vezes ao longo de toda a fase de recuperação. Para comparação da  $T_p$  entre os diferentes momentos estudados em todas as RCI, utilizou-se a ANOVA *One-Way* para medidas repetidas, seguida do post-hoc de *Holm-Sidak*. O nível de significância adotado foi  $\alpha < 0,05$ . Todas as análises foram conduzidas no programa estatístico (Sigmaplot®, versão 12.0).

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 1 mostra uma representação qualitativa típica de termograma de um sujeito na visão anterior e posterior, coletada nos momentos 30 minutos do pré-exercício, 60 minutos de exercício e 60 minutos pós-exercício. As variações dos padrões de temperatura nas diferentes RCI são mostradas claramente em particular durante a fase do exercício 60 min.



**Figura 1** - Termogramas no momento 30' do pré-exercício (a), 60' do exercício (b) e 60' do pós-exercício (c) nas visões anterior e posterior.

Existe um padrão consistente de temperatura e estabilidade mostrado nos termogramas de todas as RCI's durante a fase de pré-exercício. Os valores mais elevados da  $T_p$  foram observados na região central do corpo (tronco), seguido pelos braços e antebraços na visão anterior. As extremidades (mãos, coxas e pernas), apresentaram os menores valores da  $T_p$ . Com o início do exercício, mudanças importantes ocorreram na  $T_p$  quando comparado com os valores da linha de base de repouso. Uma redução na  $T_p$  foi observada na maior parte das RCI's estudadas com 10 minutos de exercício até a sua conclusão (50' minutos de exercício), exceto para as regiões das coxas e pernas nas vistas anterior e posterior. Estes resultados reforçam o conceito de redistribuição do fluxo sanguíneo na região da pele para os músculos ativos (1,2). Uma inovação importante em nosso estudo utilizando a TRI, é que foi possível quantificar e caracterizar as mudanças da  $T_p$  durante o exercício em diferentes RCI's, que mostrou mudanças bem marcadas com a realização do exercício (Figura 1). Merla *et al.*<sup>1</sup> encontraram a presença frequente de áreas com alta concentração de pontos de hiper-radiação "em forma de árvore" que se ramificam em áreas menores que mantêm esta temperatura elevada. Situação similar também é evidente neste estudo (Figura 1). No final do exercício, a  $T_p$  permaneceu estável nas costas, abdômen, lombar, braços e antebraços nas visões anterior e posterior, e na visão anterior das pernas. No entanto, nas visões anterior e posterior das mãos, coxas e na visão posterior das pernas, foram registrados aumentos da  $T_p$ . Assim, houve uma mudança significativa nos padrões de distribuição de  $T_p$ , onde os pontos de hiper-radiação em forma de árvore que apareceram durante o exercício tornou-se mais ampla e uniforme dentro das RCI's após o exercício. Aumentos significativos na  $T_p$  observadas nos membros inferiores após o exercício pode ser explicado pelo aumento do fluxo sanguíneo nos músculos ativos<sup>1,2</sup>.

## CONCLUSÃO

Neste estudo, apresentamos novas descobertas que quantificou a variabilidade da  $T_p$  através da TIR, antes, durante e após o exercício de intensidade moderada. Tais resultados evidenciam importantes informações para melhor compreensão do sistema termorregulatório humano no que diz respeito à  $T_p$ , auxiliando assim, no desenvolvimento de modelos termofisiológicos, projetos de manequins térmicos e para concepção de vestuário esportivo.

## REFERÊNCIAS

1. Merla A, Mattei PA, Di Donato L, Romani GL. Thermal imaging of cutaneous temperature modifications in runners during graded exercise. *Ann Biomed Eng.* 2010; 38(1):158-63.
2. Fernandes AA, Amorim PRS, Prímola-Gomes TN, Sillero-Quintana M, Fernández Cuevas I, Silva RG, et al. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia infravermelha: uma revisão sistemática. *Rev And Med Dep.* 2012; 5(3):113-7.

## REGIONAL SKIN TEMPERATURE RESPONSE TO MODERATE AEROBIC EXERCISE MEASURED BY INFRARED THERMOGRAPHY

Fernandes AA<sup>1,2</sup>, Valle MAAN<sup>3</sup>, Amorim PRS<sup>1</sup>, Brito CJ<sup>4</sup>, Quintana MS<sup>5</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, Federal University of Viçosa - UFV

<sup>2</sup>Federal Institute for Education, Sciences and Technology of Minas Gerais – IFMG

<sup>3</sup>Department of General Biology, Federal University of Viçosa - UFV

<sup>4</sup>Department of Physical Education, Federal University of Sergipe - UFS

<sup>5</sup>Faculty of Physical Activity and Sport Sciences, Polytechnic University of Madrid – UPM

E-mail: alex.andrade@ifmg.edu.br Web: [www.cefetbambui.edu.br](http://www.cefetbambui.edu.br) / [www.ufv.br](http://www.ufv.br)

### INTRODUCTION

The infrared thermography (IRT) quantitatively registers a series of thermal images (IT) that can precisely determine the temperature of a specific region of interest (ROI). IRT also allows the accurate tracking of the thermoregulatory process in a limb or the whole body during various exercise intensities (1,2). Thus, it is possible to quantify and map the temperature of the wide body surface, something impossible to be achieved using thermocouples or any other local method.

Thus, the aim of this study was to investigate the skin temperature ( $T_{SK}$ ) variations using IRT in a group of physically active young people in a temperate environment prior to, during 60 min moderate aerobic exercise, and following recovery phase.

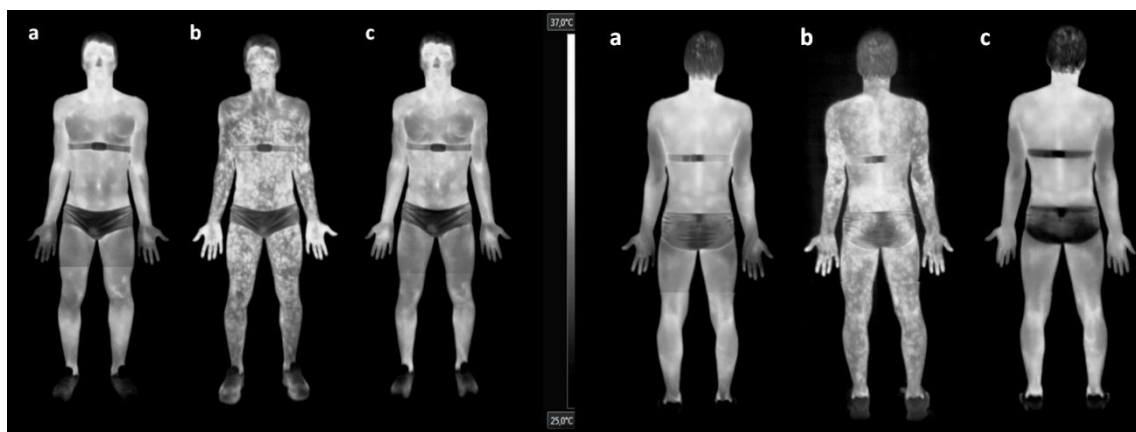
### METHODS

The sample of 12 physically active males participated in the study. Their physical characteristics (mean  $\pm$ SD) were: age of  $22.4 \pm 3.3$  years, height  $177.0 \pm 0.8$  cm, percentage body fat (%BF)  $10.3 \pm 3.0$  %, body surface area (BSA)  $1.92 \pm 0.09$  m<sup>2</sup> and  $\dot{V}O_{2max}$   $48.7 \pm 4.9$  ml•min<sup>-1</sup>•kg<sup>-1</sup>. The recommendations of the European Association of Thermology were adopted for  $T_{SK}$  measurements. Pre-Exercise Phase: The subjects remained standing for 30 minutes in the test room and every 5 minutes one IT scan was recorded, totalling seven collections for the resting condition. An imager (Flir<sup>®</sup>, T420), auto-focus and a resolution of 320 x 240 pixels, was used to obtain the thermograms. Exercise phase: In this phase of the experiment, each subject completed a test in a treadmill consisting of 12 intervals of 5 minutes each with and interval of 1 minute, for recording of IT. The intensity of the exercise was determined for each individual based on calculated 60% of  $\dot{V}O_{2max}$  speed obtained in the pre-session experiment. Post-Exercise Phase: The subjects remained standing for 60 minutes in the test room and IT thermal scans were recorded every 5 min for a total of 12 times along the whole resting phase. A one-way ANOVA for repeated measures was used to assess the  $T_{SK}$  between the different time points. This comparison was followed by Holm-Sidak post hoc test.

### RESULTS AND DISCUSSION

Figure 1 show the representative views from a typical subject of the anterior and posterior thermograms collected in the 30th minute of the pre-exercise, 60 minutes of exercise and 60 minutes post-exercise. The variations in temperature patterns on different areas of the body are clearly shown particularly during the intense 60 min exercise phase.





**Figure 1** - Thermograms in the moment 30' of the pre-exercise (a), 60' of exercise (b) and 60' of post-exercise (c) in anterior view, and posterior view.

There was a consistent temperature pattern and stability shown in the thermograms of all the ROI's during the pre-exercise phase. Higher  $T_{SK}$  values were observed in the central region of the body (trunk) followed by the arms and forearms in anterior view. The extremities (hands, thighs and legs) all showed the lower  $T_{SK}$  values. With the beginning of the exercise important changes occur in the  $T_{SK}$  compared with the resting baseline. Reduction of  $T_{SK}$  was observed in most of the studied ROI until 10 minutes of its completion (50' minutes of exercise) except for regions of the thighs and legs in anterior and posterior views. These results reinforce the concepts of redistribution of blood flow in the region of the skin to the active muscles<sup>1,2</sup>. A crucial innovation in our study, using the present study's technique with IRT, showed that it was possible to quantify and characterize the patterns of changes of  $T_{SK}$  during exercise in different ROI, which showed marked increases with exercise completion (Figure 1). Merla et al.<sup>1</sup> found the frequent presence of areas with high concentration of hyperthermic "tree-shaped" points that branch into smaller areas maintaining this elevated temperature. This similar situation was also evident in the present study (see figure 1). At the end of the exercise, the  $T_{SK}$  remained stable in the back, abdomen, lower back, forearms and arms in the anterior and posterior views and in the anterior view of the legs. However, in the anterior and posterior views of the hands and thighs and in the posterior legs, there were recorded increases in  $T_{SK}$ . Thus, there was significant change in the distribution patterns of  $T_{SK}$ , where the tree-shaped hyperthermic points that appeared during the exercise became more widespread and uniform within the ROI after exercise. Significant increases in  $T_{SK}$  observed in the lower limbs after exercise c

an be explained by the increased blood flow in active muscles<sup>1,2</sup>.

## CONCLUSION

In this study, we present new findings that quantified the skin temperature variability by infrared thermography (IRT) before, during and after moderate exercise. These results demonstrate important facts for a better understanding of the human thermoregulatory system with respect to the  $T_{SK}$ , thus assisting in the development of physiological models, thermal manikins and designing sports equipment.

## REFERENCES

1. Merla A, Mattei PA, Di Donato L, Romani GL. Thermal imaging of cutaneous temperature modifications in runners during graded exercise. *Ann Biomed Eng.* 2010; 38(1):158-63.
2. Fernandes AA, Amorim PRS, Prímola-Gomes TN, Sillero-Quintana M, Fernández Cuevas I, Silva RG, et al. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia infravermelha: uma revisão sistemática. *Rev And Med Dep.* 2012; 5(3):113-7.

# A CRONICIDADE DA DOR CERVICAL ALTERA A TEMPERATURA CUTÂNEA SOBRE O PONTO GATILHO MIOFASCIAL NO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR

Dibai Filho AV, Magalhães MF, Ferreira VTK, Brandino HE, Guirro ECO, Guirro RRJ

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil

E-mail do apresentador: dibaifilho@gmail.com

## INTRODUÇÃO

Dor cervical é uma disfunção musculoesquelética prevalente, estando intimamente relacionada em grande parte aos novos hábitos de vida e atividades laborais<sup>1</sup>. Dentre as diversas estruturas anatômicas que podem estar envolvidas no processo patológico da dor cervical, destaca-se o músculo trapézio<sup>2</sup>. Além disso, identifica-se comumente a presença de pontos gatilhos miofasciais nestes indivíduos.

Nestes músculos em disfunção, observa-se aumento da atividade muscular com repercussões circulatórias, além do comprometimento metabólico<sup>3</sup>. No entanto, a literatura é escassa em estudos investigando o comportamento destes aspectos ao longo do tempo em músculos com pontos gatilhos miofasciais. Assim sendo, o objetivo do presente estudo foi correlacionar o tempo de cronicidade de dor cervical e a temperatura cutânea sobre o ponto gatilho miofascial no músculo trapézio superior.

## MÉTODOS

Voluntários de ambos os gêneros foram recrutados na comunidade universitária de Ribeirão Preto (SP, Brasil). Os critérios de inclusão adotados no presente estudo foram: faixa etária entre 18 e 60 anos; presença de dor cervical, sendo identificada por um escore  $\geq 5$  pontos no *Neck Disability Index* (NDI) e escore  $\geq 3$  pontos na escala numérica de avaliação da dor; e uso do computador por pelo menos 2 horas diárias. Além disso, os voluntários apresentaram ponto gatilho miofascial central latente unilateral no músculo trapézio superior do mesmo lado da dominância do membro superior<sup>4</sup>.

Foram excluídos do estudo os voluntários que apresentaram histórico de trauma na cervical; cirurgia na cabeça, face ou cervical; hérnia cervical; doenças degenerativas da coluna vertebral; ter sido submetido a tratamento fisioterapêutico nos últimos três meses; uso de analgésico, anti-inflamatórios ou relaxantes musculares na última semana; presença de doenças sistêmicas; diagnóstico médico de fibromialgia; índice de massa corporal (IMC) maior que 25 kg/m<sup>2</sup>.

Os voluntários foram questionados com relação ao tempo aproximado em meses de dor na região cervical. Além disso, para a avaliação por meio da termografia infravermelha, os voluntários permaneceram durante um período de 15 minutos em um ambiente com temperatura de  $22^{\circ} \pm 2^{\circ}$  C. Foi utilizada uma câmera térmica modelo T300 (*FLIR Systems*, Danderyd, Suécia), sendo realizada captura de 3 imagens infravermelhas em sequência, a uma distância de 100 cm do voluntário<sup>5</sup>. Para a análise da imagem infravermelha, foram utilizados quatro marcadores de isopor com diâmetro de 8 mm, devido à característica isolante do material, sendo os mesmos posicionados de forma equidistante, a uma distância de 25 mm do centro do ponto gatilho miofascial.

Na análise estatística, foi utilizado o teste *Shapiro-Wilk* para se verificar a distribuição dos dados. Constatada a não normalidade, foi utilizada a transformação raiz quadrática dos valores para possibilitar a utilização de metodologia paramétrica. Assim, foi empregado o coeficiente de

correlação de Pearson para verificar a associação entre as variáveis (alfa de 5%). O processamento dos dados foi realizado por meio do software *BioEstat*, versão 5.3 (Belém, PA, Brasil).

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 030643/2013.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo foi integrado por 23 mulheres e dois homens, 23 destros, com média de idade de 22,12 (2,54) anos e IMC médio de 21,04 (1,95) kg/cm<sup>2</sup>. Os voluntários apresentaram tempo médio de dor cervical de 39,33 (33,26) meses, variando entre um e 120 meses o tempo mínimo e máximo de dor, respectivamente.

Conforme mostra a Tabela 1, foi constatada associação significativa, negativa e moderada entre o tempo de cronicidade de dor cervical e a temperatura cutânea sobre o ponto gatilho miofascial no músculo trapézio superior.

**Tabela 1** - Correlação entre o tempo de cronicidade de dor cervical e a temperatura cutânea sobre o ponto gatilho miofascial no músculo trapézio superior.

Correlação	r	p valor
Tempo de cronicidade (meses) x Temperatura cutânea (° C)	-0,411	0,041

Os resultados do presente estudo foram similares aos achados de estudo recente<sup>6</sup>, no qual foi observado que a cronicidade da disfunção temporomandibular altera a temperatura do músculo temporal anterior.

O aumento da atividade elétrica em repouso encontrado em músculos com pontos gatilhos miofasciais<sup>3</sup> gera redução do fluxo sanguíneo devido à compressão mecânica da microcirculação local. Assim, observa-se, conseqüentemente, redução da temperatura cutânea<sup>7</sup>. Em complemento, autores empregaram o laser *Doppler flowmetry* e observaram que a mialgia crônica do músculo trapézio superior gera redução do fluxo sanguíneo<sup>8</sup>.

## CONCLUSÃO

Indivíduos com maior tempo de cronicidade de dor cervical apresentam diminuição da temperatura cutânea sobre o ponto gatilho miofascial no músculo trapézio superior.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP, processo nº 2013/09753-1) pela concessão de bolsa de doutorado.

## REFERÊNCIAS

- Alexander EP. History, physical examination, and differential diagnosis of neck pain. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2011; 22(3):383-93.
- Zakharova-Luneva E, Jull G, Johnston V, O'Leary S. Altered trapezius muscle behavior in individuals with neck pain and clinical signs of scapular dysfunction. *J Manipulative Physiol Ther*. 2012; 35(5):346-53.
- Bron C, Dommerholt JD. Etiology of myofascial trigger points. *Curr Pain Headache Rep*. 2012; 16(5):439-44.
- Simons DG, Travell JG, Simons LS. Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual: volumen 1, 2<sup>nd</sup> ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1999.

5. Costa ACS, Dibai Filho AV, Packer AC, Bigaton DR. Intra and inter-rater reliability of infrared image analysis of masticatory and upper trapezius muscles in women with and without temporomandibular disorder. *Braz J Phys Ther.* 2013; 17(1):24-31.
6. Dibai-Filho AV, Packer AC, Costa ACS, Bigaton DR. The chronicity of myogenous temporomandibular disorder changes the skin temperature over the anterior temporalis muscle. *J Bodyw Mov Ther.* 2014 (in press).
7. Barão VAR, Gallo AKG, Zuim PRJ, Garcia AR, Assunção WG. Effect of occlusal splint treatment on the temperature of different muscles in patients with TMD. *J Prosth Odont Res.* 2011; 55(1):19-23.
8. Larsson R, Oberg PA, Larsson SE. Changes of trapezius muscle blood flow and electromyography in chronic neck pain due to trapezius myalgia. *Pain* 1999; 79(1):45-50.

# THE CHRONICITY OF NECK PAIN CHANGES THE SKIN TEMPERATURE OVER THE MYOFASCIAL TRIGGER POINTS IN THE UPPER TRAPEZIUS MUSCLE

Dibai Filho AV, Magalhães MF, Ferreira VTK, Brandino HE, Guirro ECO, 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: dibaifilho@gmail.com

## INTRODUCTION

Neck pain is a prevalent musculoskeletal disorder closely related to new habits of life and occupational activities<sup>1</sup>. The trapezius muscle is among the various anatomical structures that may be involved in the pathological process of neck pain<sup>2</sup>. In addition, the presence of myofascial trigger points can be commonly identified in these individuals.

An increased activity can be observed in these dysfunctional muscles, with consequent circulatory effects in addition to metabolic impairment<sup>3</sup>. However, there is a lack of studies that investigate the behavior of these aspects over time in muscles with myofascial trigger points. Therefore, the objective of this study was to correlate the chronicity of neck pain and skin temperature over the myofascial trigger point in the upper trapezius muscle.

## METHODS

Volunteers of both genders were recruited from the university community of Ribeirão Preto (SP, Brazil). The inclusion criteria were: ages between 18 and 60 years; presence of neck pain identified by a score  $\geq 5$  points in the Neck Disability Index (NDI) and score  $\geq 3$  points in the *Numeric Pain Rating Scale*; and the use of computer at least 2 hours daily. In addition, the volunteers showed latent central unilateral myofascial trigger points in the upper trapezius muscle on the same side of the dominant upper limb<sup>4</sup>.

Patients were excluded from the study if they presented a history of cervical trauma; head, face or neck surgery; *cervical herniated disc*; degenerative diseases of the spinal cord; underwent physiotherapy treatment in the last three months; used analgesics, anti-inflammatory drugs or muscle relaxers in the previous week; presence of systemic diseases; medical diagnosis of fibromyalgia; body mass index (BMI) greater than 25 kg/m<sup>2</sup>.

The volunteers were asked to report the approximate time in months of pain in the neck region. Furthermore, for the evaluation by infrared thermography, the volunteers remained for a period of 15 minutes in a room temperature of  $22 \pm 2^\circ$  C. A thermal camera model T300 (FLIR Systems, Danderyd, Sweden) registered three infrared images in sequence, at a distance of 100 cm from the volunteer<sup>5</sup>. For the analysis of the images, four styrofoam markers (8 mm in diameter) were used due to their insulating characteristics, placed at a distance of 25 mm from the center of the myofascial trigger point.

In the statistical analysis, the Shapiro-Wilk test was used to verify the distribution of data. After non-normality was established, the square root transformation of the values was used to allow the use of parametric methods. Pearson correlation coefficient was applied to verify the association between variables (alpha of 5%). All data were processed using BioEstat software, version 5.3 (Belém, PA, Brazil).

The study was approved by the Research Ethics Committee of the Hospital das Clínicas of the Ribeirão Preto School of Medicine of the University of São Paulo, under protocol number 030643/2013.

## RESULTS AND DISCUSSION

The study comprised 23 women and two men, 23 right-handed, mean of 22.12 (2.54) years and average BMI of 21.04 (1.95) kg/cm<sup>2</sup>. The volunteers showed average time of cervical pain of 39.33 (33.26) months, ranging from 1 to 120 months the minimum time and maximum pain, respectively.

As shown in Table 1, there was significant, negative and moderate association between the chronicity of neck pain and the skin temperature over the myofascial trigger points in the upper trapezius muscle.

**Table 1** - Correlation between the chronicity of neck pain and skin temperature over the myofascial trigger points in the upper trapezius muscle.

Correlation	r	p value
Chronicity (months) x Skin temperature (° C)	-0,411	0,041

The results of the present study were similar to the findings of a recent study<sup>6</sup>, in which it was observed that the chronicity of temporomandibular disorder changes the temperature over the anterior temporalis muscle.

An increase in electrical activity at rest found in muscles with myofascial trigger points<sup>3</sup> has reduced the blood flow due to the mechanical compression of the local microcirculation, and consequently, decreased the skin temperature<sup>7</sup>. In addition, the authors used the laser Doppler flowmetry and observed that the chronic myalgia of the upper trapezius has also reduced the blood flow<sup>8</sup>.

## CONCLUSION

Individuals with long-term chronicity of neck pain have decreased skin temperature over the myofascial trigger points in the upper trapezius muscle.

## ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank São Paulo Research Foundation (FAPESP, process number 2013/09753-1) for funding the doctorate fellowship.

## REFERENCES

- Alexander EP. History, physical examination, and differential diagnosis of neck pain. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2011; 22(3):383-93.
- Zakharova-Luneva E, Jull G, Johnston V, O'Leary S. Altered trapezius muscle behavior in individuals with neck pain and clinical signs of scapular dysfunction. *J Manipulative Physiol Ther*. 2012; 35(5):346-53.
- Bron C, Dommerholt JD. Etiology of myofascial trigger points. *Curr Pain Headache Rep*. 2012; 16(5):439-44.
- Simons DG, Travell JG, Simons LS. Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual: volumen 1, 2<sup>nd</sup> ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1999.
- Costa ACS, Dibai Filho AV, Packer AC, Bigaton DR. Intra and inter-rater reliability of infrared image analysis of masticatory and upper trapezius muscles in women with and without temporomandibular disorder. *Braz J Phys Ther*. 2013; 17(1):24-31.

6. Dibai-Filho AV, Packer AC, Costa ACS, Bigaton DR. The chronicity of myogenous temporomandibular disorder changes the skin temperature over the anterior temporalis muscle. *J Bodyw Mov Ther.* 2014 (in press).
7. Barão VAR, Gallo AKG, Zuim PRJ, Garcia AR, Assunção WG. Effect of occlusal splint treatment on the temperature of different muscles in patients with TMD. *J Prosth Odont Res.* 2011; 55(1):19-23.
8. Larsson R, Oberg PA, Larsson SE. Changes of trapezius muscle blood flow and electromyography in chronic neck pain due to trapezius myalgia. *Pain* 1999; 79(1):45-50.

# ANÁLISE DA TEMPERATURA CUTÂNEA E DA RESPOSTA CIRCULATÓRIA APÓS A CRIOTERAPIA POR IMERSÃO DO ANTEBRAÇO: UM ESTUDO PILOTO

Souza SF, Coan AJM, Pletsch AHM, Sousa NTA, Guirro RRJ

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto - SP, Brasil

E-mail do apresentador: ariane\_mansano@usp.br

## INTRODUÇÃO

A Crioterapia é uma modalidade muitas vezes utilizada em ambientes clínicos e esportivos no tratamento de lesões musculoesqueléticas agudas, durante o processo de reabilitação e até mesmo após exercícios extenuantes em atletas<sup>1,2</sup>. O seu mecanismo de ação na fase aguda é correlacionado com a diminuição da temperatura cutânea e muscular<sup>2</sup>, levando a vasoconstrição das artérias e veias resultando na diminuição do fluxo sanguíneo<sup>3</sup>. A crioterapia tem se mostrado uma técnica eficiente no processo de resfriamento muscular. Entretanto, a temperatura da pele após a crioterapia recupera-se rapidamente<sup>4</sup>. Em um estudo recente, Rupp *et al.*<sup>5</sup> observaram uma redução da temperatura muscular após crioterapia, permanecendo significativamente mais fria após 90 minutos da aplicação. Nesse sentido, o presente estudo busca comparar a velocidade do fluxo sanguíneo e mensurar a alteração da temperatura cutânea pré e pós crioterapia por imersão de antebraço.

## MÉTODO

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Recursos Fisioterapêuticos (LARF) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP). O estudo foi conduzido em 8 voluntárias, do sexo feminino, entre 18 e 24 anos, altura  $1,60 \pm 0,30$  cm, peso  $54,43 \pm 4,46$  kg e IMC  $21,11 \pm 0,50$  kg/m<sup>2</sup>, universitárias, saudáveis. As voluntárias foram submetidas à crioterapia no membro superior dominante, imerso até o cotovelo em um recipiente contendo água a  $6^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  por 15 minutos. Os dados de temperatura cutânea do antebraço foram avaliados nos tempos pré e pós-imediato, 20 e 40 minutos após a crioterapia e foram adquiridos por termografia digital infravermelha modelo T300 (FLIR<sup>®</sup> Systems, Danderyd, Suécia), processados no software FLIR ThermoScan por meio da análise da área da região anterior do antebraço. A análise da velocidade do fluxo sanguíneo foi realizada por meio do ultrassom Doppler portátil de onda contínua e análise espectral (Nicolet Vascular Versalab SE<sup>®</sup> - Madison USA). Para a coleta dos dados foi utilizado um transdutor de 8 MHz, posicionado sobre a artéria radial, na região do punho dominante. Para análise dos dados foi o teste de *Shapiro Wilk*, sendo aplicado ANOVA, com *post hoc Tukey* para a temperatura e *Friedman* para o fluxo sanguíneo. Os dados foram processados no software SPSS 20.0, considerado o nível crítico de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a aplicação da crioterapia, observamos uma queda significativa da temperatura cutânea, chegando a  $14,3^{\circ}\text{C}$ , sendo que esta não atingiu o valor pré-imersão após 40 minutos (Tabela 1). Porém, essa diminuição na temperatura não repercutiu na variação da velocidade máxima do fluxo sanguíneo arterial (Tabela 2).



**Tabela 1** - Valores médios  $\pm$ DP da temperatura cutânea ( $^{\circ}$ C) do antebraço nos tempos pré e pós-imediato (P0), 20 (P20) e 40 minutos (P40) após a criomersão. n=8. p<0,05 \* versus Pré, # versus P0 e \$ versus P20

	Pré	P0	P20	P40
<b>Temperatura cutânea</b>	30,22 (1,45)	14,32 (0,69)*	22,45 (1,66)*#	25,53 (1,23)*#

**Tabela 2** - Valores medianos (1<sup>a</sup> – 3<sup>a</sup> quartil) da velocidade máxima fluxo sanguíneo (cm/s) do antebraço nos tempos pré e pós-imediato (P0), 20 (P20) e 40 minutos (P40) após a criomersão

	Pré	P0	P20	P40
<b>Velocidade</b>	31 (26 - 38)	26,5 (23 - 31)	27 (22 - 39,5)	25 (23 – 36,7)

Os resultados do presente estudo concordam em parte com os obtidos por Gregson *et al.*<sup>3</sup>, que observaram uma diminuição significativa na temperatura cutânea da coxa após criomersão, com conseqüente queda na velocidade do fluxo sanguíneo na artéria femoral superficial. Cabe destacar que a metodologia da criomersão, bem como a artéria analisada diferem entre os dois estudos. Ressalta-se ainda o pequeno número de voluntárias apresentadas nesse estudo, por se tratar de um estudo piloto.

## CONCLUSÃO

A criomersão do antebraço diminui significativamente a temperatura cutânea, mantendo abaixo do valor basal mesmo após 40 minutos após a retirada do estímulo, porém isso não refletiu na velocidade máxima do fluxo sanguíneo da artéria radial.

## REFERÊNCIAS

1. Leeder J, Gissane C, van Someren K, Gregson W, Howatson G. Cold water immersion and recovery from strenuous exercise: a meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2012; 46(4):233-40.
2. Rupp KA, Herman DC, Hertel J, Saliba SA. Intramuscular Temperature Changes During and After 2 Different Cryotherapy Interventions in Healthy Individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(8):731-7.
3. Gregson W, Black MA, Jones H, Milson J, Morton J, Dawson B, et al. Influence of cold water immersion on limb and cutaneous blood flow at rest. *Am J Sports Med.* 2011; 39(6):1316-23.
4. Kennet J, Hardaker N, Hobbs S, Selfe J. Cooling efficiency of 4 common cryotherapeutic agents. *J Athl Train.* 2007; 42(3):343-8.
5. Rupp KA, Selkow NM, Parente WR, Ingersoll CD, Weltman AL, Saliba SA. The effect of cold water immersion on 48-hour performance testing in collegiate soccer players. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(8):2043-50.

# **ANALYSIS OF TEMPERATURE AND SKIN RESPONSE CIRCULATORY AFTER CRYOTHERAPY IMMERSION IN THE FOREARM: A PILOT STUDY**

Souza SF<sup>1</sup>, Coan AJM<sup>1</sup>, Pletsch AHM<sup>1</sup>, Sousa NTA<sup>1</sup>, Guirro RRJ<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 : ariane\_mansano@usp.br

## **INTRODUCTION**

The Cryotherapy is a method often used in clinical and sporting environments in the treatment of acute musculoskeletal injuries during the rehabilitation process and even after strenuous exercise in athletes<sup>1,2</sup>. Their mechanism of action in the acute phase is correlated with the decrease of skin and muscular temperature<sup>2</sup>, leading to vasoconstriction of arteries and veins resulting in decrease of sanguine flow<sup>3</sup>. The cold water immersion has proven to be an efficient technique in muscle cooling process. However, the skin temperature after the cryotherapy recovers quickly<sup>4</sup>. In a recent study, Rupp et al.<sup>5</sup> observed a reduction in muscle temperature after cold water immersion, remaining significantly colder after 90 minutes of application. In this sense, this study seeks to compare the speed of blood flow and to measure the change in pre and post cryotherapy skin temperature by immersion of the forearm.

## **METHOD**

The research was conducted at the Laboratory of Resources Physical Therapy (LARF), Faculty of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo (FMRP - USP). The study was conducted in 8 volunteers, female, between 18 and 24 years old, height  $1.60 \pm 0.3$ cm, weight  $54.43 \pm 4.46$  kg and BMI  $21.11 \pm 0.50$  kg/m<sup>2</sup>, in college and healthy. The volunteers underwent cryotherapy in dominant upper limb immersed in the line of the elbow in a container of water at  $6^\circ \text{C} \pm 2^\circ \text{C}$  for 15 minutes. The skin temperature data forearm were assessed at pre-and immediate post, 20 and 40 min after cold water immersion and were acquired by digital infrared thermography model T300 (FLIR<sup>®</sup> Systems, Danderyd, Suécia), FLIR ThermoScan processed in software by analyzing the area of the anterior forearm. The blood flow velocity analysis was performed using the portable ultrasound Doppler continuous wave and spectral analysis ( Nicolet Vascular Versalab<sup>®</sup> SE - Madison USA ). To collect the data of 8 MHz was a transducer positioned over the radial artery in the dominant wrist region. Data analysis was to Shaphiro Wilk test, ANOVA is applied, with post hoc Tukey test for temperature and blood flow to Friedman. Data were processed using SPSS 20.0 software, considered the critical level of 5% ( $p < 0.05$ ).

## **RESULTS AND DISCUSSION**

After application of cryotherapy, we observed a significant decrease in skin temperature, reaching  $14.3^\circ \text{C}$ , and this has not reached the value of the pre-soaking 40 minutes later (Table 1). However, this decrease in temperature didn't affect the variation of blood flow velocity (Table 2). Our results agree in part with those obtained by Gregson et al.<sup>3</sup> who observed a significant decrease in skin temperature after cold water immersion of the thigh, with a consequent decrease in blood

flow velocity in the superficial femoral artery. It is worth noting that the methodology of cold water immersion, as well as the artery examined differ between the two studies.

**Table 1** - Mean values  $\pm$  SD skin temperature ( $^{\circ}$  C) of the forearm in pre-and post-immediate (P0), 20 (P20) and 40 minutes (P40) after cold water immersion.  $p < 0.05$  versus Pre \*, # and \$ P0 versus P20

	Pre	P0	P20	P40
<b>Skin Temperature</b>	30.22 (1.45)	14.32 (0.69)*	22.45 (1.66)*#	25.53 (1.23)*#s

**Table 2** - Values median (1st - 3rd quartile) of the maximum blood flow velocity (cm / s) of the forearm in pre -and post-immediate (P0), 20 (P20) and 40 minutes (P40) after cold water immersion

	Pre	P0	P20	P40
<b>Velocity</b>	31 (26 - 38)	26.5 (23 - 31)	27 (22 - 39.5)	25 (23 - 36.7)

Our results agree in part with those obtained by Gregson et al.<sup>3</sup> who observed a significant decrease in skin temperature after cold water immersion of the thigh, with a consequent decrease in blood flow velocity in the superficial femoral artery. It is worth noting that the methodology of cold water immersion, as well as the artery examined differ between the two studies .

## CONCLUSION

The cold water immersion of the forearm significantly decreases skin temperature, keeping below baseline even after 40 minutes after withdrawal of the stimulus, but this was not reflected in the blood flow velocity of the radial artery.

## REFERENCES

1. Leeder J, Gissane C, van Someren K, Gregson W, Howatson G. Cold water immersion and recovery from strenuous exercise: a meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2012; 46(4):233-40.
2. Rupp KA, Herman DC, Hertel J, Saliba SA. Intramuscular Temperature Changes During and After 2 Different Cryotherapy Interventions in Healthy Individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(8):731-7.
3. Gregson W, Black MA, Jones H, Milson J, Morton J, Dawson B, et al. Influence of cold water immersion on limb and cutaneous blood flow at rest. *Am J Sports Med.* 2011; 39(6):1316-23.
4. Kennet J, Hardaker N, Hobbs S, Selfe J. Cooling efficiency of 4 common cryotherapeutic agents. *J Athl Train.* 2007; 42(3):343-8.
5. Rupp KA, Selkow NM, Parente WR, Ingersoll CD, Weltman AL, Saliba SA. The effect of cold water immersion on 48-hour performance testing in collegiate soccer players. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(8):2043-50.

## **CORRELAÇÃO ENTRE FADIGA ELETROMIOGRÁFICA DE QUADRÍCEPS E DISFUNÇÕES CARDIOCIRCULATÓRIAS 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  $PuO_2$ ,  $\Delta HR/\Delta VO_2$  e  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ) e o GS apresentou correlação com  $PuO_2$  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  $PuO_2$  and  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $r = -0.38$  and  $0.41$ ,  $p < 0.05$ , respectively) but not with  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ), and SG showed no correlation with  $PuO_2$  and  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $p > 0.05$ ), but showed with  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $r = 0.36$ ,  $p < 0.05$ ). The DG VM FadEMG presented correlation with  $PuO_2$  and  $\Delta HR/\Delta VO_2$  ( $r = 0.44$  and  $-0.47$ ,  $p < 0.05$ , respectively) but not with  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ), and the SG do not presented correlation with  $PuO_2$ ,  $\Delta HR/\Delta VO_2$  and  $\Delta VO_2/\Delta WR$  ( $p > 0.05$ ).

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.

## COMPARAÇÃO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS OBTIDAS POR DUAS CÂMERAS

Silva AG<sup>1,2</sup>, Oliveira SAF<sup>1</sup>, Stroppa GM<sup>1</sup>, Albuquerque MR<sup>1</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Escola Preparatória de Cadetes do Ar – EPCAR

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

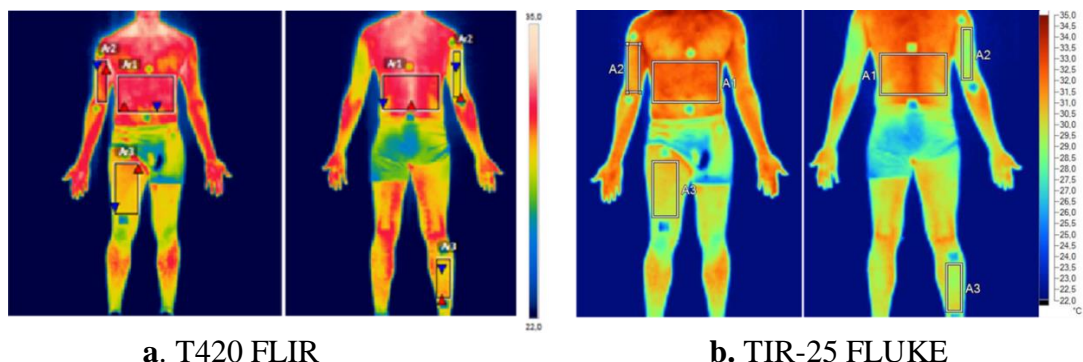
### INTRODUÇÃO

A evolução de câmeras termográficas tem permitido a obtenção de termogramas de maior qualidade<sup>1</sup>, sendo que a resolução mínima requerida para avaliar a pele humana é de 320 x 240 pixels<sup>2</sup>. Apesar da possibilidade de câmeras com diferentes resoluções apresentarem alterações na precisão de leitura e resultados divergentes, não é comum a realização de estudos que comparem imagens termográficas obtidas por diferentes câmeras em seres humanos. Assim, o objetivo do presente estudo foi comparar valores de temperatura da pele ( $T_p$ ) de imagens termográficas obtidas por duas câmeras de diferentes resoluções, além de comparar a diferença de  $T_p$  das panturrilhas entre as câmeras.

### MÉTODOS

Participaram do estudo 32 voluntários com idade de  $23,38 \pm 3,63$  anos, massa corporal de  $63,11 \pm 11,48$  kg, e estatura de  $167,22 \pm 7,80$  cm. Após delimitar as regiões corporais de interesse (RCI) com adesivos junto à pele (figura 1), cada avaliado permaneceu em pé por no mínimo 10 minutos para permitir a estabilização da  $T_p$  em um ambiente com  $21,72 \pm 0,58$  °C e  $51,53 \pm 1,81$  % de UR.

As resoluções das câmeras utilizadas foram 160 x 120 pixels (Fluke®, TIR-25) e 320 x 240 pixels (Flir®, T420). Foram obtidos simultaneamente dois termogramas do corpo todo (anterior e posterior) por câmera, que foram posicionadas exatamente uma ao lado da outra a uma distância de 4 m dos avaliados, e a uma altura de 65 cm do chão. Após a obtenção de 16 imagens por câmera, a posição das mesmas foi invertida. As imagens termográficas da T420 e TIR-25 foram analisadas com os softwares FLIR Tools® e FLUKE Smartview® 3.1, respectivamente. A emissividade foi configurada em 0,98<sup>3</sup>. As temperaturas máximas e médias foram avaliadas delimitando um retângulo simétrico para cada RCI (Figura 1). Foi realizado o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar os pressupostos de normalidade. Para comparar os valores de  $T_p$  entre as câmeras foi utilizado o teste de *Mann-Whitney*. Para todos os procedimentos o nível de significância adotado foi de 5%.



**Figura 1** – Delimitação das regiões corporais de interesse analisadas.



## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados demonstraram uma tendência da câmera de maior resolução apresentar maiores valores de  $T_p$ , já que de 12 análises realizadas, em 7 ocasiões a T420 obteve resultados significativamente superiores em relação a TIR-25 (Tabela 1).

**Tabela 1** - Comparação dos valores de temperatura máxima e média das RCI analisadas

RCI	Temperatura	Câmera	n	Média	DP	EPM	p
Abdômen	Máxima	T420 FLIR	32	33,83	0,53	0,09	0,005*
		TIR-25 FLUKE	32	33,42	0,06	0,10	
	Média	T420 FLIR	32	32,28	0,82	0,14	0,93
		TIR-25 FLUKE	32	31,96	0,85	0,15	
Bíceps	Máxima	T420 FLIR	32	32,96	0,80	0,14	0,014*
		TIR-25 FLUKE	32	32,32	1,03	0,18	
	Média	T420 FLIR	32	31,71	0,86	0,15	0,017*
		TIR-25 FLUKE	32	31,08	1,00	0,18	
Quadríceps	Máxima	T420 FLIR	32	31,08	1,15	0,20	0,162
		TIR-25 FLUKE	32	30,66	1,26	0,22	
	Média	T420 FLIR	32	30,07	1,08	0,19	0,036*
		TIR-25 FLUKE	32	29,49	1,12	0,20	
Lombar	Máxima	T420 FLIR	32	33,51	0,68	0,12	0,035*
		TIR-25 FLUKE	32	33,15	0,67	0,12	
	Média	T420 FLIR	32	31,49	0,87	0,15	0,085
		TIR-25 FLUKE	32	31,49	0,87	0,15	
Tríceps	Máxima	T420 FLIR	32	30,61	1,06	0,19	0,464
		TIR-25 FLUKE	32	30,38	1,11	0,20	
	Média	T420 FLIR	32	29,56	0,95	0,17	0,194
		TIR-25 FLUKE	32	29,19	1,02	0,18	
Panturrilha	Máxima	T420 FLIR	32	30,72	0,95	0,17	0,013*
		TIR-25 FLUKE	32	30,12	1,05	0,19	
	Média	T420 FLIR	32	29,82	0,96	0,17	0,020*
		TIR-25 FLUKE	32	29,21	1,06	0,19	

\*=  $p \leq 0,05$ .

Em relação à comparação da diferença térmica das panturrilhas, foi verificada diferença significativa entre as câmeras (Tabela 2). Os resultados obtidos podem ser justificados pela maior resolução da T420, o que permite a captação de um maior número de pixel nas RCI analisadas.

**Tabela 2** - Comparação da diferença térmica das panturrilhas

Câmera	n	Média	DP	EPM	p
TIR-25 FLUKE	32	0,122*	0,239	0,042	0,006*
T420 FLIR	32	-0,016*	0,216	0,038	

\*=  $p \leq 0,05$ .

## CONCLUSÃO

Imagens termográficas obtidas por câmeras de diferentes resoluções podem apresentar divergência nos valores de  $T_p$ . Portanto, sugere-se cautela na utilização de diferentes câmeras em avaliações termográficas.

**REFERÊNCIAS**

1. Ring EFJ, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiol Meas.* 2012 ; 33(3):33-46.
2. Ring EFJ, Ammer K. The technique of infra red imaging in medicine. *Thermol Int.* 2000; 10(1):7-14.
3. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys Med Biol.* 1973; 18(5):686-94.

## COMPARISON OF THERMOGRAPHIC IMAGES TAKEN BY TWO CAMERAS

Silva AG<sup>1,2</sup>, Oliveira SAF<sup>1</sup>, Stroppa GM<sup>1</sup>, Albuquerque MR<sup>1</sup>, Marins JCB<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa – UFV

<sup>2</sup>Escola Preparatória de Cadetes do Ar – EPCAR

Presenter's e-mail address: alissongs@gmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

The evolution of thermographic cameras has provided the ability to obtain higher quality thermograms<sup>1</sup>, so that the minimum resolution required to assess the human skin is 320 x 240 pixels<sup>2</sup>. Despite of the possibility of cameras with different resolutions present changes in reading accuracy and divergent results, it is not common studies comparing thermographic images taken by different cameras in human beings.

Thus, the aim of this study was to compare the values of skin temperature ( $T_{SK}$ ) of thermographic images obtained by two cameras with different resolutions, in addition to compare the thermal difference of calves between the cameras.

### METHODS

Thirty-two volunteers 23.38±3.63 years old, 63.11±11.48 kg and 167.22±7.80 cm participated of this study. After the regions of interest (ROI) were delimited with markers on skin (figure 1), each individual remained standing for at least 10 minutes to ensure the  $T_{SK}$  stabilization in an environment with 21.72±0.58 °C e 51.53±1.81 % of relative humidity.

The resolutions of the cameras used were 160 x 120 pixels (Fluke®, TIR-25) and 320 x 240 pixels (Flir®, T420). Two whole body thermograms were taken simultaneously (anterior and posterior) by camera, which were positioned exactly side by side at a 4 m distance from the volunteers, and to 65 cm from the floor. After taking 16 images by camera, the position of them was inverted.

The thermographic images from T420 and TIR-25 were analyzed with the freeware softwares FLIR Tools® e FLUKE Smartview® 3.1, respectively. The emissivity was set to 0.98<sup>3</sup>. The maximal and mean temperatures were evaluated delimitating a symmetrical rectangle for each ROI (Figure 1). The Shapiro-Wilk test was used to verify the normality of the datas. The Mann-Whitney test was used to compare the  $T_{SK}$  values between the cameras. The level of significance for all procedures was 5%.

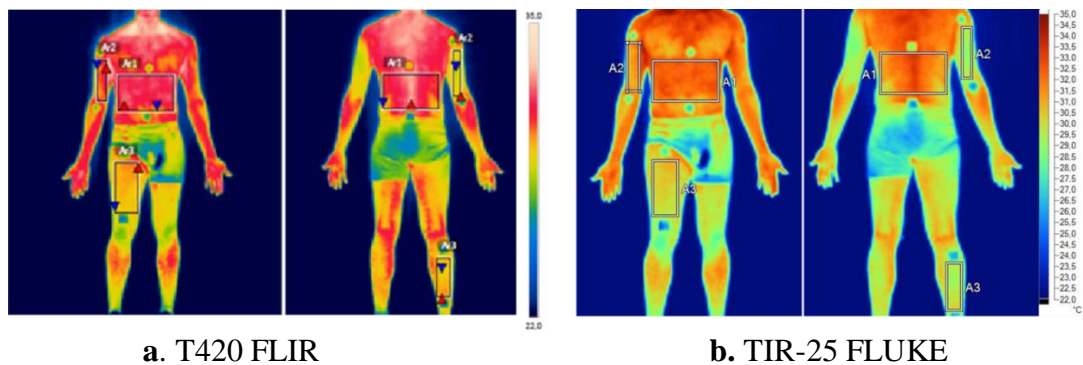


Figure 1 – Delimitation of Regions of Interest analyzed

## RESULTS E DISCUSSION

The results demonstrated that the higher resolution camera has a tendency to present higher values of  $T_{Sk}$ , considering that from 12 analyses made, in 7 cases the T420 reached results significantly higher than the TIR-25 (Table 1).

**Table 1** – Comparison of maximal and mean temperature values of ROI analyzed

ROI	Temperature	Camera	N	Mean	SD	SEM	p
Abdome	Maximal	T420 FLIR	32	33.83	0.53	0.09	0.005*
		TIR-25 FLUKE	32	33.42	0.06	0.10	
	Mean	T420 FLIR	32	32.28	0.82	0.14	0.93
		TIR-25 FLUKE	32	31.96	0.85	0.15	
Biceps	Maximal	T420 FLIR	32	32.96	0.80	0.14	0.014*
		TIR-25 FLUKE	32	32.32	1.03	0.18	
	Mean	T420 FLIR	32	31.71	0.86	0.15	0.017*
		TIR-25 FLUKE	32	31.08	1.00	0.18	
Quadriceps	Maximal	T420 FLIR	32	31.08	1.15	0.20	0.162
		TIR-25 FLUKE	32	30.66	1.26	0.22	
	Mean	T420 FLIR	32	30.07	1.08	0.19	0.036*
		TIR-25 FLUKE	32	29.49	1.12	0.20	
Low back	Maximal	T420 FLIR	32	33.51	0.68	0.12	0.035*
		TIR-25 FLUKE	32	33.15	0.67	0.12	
	Mean	T420 FLIR	32	31.49	0.87	0.15	0.085
		TIR-25 FLUKE	32	31.49	0.87	0.15	
Triceps	Maximal	T420 FLIR	32	30.61	1.06	0.19	0.464
		TIR-25 FLUKE	32	30.38	1.11	0.20	
	Mean	T420 FLIR	32	29.56	0.95	0.17	0.194
		TIR-25 FLUKE	32	29.19	1.02	0.18	
Calves	Maximal	T420 FLIR	32	30.72	0.95	0.17	0.013*
		TIR-25 FLUKE	32	30.12	1.05	0.19	
	Mean	T420 FLIR	32	29.82	0.96	0.17	0.020*
		TIR-25 FLUKE	32	29.21	1.06	0.19	

\*=  $p \leq 0,05$ .

In relation to comparison of thermal difference between the calves, it was found significantly difference between the cameras (Table 2). The results can be justified by the higher resolution of T420, which provides the ability to capture a higher number of pixels in the ROIs analyzed.

**Table 2** – Comparison of thermal difference of calves.

Câmera	n	Mean	SD	SEM	p
TIR-25 FLUKE	32	0.122*	0.239	0.042	0.006*
T420 FLIR	32	-0.016*	0.216	0.038	

\*=  $p \leq 0.05$ .

## CONCLUSION

Thermal images taken by cameras with different resolutions may present divergence in the values of  $T_{Sk}$ . Therefore, caution should be taken when performing thermographic evaluations with different cameras.

**REFERENCES**

1. Ring EFJ, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiol Meas.* 2012 ; 33(3):33-46.
2. Ring EFJ, Ammer K. The technique of infra red imaging in medicine. *Thermol Int.* 2000; 10(1):7-14.
3. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys Med Biol.* 1973; 18(5):686-94.

# ANÁLISE DOS EFEITOS DA TERAPIA MANUAL NA LOMBALGIA CRÔNICA POR MEIO DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA

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 lombalgia acomete ambos os gêneros e sua maior prevalência é em adultos jovens em fase economicamente ativa (< 45 anos), promovendo diminuição da capacidade funcional em virtude do quadro algico. Estas algias têm uma relação com os processos inflamatórios e esta inflamação gera calor<sup>1</sup> que, segundo Fonseca *et al.*<sup>2</sup> o nível inflamatório pode ser avaliado pela medida da temperatura cutânea e, para isso, pode-se utilizar o exame termográfico para quantificar a radiação infravermelha emitida pelo corpo.

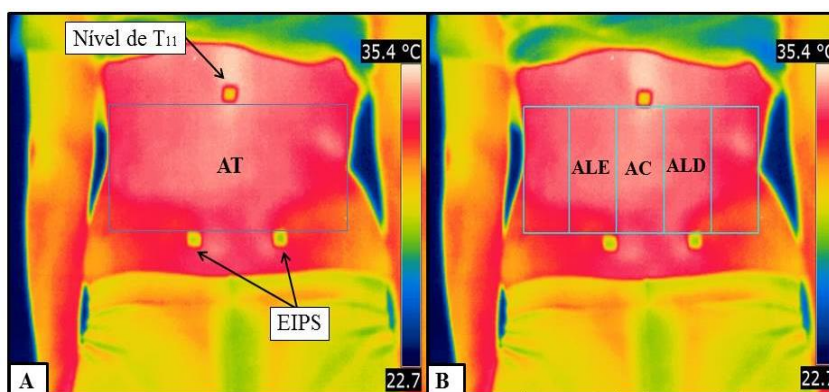
Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi analisar os efeitos da terapia manual no tratamento da lombalgia crônica por meio da termografia infravermelha.

## MÉTODOS

A amostra foi constituída por 10 indivíduos (3 homens e 7 mulheres: idade=34,1±9,1 anos; massa corporal=65,4±18,5 kg; estatura=1,64±0,09 m; IMC=24,1±5,3 kg/m<sup>2</sup>) com diagnóstico de lombalgia crônica (≥ 3 meses) e o estudo foi aprovado pelo CEP/CCS/UFPB (protocolo nº 0010/2013).

Antes e após 10 sessões de Terapia Manual (TM), com intuito de debelar a lombalgia, foram mensurados os níveis de dor por meio da Escala Visual Analógica (EVA) e a temperatura cutânea da região lombar por meio da Termografia Infravermelha (TI). Cada indivíduo foi, previamente, orientado para, na data da TI, não realizar: atividades físicas, ingerir bebidas quentes ou frias ou alimentos estimulantes e manter-se em jejum por duas horas. Inicialmente, os indivíduos foram submetidos a um processo de aclimação ambiental (temperatura de  $\cong$  23°C), por no mínimo de 15 minutos, mantendo-se em bipedestação.

Para o exame termográfico, a câmera foi fixada sobre um tripé, regulada na altura da região lombar, a 1 m do indivíduo, em posição ortostática. A região de captação da imagem (desnuda), foi demarcada com base em 3 estruturas ósseas (processo espinhoso de T<sub>11</sub> e espinhas ilíacas pósterosuperior/EIPS - bilateral) para delimitação das áreas (esquerda, central e direita) a serem examinadas (Figura 1).



**Figura 1** – Delimitações para análise das imagens termográficas: AT=área total (A); ALE=área lombar esquerda; AC=área central; e ALD=área lombar direita (B)

Todas as avaliações, reavaliações e análises das imagens termográficas foram realizadas pelo mesmo avaliador, a fim de evitar erro inter-avaliador.

Os dados foram analisados no *software* SPSS (20.0) pela ANOVA para comparar a temperatura das 3 áreas e teste *t Student* (pareado) na comparação pré e pós-tratamento da temperatura e dos valores da EVA, considerando-se  $\alpha \leq 5\%$  em todas as comparações.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Quanto aos níveis de dor, teste *t Student* (pareado) mostrou, por meio da EVA que os indivíduos relataram diminuição significativa da dor, pós-intervenção ( $P < 0,01$ ), confirmando o efeito benéfico do tratamento na percepção da sensação dolorosa da região lombar.

A respeito das temperaturas médias analisadas nas 3 áreas pré-estabelecidas, a ANOVA não mostrou diferença, tanto na pré quanto na pós-avaliação ( $P = 0,365$ ). No entanto, quando comparadas as temperaturas pré X pós-tratamento, o teste *t Student* (pareado) mostrou diminuição da temperatura nas 3 áreas analisadas (Tabela 1).

**Tabela 1** – Comparação das temperaturas médias da região lombar e da EVA pré e pós-intervenção

Variáveis	Pré	Pós	Valor P
Área lateral Esquerda	32,66±0,91	31,92±0,91	0,009
Área Central	33,25±0,92	32,17±0,95	0,002
Área lateral Direita	32,65±0,98	32,00±1,07	0,021
EVA	3,5±2,7	0,5±0,8	0,001

Nota: teste *t Student* (pareado)

No presente estudo, todos os indivíduos apresentaram redução da temperatura cutânea na região lombar, pós-tratamento, corroborando os resultados de Wu *et al.*<sup>3</sup>, que constataram, por meio da TI, atenuação do processo inflamatório e queda na temperatura cutânea em indivíduos com coccigodinia após serem submetidos a um protocolo de TM.

De acordo com Ernst e Canter<sup>4</sup>, os métodos de TM promovem uma atenuação nas atividades dos neurônios motores, redução da sensação de dor e, conseqüente, diminuição do processo inflamatório e da temperatura da região tratada.

Os resultados deste estudo divergem dos obtidos por Roy *et al.*<sup>5</sup>, que constataram por meio da TI, ao compararem valores pré e pós-tratamento, um aumento da temperatura cutânea paravertebral, em 11 indivíduos com lombalgia crônica, submetidos a 9 sessões de TM.

## **CONCLUSÃO**

O programa de terapia manual (TM) adotado neste estudo mostrou-se eficaz no tratamento dos indivíduos com lombalgia crônica.

## **REFERÊNCIAS**

- 1 - Shah JP, Danoff JV, Desai MJ, Parikh S, Nakamura LY, Phillips TM et al. Biochemical associated with pain and inflammation are elevated in sites near to and remote from active myofascial trigger points. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(1):16-23.
- 2 - Fonseca BPA, Alves ALG, Nicoletti JLM, Thomassian A, Hussni CA, Mikail S. Thermography and ultrasonography in back pain diagnosis of equine athletes. *J Equine Vet Sci.* 2006; 26(11):507-16.
- 3 - Wu C-L, Yu K-L, Chuang H-Y, Huang M-H, Chen T-W, Chen C-H *et al.* The application of infrared thermography in the assessment of patients with coccygodynia before and after manual therapy combined with diathermy. *J Manip Physiol Ther.* 2009; 32(4):287-93.
- 4 - Ernst E, Canter PH. A systematic review of systematic reviews of spinal manipulation. *J R Soc Med.* 2006; 99(4):122-6.
- 5 – Roy RA, Boucher JP, Comtois AS. Comparison of paraspinal cutaneous temperature measurements between subjects with and without chronic low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013; 36(1):44-50.



## ANALYZES OF THE EFFECTS OF MANUAL THERAPY IN CHRONIC LOW BACK PAIN THROUGH INFRARED THERMOGRAPHY

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

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

### INTRODUCTION

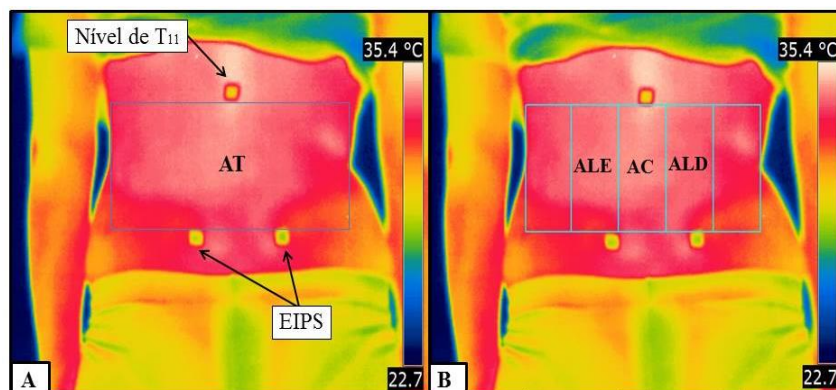
Low back pain affects both genders and the highest rate is among young adults in economically active age (< 45 years), causing reduction in the functional capacity due to the pain symptoms. These pains are related with the inflammatory process and this inflammation generates heat<sup>1</sup> that, according to Fonseca *et al.*<sup>2</sup> the inflammatory level can be assessed by the measurement of the skin temperature and, for this, a thermographic test can be used to quantify the infrared radiation emitted by the body.

Given the above, the aim of this study was to analyze the effects of manual therapy in the treatment of subjects with chronic low back pain through infrared thermography.

### METHODS

The sample consisted of 10 subjects (3 men and 7 women: age =  $34.11 \pm 9.08$  years, body mass =  $65.38 \pm 18.54$  kg, height =  $1.64 \pm 0.09$  m, BMI =  $24.09 \pm 5.31$  kg/m<sup>2</sup>) with chronic low back pain ( $\geq 3$  months) and the study was approved by the CEP/CCS/UFPB (protocol nº 0010/2013).

Before and after the Manual Therapy (MT) sessions, aiming to quell low back pain, pain levels were evaluated using a Visual Analogue Scale (EVA) and the skin temperature at the lumbar region through Infrared Thermography (TI). Each individual was previously oriented to, at evaluation day, don't do: physical activities, drink hot or cold beverages or eat stimulant food and keep a 2 hours fasting period. Initially the subjects underwent an environmental acclimation process (temperature of  $\cong 23^{\circ}\text{C}$ ), for at least 15 minutes, in bipedal posture.



**Image 1** – Delimitations to the thermographic images analysis: AT=total area (A); ALE=lumbar left area; AC=central area; and ALD=lumbar right area (B)

All assessments, reassessments and analysis of thermographic images were taken by the same investigator to avoid inter-researchers error.

The data were analyzed with SPSS software (20.0) by ANOVA to compare temperature in the 3 areas and t Student test (paired) comparing temperature and EVA pre and post-treatment, with  $\alpha \leq 5\%$  in each comparison.

## RESULTS AND DISCUSSION

About pain levels, t Student test (paired) showed, through EVA that subjects reported significant pain reduction, post-intervention ( $P < 0,01$ ), confirming the positive effect of the treatment in pain perception at the lumbar area.

Regarding the average temperature analyzed at the 3 pre-established areas, ANOVA didn't show differences, neither at pre nor post-evaluation ( $P = 0,365$ ). However, when compared the temperatures pre X post-treatment, t Student (paired) showed temperature reduction in the 3 areas (Table 1).

**Table 1** – Comparison of the average temperatures at lumbar region and EVA pré and post-intervention

Variables	Pre	Post	P Value
Left Area	32,66±0,91	31,92±0,91	0,009
Central Area	33,25±0,92	32,17±0,95	0,002
Right Area	32,65±0,98	32,00±1,07	0,021
EVA	3,5±2,7	0,5±0,8	0,001

Note: t Student test (paired)

In the current study all subjects showed skin temperature reduction in the lumbar area, post-treatment, corroborating Wu *et al.*<sup>3</sup> results, that found, through TI, reduction of the inflammatory process and skin temperature in subjects with coccygodynia after a TM protocol.

According to Ernst and Canter<sup>4</sup>, the TM methods promote attenuation of the motor neurons activities, reducing pain sensation and, consequentially, reduction of the inflammatory process and temperature of the treated region.

These results of this study differ from those found by of Roy *et al.*<sup>5</sup>, who found through TI, after comparing the pre and post-treatment values, rise of the paravertebral skin temperature in 11 subjects with chronic low back pain, after 9 TM session.

## CONCLUSION

The manual therapy (TM) program adopted in this study was effective in the treatment of subjects with low back pain.

## REFERENCES

- 1 - Shah JP, Danoff JV, Desai MJ, Parikh S, Nakamura LY, Phillips TM *et al.* Biochemical associated with pain and inflammation are elevated in sites near to and remote from active myofascial trigger points. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(1):16-23.
- 2 - Fonseca BPA, Alves ALG, Nicoletti JLM, Thomassian A, Hussni CA, Mikail S. Thermography and ultrasonography in back pain diagnosis of equine athletes. *J Equine Vet Sci.* 2006; 26(11):507-16.
- 3 - Wu C-L, Yu K-L, Chuang H-Y, Huang M-H, Chen T-W, Chen C-H *et al.* The application of infrared thermography in the assessment of patients with coccygodynia before and after manual therapy combined with diathermy. *J Manip Physiol Ther.* 2009; 32(4):287-93.
- 4 - Ernst E, Canter PH. A systematic review of systematic reviews of spinal manipulation. *J R Soc Med.* 2006; 99(4):122-6.
- 5 - Roy RA, Boucher JP, Comtois AS. Comparison of paraspinal cutaneous temperature measurements between subjects with and without chronic low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013; 36(1):44-50.

# ANÁLISE TERMOGRÁFICA DA INFLUÊNCIA DO PRÉ-AQUECIMENTO E DO PRÉ-RESFRIAMENTO NA MICROLESÃO MUSCULAR INDUZIDA POR EXERCÍCIO

Oliveira UF, Neto ACB, Barbosa JAM, Araújo LC, Santos BH, Ferreira JJA

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: ulyssesfranco.o@gmail.com

## INTRODUÇÃO

Visto que as lesões musculares desencadeiam processos inflamatórios propiciando a geração de calor em decorrência do aumento do metabolismo local, pode-se inferir que o grau de inflamação pode ser avaliado por meio da aferição dos gradientes de temperatura local. A termografia por infravermelho é um método não invasivo utilizado para registrar a temperatura da pele que é captada por meio da radiação térmica emitida pelo corpo<sup>1</sup>. Esta técnica é utilizada para diagnóstico de processos de natureza inflamatória, infecciosa e neoplásica, podendo também ser utilizada para diagnóstico de lesões musculares causadas pelo treinamento<sup>2</sup>.

Está muito bem documentado na literatura que a resposta inflamatória pode ser alterada pela aplicação direta do calor ou do frio diretamente sobre o tecido inflamado<sup>3</sup>. Sendo assim, este trabalho foi realizado com o propósito de testar a hipótese de que a resposta inflamatória pós-exercício pode aumentar ou diminuir com a aplicação prévia do calor ou frio, respectivamente, e que a termografia por infravermelho pode caracterizar estes padrões de alterações da temperatura.

## MÉTODOS

Foram selecionados 30 sujeitos (16 mulheres e 14 homens) com idade média de 21,3±0,6 anos, IMC de 23,06±5,09, saudáveis, que não praticavam exercícios resistidos para MMSS há pelo menos seis meses. Os sujeitos foram designados, aleatoriamente, para um dos 3 grupos: grupo 1 (n=10, crioterapia), grupo 2 (n=10, controle) e grupo 3 (n=10, ondas curtas). Os recursos térmicos foram aplicados durante 15 min., antes da realização de um protocolo de exercício. Todos os sujeitos foram orientados quanto às medidas preparatórias para realização do exame termográfico de acordo com as recomendações da Associação Europeia de Termologia. Antes da realização do exame, os voluntários permaneceram em repouso por 15 min. na sala de exame, com temperatura monitorada a 23° C e umidade relativa do ar < 50% com auxílio de termohigrômetro (Instrutemp, ITHT2250, China).

As avaliações termográficas foram realizadas com uma câmera modelo T-360 (FLIR Systems, Suécia) fixada em um tripé a 1,2 m de distância da região a ser analisada, com sensibilidade térmica de 0,05° C e resolução de 320 x 240 *pixels*, nos instantes T1 (em repouso, após 15 min de termalização), T2 (imediatamente após 15 min. de recurso térmico), T3 (imediatamente após o exercício) e T4 (24 hs após o exercício).

Para aplicação do recurso térmico, os voluntários foram colocados em decúbito dorsal numa maca de madeira, para aplicação, na região anterior do braço, pacote de gelo ou ondas curtas por 15 min. (BioSet-Thermowave, Brasil) em intensidade para uma sensação de calor confortável referida pelos sujeitos. Após a aplicação do recurso os sujeitos eram submetidos a uma sessão de exercícios resistidos de flexão do cotovelo com um halter de 5kg, e eram instruídos a realizar repetições até que o músculo entrasse em estado de fadiga e o sujeito não conseguisse mais realizar a amplitude de movimento (ADM) completa ou fizesse compensações corporais exageradas. Daí, após 20 seg. de intervalo para recuperação e iniciava-se outra série. Cada sujeito realizou ao todo 6 séries deste exercício. No grupo controle não houve aplicação de recurso térmico e o voluntário ficou em repouso por 15 minutos.

As imagens obtidas foram analisadas através do *software* FLIR QuickReport e os valores encontrados foram organizados em uma planilha no Excel. A estatística da amostra foi realizada utilizando o *software* Bioestat 5.3, aplicando-se a análise de variância de *Friedman* para cada grupo e adotando-se  $\alpha = 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

**Tabela 1** – Variação de temperatura dos grupos nos quatro instantes e a significância das comparações com  $p < 0,05$

Grupos	T1	T2	T3	T4	Valor de p	Comparações
RESFRIAMENTO	31,4±1,0	17,5±52,6	30,3±2,3	31,9±0,9	< 0,05	1-2/2-4*
CONTROLE	32,7±1,4	32,5±1,4	33,5±1,2	31,0±0,8	< 0,05	3-4*
AQUECIMENTO	31,4±1,1	36,9±1,0	34,7±1,0	31,9±1,0	< 0,05	1-2/1-3/2-4*

Nota: Valores estão expressos em média  $\pm$  desvio padrão

Legenda: \* Instantes em que foi apresentada diferença significativa



Os resultados mostram que apenas nos grupos experimentais houve alteração da temperatura entre os instantes T1 e T2 o que nos leva a inferir que os recursos térmicos foram efetivos para alterar a temperatura pré-exercício. No instante pós-exercício, a temperatura esteve alterada apenas no grupo submetido ao aquecimento, indicando que, provavelmente, o exercício não foi suficiente para causar dano muscular capaz de alterar a temperatura local. Adicionalmente, após 24 hs (T4) da aplicação do protocolo de exercícios, nenhum grupo apresentou alteração de temperatura, comparativamente ao instante T1 (repouso), indicando também que não foi possível demonstrar efeito do exercício sobre a temperatura de repouso, inclusive no grupo controle, que não foi submetido aos recursos térmicos. Neste estudo, apesar de não ter sido verificada alteração de temperatura local, observou-se que todos os sujeitos relataram dor retardada 24 hs pós-exercício.

Estes resultados não permitiram confirmar a hipótese de que um protocolo de exercícios isotônicos causaria lesão muscular e inflamação identificáveis por meio da alteração de temperatura da pele sobre o músculo exercitado. Estes achados estão em concordância com os resultados apresentados por *Bandeira et al.*<sup>2</sup>, que também não verificaram diferenças de temperatura local em sujeitos submetidos a exercício resistido isotônico, porém verificaram este efeito no grupo exercitado com atividades pliométricas e de explosão.

Este estudo apresenta algumas limitações que se bem entendidas e corrigidas podem ensejar a elaboração de um estudo inédito com resultados muito importantes para o conhecimento da lesão muscular tardia. A utilização de uma amostra maior e mais homogênea quanto às características antropométricas, e de um protocolo de exercícios excêntricos com reconhecida capacidade de provocar dano muscular pode apresentar resultados mais fidedignos em estudos futuros.

## CONCLUSÃO

Concluimos assim, que o tipo de exercício utilizado não nos permitiu verificar as alterações de temperatura, no entanto nos embasou para algumas modificações em sua metodologia e realização de estudos futuros.

**REFERÊNCIAS**

- 1- Brioschi ML, Yeng LT, Teixeira MJ. Diagnóstico avançado em dor por imagem infravermelha e outras aplicações: Prática Hospitalar. 2007; 50(1):93-8.
- 2- Bandeira F, Moura MAM, Souza MA, Nohama P, Neves EB. Pode a termografia auxiliar no diagnóstico de lesões musculares em atletas de futebol? Rev Bras Med Esporte 2012; 18(4):246-51.
- 3- Yeng LT, Stump P, Kaziyama HHS, Teixeira MJ, Imamura M, Greve JMA. Medicina física e reabilitação em doentes com dor crônica. Rev Med São Paulo. 2001; 80(2):245-55.

# **THERMOGRAPHIC ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF PRE-HEATING AND PRE-COOLING IN MICRO INJURY INDUCED BY MUSCULAR EXERCISE**

Oliveira UF, Neto ACB, Barbosa JAM, Araújo LC, Santos BH, Ferreira JJA

Physiotherapy Department of the Federal University of Paraíba – UFPB

Presenter's E-mail: [ulyssesfranco.o@gmail.com](mailto:ulyssesfranco.o@gmail.com)

## **INTRODUCTION**

Since muscle injuries create inflammatory processes propitiating a heat generation due to the increase in the local metabolism, it can be inferred that the degree of inflammation can be assessed by measurement of local temperature gradients. The infrared thermography is a noninvasive method used to record the temperature of the skin that is captured by the thermal radiation emitted by the body<sup>1</sup>. This technique is used for the diagnosis of inflammatory, infectious and neoplastic nature's processes, can also be used for the diagnosis of muscle lesions caused by training<sup>2</sup>.

Is very well documented in the literature that the inflammatory response can be altered by the direct application of heat or cold directly on the inflamed tissue<sup>3</sup>. Thus, this study aims to test the hypothesis that the inflammatory response after exercise may increase or decrease with the prior application of heat or cold, respectively, and that infrared thermography can characterize these patterns of temperature changes.

## **METHODS**

Were selected 30 subjects (16 women and 14 men) with a mean age of  $21.3 \pm 0.6$  years, BMI of  $23.06 \pm 5.09$ , healthy, not practicing resistance exercises for arms for at least six months. The subjects were randomly assigned to one of 3 groups: group 1 (n = 10, cryotherapy), group 2 (n = 10, control) and group 3 (n = 10, shortwave). Thermal resources were applied lasting 15 minutes before of the exercise protocol perform. All subjects were informed of the preparatory measures for the realization of thermographic examination in accordance with the recommendations of the European Association Thermology. Before the examination, the subjects stayed in rest for 15 min. inside of the examination room, with temperature monitored at  $23^{\circ} \text{C}$  and relative humidity  $<50\%$  with the aid of hygrometer (Instrutemp, ITHT2250, China).

Thermographic evaluations were performed with a model T-360 camera (FLIR Systems, Sweden) fixed on a tripod 1.2 m away from the region to be analyzed, with a thermal sensitivity of  $0.05^{\circ} \text{C}$  and a resolution of  $320 \times 240$  pixel, at instants T1 (at rest, after 15 min thermalization), T2 (immediately after 15 min. thermal resource), T3 (immediately after exercise) and T4 (24 h after exercise).

For the application of the thermal resource, volunteers were placed supine on a wooden stretcher, where was applied, in the anterior region of the arm, ice pack or shortwave for 15 min. (Bioset-Thermowave, Brazil) in intensity to a feeling of comfortable warmth reported by the subjects. After applying the resource the subjects were submitted to a resistance training session of elbow flexion with a 5kg dumbbell, in which they were instructed to perform repetitions until the muscle went into a state of exhaustion and the subject could no longer perform full range of motion (ROM) or make bodily exaggerated compensation. Then, after an interval of 20 seconds for recovery we started up another series. Each subject performed the 6 series of this exercise. In the control group there was no application of thermal resource and the volunteer was allowed to rest for 15 minutes.

The images were analyzed using the FLIR QuickReport software, and the values found were organized in a Excel spreadsheet. The statistical sample was performed using BioStat 5.3 software, applying the Friedman analysis of variance for each group and adopting  $\alpha = 0.05$ .

**RESULTS AND DISCUSSION**

**Table 1** - Temperature variation of groups in the four moments and significance of comparisons with  $p < 0.05$

Groups	T1	T2	T3	T4	p value	Balance
COOLING	31,4±1,0	17,5±2,6	30,3±2,3	31,9±0,9	< 0,05	1-2/2-4*
CONTROL	32,7±1,4	32,5±1,4	33,5±1,2	31,0±0,8	< 0,05	3-4*
HEATING	31,4±1,1	36,9±1,0	34,7±1,0	31,9±1,0	< 0,05	1-2/1-3/2-4*

Note: Values are expressed as mean ± SD

Legend: \* A moment that was introduced significant difference



The results show that only in the experimental groups there was a change of temperature between T1 and T2 instant, which leads us to infer that thermal resources were effective to change the pre-exercise temperature. The post-exercise time, the temperature was changed only in the group submitted to heating, indicating that, probably, the exercise was not sufficient to cause muscle damage capable of altering the local temperature. Furthermore, after 24 hours (T4) the application of exercise protocol, no group showed a change in temperature, compared to the instant T1 (rest), also indicating that it was not possible to demonstrate the effect of exercise on resting temperature, even in the control group, which was not submitted to thermal resources. In this study, although it has not been verified change in local temperature, we observed that all subjects reported pain delayed 24 hours post-exercise.

These results do not confirm the hypothesis that a protocol of isotonic exercises would cause muscle damage and inflammation identifiable by the temperature changing of the skin over the exercised muscle. These findings corroborate with the results reported by Bandeira et al.<sup>2</sup>, who also found no differences in local temperature in subjects undergoing isotonic resistance exercise, but found this effect in the exercised group with plyometric and explosive activities.

This study has some limitations that if well understood and corrected, may facilitate the development of unprecedented study with very important outcomes for the understanding of muscle injury delayed. The use of a larger and more homogeneous sample in terms of anthropometric characteristics, and a protocol of eccentric exercise, with recognized ability to cause muscle damage may present more reliable results in future studies.

**CONCLUSION**

As a conclusion, this type of exercise used did not allow us verify the temperature changes, however it was a base in for some changes in its methodology and future studies.

**REFERENCES**

- 1- Brioschi ML, Yeng LT, Teixeira MJ. Diagnóstico avançado em dor por imagem infravermelha e outras aplicações: Prática Hospitalar. 2007; 50(1):93-8.
- 2- Bandeira F, Moura MAM, Souza MA, Nohama P, Neves EB. Pode a termografia auxiliar no diagnóstico de lesões musculares em atletas de futebol? Rev Bras Med Esporte 2012; 18(4):246-51.
- 3- Yeng LT, Stump P, Kaziyama HHS, Teixeira MJ, Imamura M, Greve JMA. Medicina física e reabilitação em doentes com dor crônica. Rev Med São Paulo. 2001; 80(2):245-55.



## O USO DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA NO PROCESSO DE CONSOLIDAÇÃO DE FRATURAS ÓSSEAS: RESULTADOS PRELIMINARES

Rodrigues FTM, Silva YA, Oliveira UF, Santos BH, Santos HH, Ferreira JJA

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

E-mail do apresentador: [frank\\_talles14@hotmail.com](mailto:frank_talles14@hotmail.com)

### INTRODUÇÃO

A termografia infravermelha (TI) é um instrumento de diagnóstico não invasivo e não irradiado que tem sido utilizado com sucesso para o monitoramento da distribuição da temperatura da pele para avaliação de processos fisiológicos normais e patológicos<sup>1</sup>. A TI tem sido utilizada como recurso auxiliar de diagnóstico em várias áreas da medicina, como distúrbios neurológicos, osteomioarticulares, doenças vasculares e oncológicas, dentre outras<sup>1</sup>. Os principais estudos na área são referentes à detecção precoce e avaliação evolutiva do câncer de mama. Entretanto, a utilização da termografia na avaliação dos distúrbios musculoesqueléticos e lesões desportivas tem adquirido muitos adeptos, recentemente<sup>2</sup>.

Um aspecto crítico em traumatologia está relacionado ao acompanhamento da evolução clínica do processo de consolidação das fraturas. Para este fim tem sido utilizada uma verdadeira gama de exames por imagem que abrangem desde o RX simples até a tomografia computadorizada e a ressonância magnética. Estes exames necessitam de equipamentos caros e envolvem o risco com a radiação. Entretanto, como o processo de formação e remodelação do calo ósseo está diretamente relacionado a uma intensa alteração metabólica e vascular no local da fratura. Haluzam *et al.*<sup>3</sup> propuseram a utilização da TI para acompanhamento do processo de cura desta lesão traumática. A TI pode ser utilizada como uma ferramenta de diagnóstico para diferentes estágios no processo de cicatrização do osso, pois a inflamação está associada com hipertermia e pode causar um aumento substancial da temperatura da pele, devido ao aumento do metabolismo e aumento do fluxo sanguíneo em torno da fratura.

Sendo assim, o propósito deste estudo foi testar a hipótese de que a termografia por infravermelho pode indicar alterações de temperatura local que se relacionam diretamente com as fases de formação/remodelação óssea e consolidação da fratura.

### MÉTODOS

Foram examinados quatro pacientes (3 homens e 1 mulher) com idade média de 25,2±3,2 anos, IMC<25 kg/m<sup>2</sup>, com fratura do 1/3 distal da tíbia com consolidação retardada, que se encontravam em tratamento fisioterapêutico na Clínica Escola da Universidade Federal da Paraíba. Todos os sujeitos foram submetidos a uma avaliação termográfica inicial, e serão submetidos a uma 2ª avaliação, após a consolidação radiológica da fratura. Os sujeitos foram orientados quanto às medidas preparatórias para realização do exame termográfico de acordo com as recomendações da Associação Europeia de Termologia. Antes da realização do exame, os voluntários permaneceram em repouso por 15 min. na sala de exame, com temperatura monitorada à 23° C e umidade relativa do ar < 50% com auxílio de termohigrômetro (Instrutemp, ITHT2250, China). As imagens termográficas foram captadas a uma distância de 1 m focalizando a região anterior da perna, com os sujeitos em posição ortostática. Foi utilizada uma câmera modelo T-360 (FLIR Systems, EUA) com sensibilidade térmica de 0,05° C e resolução de 320 x 240 *pixels*.

As imagens obtidas foram analisadas através do *software* FLIR Quick Report. A variável dependente foi a temperatura média de um retângulo abrangendo a região anterior da perna do 1/3

médio até a linha do tornozelo do membro acometido e do membro sadio. Foram realizados testes estatísticos de normalidade (*Shapiro Wilk*), homogeneidade das variâncias (*Levene*) e um teste t de *Student* independente para comparar os dois membros na avaliação inicial. A estatística foi realizada utilizando o *software* Biostat 5.3, adotando-se  $\alpha = 0,05$ .

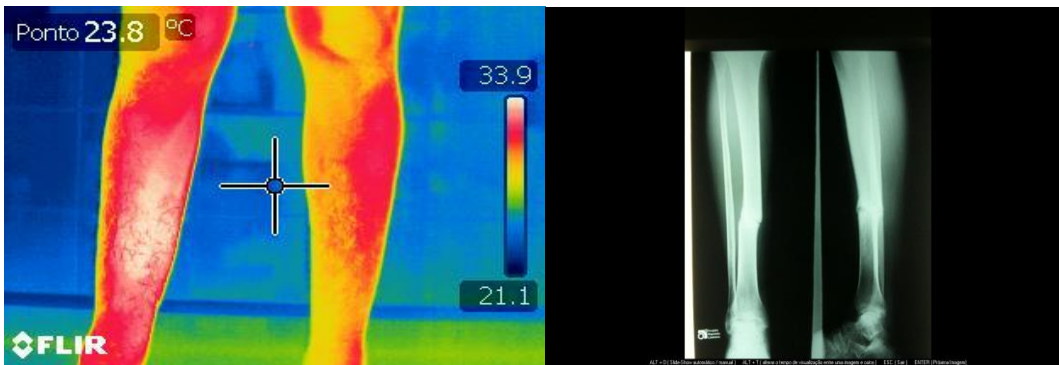


Figura 1 – Imagem termográfica e radiológica de fratura em tíbia direita

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados preliminares da avaliação inicial mostraram diferença significativa (em torno de  $1^{\circ}\text{C}$  -  $P=0,006$ ) entre a média de temperatura do membro acometido ( $32,2\pm 0,4$ ) e a do membro sadio ( $30,4\pm 0,6$ ). Estes achados estão em concordância com os apresentados no estudo de Haluzan *et al.*<sup>3</sup>, que estudaram 10 pacientes com fraturas do rádio e encontraram uma diferença de temperatura de  $1,3^{\circ}\text{C}$ .

Estes são resultados preliminares e a avaliação pós-consolidação da fratura ainda não foi realizada. Esta segunda avaliação será fundamental para se conhecer se após quanto tempo de consolidação a temperatura retorna ao normal. A literatura sobre esta temática ainda é escassa, entretanto, estes resultados apontam na direção de que a termografia por infravermelho pode ser utilizada para avaliar o processo de consolidação de fraturas. Na direção de pesquisas futuras esta metodologia poderá ser utilizada para avaliar e diferenciar o retardo de consolidação e a pseudoartrose, monitorando a evolução do tratamento.

## CONCLUSÃO

Os resultados preliminares deste estudo confirmam a hipótese de que a lesão completa das corticais ósseas apresenta um padrão inicial de hiperradiação com concentração de calor no foco de fratura.

## REFERENCIAS

1. Ferreira JJA, Mendonca LCS, Nunes LAO, Andrade Filho ACC, Rebelatto JR, Salvini TF. Exercise-associated chermographic changes in young and elderly subjects. *Ann Biomed Eng.* 2008; 36(8):1420-7.
2. Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors.* 2010; 10:4700-15.
3. Haluzan D, Dobric I, Stipic J, Ehrenfreund T, Augustin G, Davila S. Application of infrared thermography during bone healing. 54th International Symposium ELMAR-2012, 12-14 September 2012, Zadar, Croatia.

## USE OF INFRARED THERMOGRAPHY IN CONSOLIDATION PROCESS OF BONE FRACTURES: PRELIMINARY RESULTS

Rodrigues FTM, Silva YA, Oliveira UF, Santos BH, Ferreira JJA

Physiotherapy Department of the Federal University of Paraíba – UFPB

Presenter's E-mail: [frank\\_talles14@hotmail.com](mailto:frank_talles14@hotmail.com)

### INTRODUCTION

Infrared thermography (IT) is a tool for noninvasive diagnosis and nonirradiated that has been successfully used for the monitoring the distribution of the skin temperature for evaluation of normal and pathological physiological processes<sup>1</sup>. IT has been used as a help-diagnosis in several areas of medicine such as neurological, musculoskeletal, vascular and oncological diseases, among others<sup>1</sup>. The main studies in the area are related to early detection and outcome assessment in breast cancer. However, the use of thermography in the assessment of musculoskeletal disorders and sports injuries has gained many supporters, recently<sup>2</sup>.

A critical aspect in traumatology is related to following of the clinical course of fracture consolidation process. For this purpose a real range of imaging exams which range since the simple RX until the Computed Tomography and Magnetic Resonance imaging were used. These tests require expensive equipment and involve the risk with radiation. However, as the process of formation and remodeling of bone callus is directly related to intense metabolic and vascular changes at the fracture site, Haluzam et al.<sup>3</sup> proposed the use of IT to monitor the healing process of this traumatic injury. The IT can be used as a diagnostic tool for different stages in the healing process of the bone, once the inflammation is associated with hyperthermia and it can cause a substantial increase in skin temperature due to the raise of the metabolism and also the raise of blood flow around fracture<sup>3</sup>.

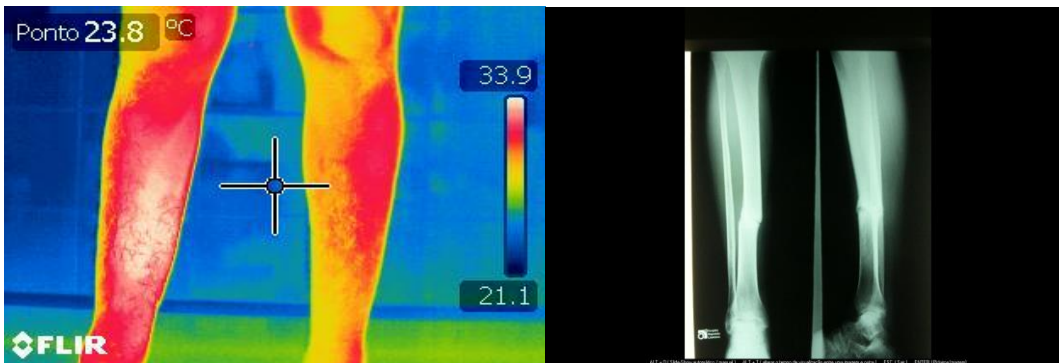
Thus, the aim of this study is to test the hypothesis that infrared thermography is able to indicate changes in local temperature that directly relate to the stages of bone formation/remodeling and the clinic healing of the fracture.

### METHODS

Four patients were examined (3 males and 1 female) with a mean age of  $25.2 \pm 3.2$  years, BMI < 25 kg/m<sup>2</sup>, (3H/1M), with fracture in the 1/3 distal tibia with delayed consolidation, which were doing physiotherapy at the clinic of the Federal University of Paraíba. All the subjects were submitted to an initial thermographic evaluation, and will be undergoing into a 2nd review after radiological fracture consolidation. The subjects were instructed about the preparatory measures for the realization of thermographic examination in accordance with the recommendations of the European Association Thermology. Before the examination, the volunteers remained at rest for 15 minutes into the exam room, with temperature monitored in 23 ° C and relative humidity of the air in < 50% with the aid of thermohygrometer (Instrutemp, ITHT2250, China). The thermographic images were taken at a distance of 1m focusing on the leg anterior region, with the subjects in orthostatic position. One camera model T-360 (FLIR Systems, USA) was used with a thermal sensitivity of 0.05 ° C and a resolution of 320 x 240 pixels.

The obtained images were analyzed using the FLIR Quick Report software. The dependent variable was the average temperature of a rectangle covering the leg anterior region from the middle 1/3 until the line of the ankle of the affected limb and the healthy limb. The Shapiro Wilk normality test, homogeneity of variances (Levene) and independent t Student test was performed to

compare the two members in the first evaluation. Statistical analysis was performed using the Biostat 5.3 software, adopting  $\alpha = 0.05$ .



**Figure 1** - radiological and thermographic image of fracture in the right tibia

## RESULTS AND DISCUSSION

The preliminary results from the initial evaluation showed a significant difference (almost  $1^{\circ}\text{C}$  -  $P = 0.006$ ) between the temperature mean of the affected limb ( $32.2 \pm 0.4$ ) and of the healthy limb ( $30.4 \pm 0.6$ ). These findings are in agreement with those presented in the study of Haluzan et al.<sup>3</sup>, who studied 10 patients with fractures of the radius and found a temperature difference of  $1.3^{\circ}\text{C}$ .

These are the preliminary results and the post-consolidation assessment of fracture has not been performed yet. This second assessment will be crucial to get to know if how long after the consolidation the temperature will return to normal. Literature about this matter are scarce, however, these results point toward that the infrared thermography can be used to assess the process of fracture repair. The direction of future research this methodology can be used to assess and differentiate the delayed consolidation and pseudarthrosis, monitoring the progress of treatment.

## CONCLUSION

The preliminary results of this study confirm the hypothesis that the complete lesion of the cortical bone presents an initial pattern of hyper-radiation with heat concentration on the fracture site.

## REFERENCES

1. Ferreira JJA, Mendonca LCS, Nunes LAO, Andrade Filho ACC, Rebelatto JR, Salvini TF. Exercise-associated chermographic changes in young and elderly subjects. *Ann Biomed Eng.* 2008; 36(8):1420-7.
2. Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors* 2010; 10:4700-15.
3. Haluzan D, Dobric I, Stipic J, Ehrenfreund T, Augustin G, Davila S. Application of infrared thermography during bone healing. 54th International Symposium ELMAR-2012, 12-14 September 2012, Zadar, Croatia.

## PROGRESSÃO DO ÍNDICE DE FADIGA NO ENVELHECIMENTO – ESTUDO COMPARATIVO ENTRE SEXO E DÉCADAS

Nepomuceno EM<sup>1</sup>, Reif R<sup>2</sup>, Mattiello SM<sup>3</sup>, Mattiello-Sverzut AC<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- FMRP/USP

<sup>2</sup>Médico Ortopedista

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos  
E-mail do apresentador: emanuelanep@usp.br

### INTRODUÇÃO

A fadiga muscular caracteriza-se por um decréscimo no rendimento muscular durante a execução de determinada tarefa motora<sup>1</sup>. Estudos que correlacionam função muscular e envelhecimento são importantes, pois o avançar da idade parece interferir diretamente no aparecimento da fadiga muscular<sup>2</sup>. A mensuração da fadiga muscular pode ser obtida pelo teste da força da contração voluntária máxima (CVM) utilizando instrumentos como o dinamômetro isocinético pela análise do declínio da CVM com o tempo (3). O objetivo deste trabalho foi verificar se o índice de fadiga (IF) na atividade funcional de flexão do cotovelo, mensurado através de dinamômetro isocinético, sofre modificações significativas em voluntários saudáveis ao longo de diferentes faixas etárias e entre os sexos.

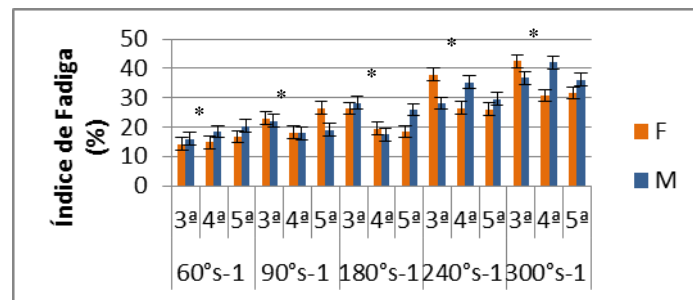
### MÉTODOS

Participaram deste estudo transversal 32 voluntários saudáveis, não treinados, na 3ª década de vida (7 mulheres e 5 homens, idade média de 34,1±1,7 anos, massa corporal 70,6±13,4 kg e estatura 170,0±0,06 cm); na 4ª década de vida (5 mulheres e 5 homens, idade média de 44,4±3,8 anos, massa corporal 73,4±13,8 kg e estatura 171,0±0,1 cm) e na 5ª década de vida (5 mulheres e 5 homens, idade média de 54,2±2,2 anos, massa corporal 74,0±22,5 kg e estatura 170,0±0,1 cm), após assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo-Ribeirão Preto (registro nº 6068/2006).

Para aquisição do IF foi utilizado o dinamômetro isocinético modelo *Biodex Multi-Joint System 2*. Após o exame físico, foi realizado aquecimento utilizando-se o cicloergômetro de membros superiores, sem carga durante três minutos. Posteriormente, os voluntários foram posicionados sentados no aparelho com ângulo de encosto fixado em 90° e estabilizados com cintos sobre o tórax, pelve e braço testado. O eixo mecânico de rotação foi alinhado com o epicôndilo lateral do úmero. O ombro foi posicionado em 30° no plano da escápula, 30° de abdução no plano frontal, 0° de flexão e o antebraço em supinação. O dispositivo para fixação do antebraço foi colocado no terço médio do mesmo e a resistência foi posicionada na mão. A avaliação isocinética foi realizada no modo recíproco, contínuo e concêntrico de flexão e extensão do cotovelo em cinco velocidades angulares: 60°s<sup>-1</sup>, 90°s<sup>-1</sup>, 180°s<sup>-1</sup>, 240°s<sup>-1</sup> e 300°s<sup>-1</sup>. O arco de movimento para o teste foi estabelecido entre 60° e 130° de flexão do cotovelo. Foi instituído intervalo de repouso de dez minutos entre as velocidades isocinéticas. O IF foi calculado pela comparação (em porcentagem) do desempenho médio nas cinco primeiras repetições versus as cinco últimas, no total de quinze repetições. A análise estatística descritiva dos dados foi apresentada sob a forma de médias e desvio-padrão das médias e os valores significantes foram considerados com p<0,05. Também foi utilizado o modelo de regressão linear com efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos), através do *software SAS 9.0 - PROC MIXED*.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O maior e o menor valor médio do IF registrado foram apresentados pelos voluntários do sexo feminino da 3ª década nas velocidades de  $300^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  (42,40 % e 14,18%, respectivamente). A análise estatística dos valores médios de IF mostrou diferença entre a 3ª e 4ª décadas para o sexo feminino ( $p < 0,05$ ). Portanto, apenas nestas voluntárias o envelhecimento parece afetar negativamente a função muscular, uma vez que o aparecimento da fadiga foi mais evidente com o decorrer da idade durante testes funcionais concêntricos realizados em diferentes velocidades de movimento. Na pesquisa de Hébert-Losier e Holmberg, os voluntários de ambos os sexos realizaram 50 contrações isocinéticas concêntricas máximas de flexão plantar, com  $0^{\circ}$  e  $45^{\circ}$  de flexão de joelho, na velocidade de  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$ , e os resultados indicaram que o sexo deve ser considerado ao se interpretar indicadores de fadiga obtidos através dinamômetro isocinético, com o intuito de se estabelecer valores normativos ou comparar resultados (4).



**Figura 1** - Valores médios do IF dos voluntários nos testes isocinéticos nas diferentes velocidades angulares. As barras verticais representam os respectivos erros padrão. Legenda: F=Feminino; M=Masculino; \*valores significantes ( $p < 0,05$ )

O IF é avaliado em velocidades altas e grande número de repetições. Segundo Gallagher *et al.*<sup>5</sup> a velocidade de  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$  deve ser alta para testes utilizando os flexores do cotovelo. No presente estudo, para ambos os sexos, os maiores valores médios do IF foram alcançados na maior velocidade angular ( $300^{\circ}\text{s}^{-1}$ ). Suter *et al.*<sup>6</sup> avaliaram a função da extensão do joelho em nove velocidades isocinéticas e a fadiga muscular a partir de 60 contrações na velocidade  $90^{\circ}\text{s}^{-1}$ . Obtiveram entre outros resultados, menores torques relativos perto da trigésima contração no teste de fadiga. Thorstenson e Karlsson<sup>7</sup> verificaram o IF na extensão do joelho após 50 repetições na velocidade  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$ . Diferente dos trabalhos analisados, no presente estudo, para avaliação do IF foi utilizado o número de repetições de flexão do cotovelo igual a 15. Como destacado por Back *et al.*<sup>3</sup> diferentes protocolos de avaliação isocinética utilizados por diferentes centros de pesquisa limitam as discussões dos achados aqui relatados. Parâmetros de fadigabilidade de indivíduos saudáveis podem tornar-se referência para comparação de dados de pacientes em múltiplas doenças.

## CONCLUSÃO

Com este estudo, podemos verificar que o IF na atividade isocinética de flexão do cotovelo, sofreu mudanças em voluntários saudáveis ao longo de diferentes faixas etárias e entre os sexos.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Ascensão A, Magalhães J, Oliveira J, Duarte J, Soares J. Fisiologia da fadiga muscular: delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. PJSS, 2003; 3(1): 108-123.
- 2 - Ratel S, Duché P, Williams CA. Muscle Fatigue during High-Intensity Exercise in Children. Sports Med, 2006; 36 (12): 1031-1065.
- 3 - Back CGN, Oliveira PCB, Mattiello-Rosa SMG, Sobreira CFR, Martinez EZ, Mattiello-Sverzut AC. Correlação entre a proporção de fibras rápidas do músculo bíceps braquial e o torque relativo da flexão do cotovelo em sujeitos com hipótese clínica de miopatia. Rev Bras Fisioter. 2008; 12 (2):107-12.

- 4 - Hébert-Losier K, Holmberg HC. Dynamometric indicators of fatigue from repeated maximal concentric isokinetic plantar-flexion contractions are independent of knee flexion angles and age, but differ for males and females. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(3):843-55.
- 5 - Gallagher MA, Cuomo F, Polonsky L, Berliner K, Zuckerman JD. Effects of age, testing speed, and arm dominance on isokinetic strength of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997; 6:340-6.
- 6 - Suter E, Herzog W, Sokolosky J, Wiley JP, Macintosh BR. Muscle fiber type distribution as estimated by Cybex testing and by muscle biopsy. *Med Sci Sports Exer.* 1993; 25(3):363-70.
- 7 - Thorstensson A, Karlsson J. Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* 1976; 98:318-22.

## PROGRESSION OF THE FATIGUE INDEX ON AGING – COMPARATIVE STUDY OF SEX AND DECADES

Nepomuceno EM<sup>1</sup>, Reif R<sup>2</sup>, Mattiello SM<sup>3</sup>, Mattiello-Sverzut AC<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-FMRP/USP <sup>2</sup>Médico Ortopedista;

<sup>3</sup>Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos

Email of the presenter: [emanuelanep@usp.br](mailto:emanuelanep@usp.br)

### INTRODUCTION

The muscle fatigue is characterized by a decrease in muscle performance during execution of a given motor task<sup>1</sup>. The studies that correlate muscle function and aging are important because advancing age seems to interfere directly in the onset of muscle fatigue<sup>2</sup>. The measurement of muscle fatigue can be obtained by testing the strength of the maximal voluntary contraction (MVC) using instruments such as the isokinetic dynamometer for examining the decline of MVC over time<sup>3</sup>. The aim of this study was to determine if the fatigue index (FI) in the functional activity of elbow flexion, measured by isokinetic dynamometer, undergo significant changes in healthy volunteers over different age groups and genders.

### METHODS

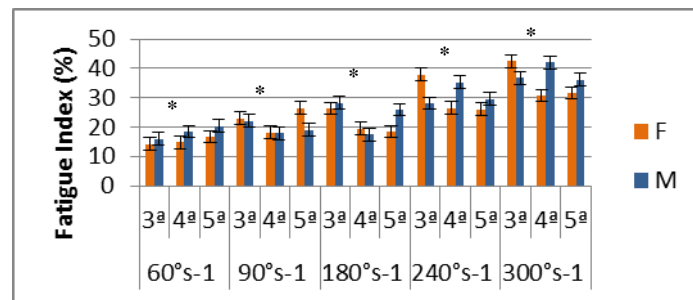
Participated in this cross-sectional study 32 untrained healthy volunteers, in the 3rd decade of life (7 females and 5 males, mean age 34.1±1.7 years old, weight 70.6±13.4 kg and height 170±0.06 cm), in 4th decade of life (5 females and 5 males, mean age 44.4±3.8 years old, weight 73.4±13.8 kg and height 171±0.1 cm) and in the 5th decade of life (5 females and 5 male, mean age 54.2±2.2 years old, weight 74.0 kg±22.5 and height 170±0.1 cm), after signing an informed consent. This project was approved by the Ethics Committee in Research of the University of São Paulo-Ribeirão Preto (record nº 6068/2006).

For the acquisition of the FI was used model Biodex isokinetic dynamometer Multi-Joint System 2. After physical examination, heating was performed using the upper body cycle ergometer without charge for three minutes. Subsequently, the volunteers were positioned sitting on the device with backrest angle fixed at 90° and stabilized with belts over the chest, pelvis and arm tested. The mechanical axis of rotation was aligned with the lateral epicondyle of the humerus. The shoulder was positioned at 30° in the scapular plane, 30° of abduction in the frontal plane, 0° flexion and forearm supination. A device was placed in the middle third of the forearm for stabilization and the resistance was applied in the hand. The isokinetic evaluation was performed in reciprocal, continuous and concentric flexion and extension of the elbow in five angular velocities: 60°s<sup>-1</sup>, 90°s<sup>-1</sup>, 180°s<sup>-1</sup>, 240°s<sup>-1</sup> and 300°s<sup>-1</sup>. The range of motion for the test was set between 60° and 130° of elbow flexion. The rest of ten minutes was established between isokinetic speeds trials. The FI was calculated by comparing (in percentage) of the average performance in the first five versus the last five repetitions, totaling fifteen repetitions. A descriptive statistical analysis was performed and presented as means and standard deviation of the averages and values were considered significant at p<0.05. The linear regression model was also used with mixed effects (random and fixed effects), through software SAS 9.0 - PROC MIXED.



## RESULTS AND DISCUSSION

The highest and lowest recorded average value of FI were submitted by female volunteers of the 3rd decade at speeds of  $300^{\circ}\text{s}^{-1}$  and  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  (42.40% and 14.18%, respectively). Statistical analysis of the mean values of FI showed difference between the 3rd and 4th decades for females ( $p < 0.05$ ). Therefore, only the voluntary these adversely affect aging seems muscle function, since the onset of fatigue was most evident with age during the course of concentric functional tests at different speeds of movement. In search Hébert-Losier and Holmberg<sup>4</sup>, the volunteers of both genders performed 50 maximal isokinetic concentric contractions of plantar flexion with  $0^{\circ}$  and  $45^{\circ}$  of knee flexion, at  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$ , and results indicated that gender should be considered when interpreting indicators of fatigue obtained isokinetic dynamometer in order to establish normative values and compare results.



**Figure 1** - Mean values of the IF of volunteers in isokinetic tests at different angular velocities. Vertical bars represent the corresponding standard errors. Legend: F = Female, M = Male; \* significant values ( $p < 0.05$ ).

The FI is evaluated at high speeds and large number of repetitions. According to Gallagher *et al.*<sup>5</sup> at  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$  must be high for testing using the elbow flexors. In the present study, for both genders, the highest mean values of the FI had been achieved in higher angular velocity ( $300^{\circ}\text{s}^{-1}$ ). Suter *et al.*<sup>6</sup> evaluated the function of knee extension in nine isokinetic speeds and muscle fatigue from 60 contractions at speed  $90^{\circ}\text{s}^{-1}$ . The results obtained from other, smaller torques for near thirty contractions in the fatigue test<sup>6</sup>. Thorstensson and Karlsson<sup>7</sup> verified the FI in knee extension after 50 repetitions at  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$  speed. Unlike the works analyzed, in this study, to evaluate the FI, 15 repetitions of elbow flexion was used. As highlighted by Back *et al.*<sup>3</sup> isokinetic evaluation of different protocols used by different research centers limit the discussion of the findings reported here. Fatigue parameters of healthy individuals may become a reference for comparison of patient data in multiple diseases.

## CONCLUSION

With this study, we verify that the FI activity in isokinetic elbow flexion in healthy volunteers underwent changes over different age groups and genders.

## REFERENCES

- 1 - Ascensão A, Magalhães J, Oliveira J, Duarte J, Soares J. Fisiologia da fadiga muscular: delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. PJSS, 2003; 3(1): 108-123.
- 2 - Ratel S, Duché P, Williams CA. Muscle Fatigue during High-Intensity Exercise in Children. Sports Med, 2006; 36 (12): 1031-1065.
- 3 - Back CGN, Oliveira PCB, Mattiello-Rosa SMG, Sobreira CFR, Martinez EZ, Mattiello-Sverzut AC. Correlação entre a proporção de fibras rápidas do músculo bíceps braquial e o torque relativo da flexão do cotovelo em sujeitos com hipótese clínica de miopatia. Rev Bras Fisioter. 2008; 12 (2):107-12.

- 4 - Hébert-Losier K, Holmberg HC. Dynamometric indicators of fatigue from repeated maximal concentric isokinetic plantar-flexion contractions are independent of knee flexion angles and age, but differ for males and females. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(3):843-55.
- 5 - Gallagher MA, Cuomo F, Polonsky L, Berliner K, Zuckerman JD. Effects of age, testing speed, and arm dominance on isokinetic strength of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997; 6:340-6.
- 6 - Suter E, Herzog W, Sokolosky J, Wiley JP, Macintosh BR. Muscle fiber type distribution as estimated by Cybex testing and by muscle biopsy. *Med Sci Sports Exer.* 1993; 25(3):363-70.
- 7 - Thorstensson A, Karlsson J. Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* 1976; 98:318-22.

## METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE PRÓTESES ATIVAS UTILIZANDO IMPRESSORA 3D

Moura ILB<sup>1</sup>, Tomé FB<sup>1</sup>, Almeida LC<sup>2</sup>, Lopes JAL<sup>2</sup>, Andrade MM<sup>1,2</sup>, Soares FA<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília - UnB

<sup>2</sup>Departamento de Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília - UnB

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

### INTRODUÇÃO

Com a popularização das impressoras 3D nos últimos anos, as iniciativas open hardware ganharam espaço e ocuparam relevante papel em determinadas aplicações. A distinção das máquinas de prototipagem rápida torna-se evidente em projetos que requerem alto nível de customização. Próteses personalizadas oferecem vantagens como um tamanho adequado ao corpo e sensibilidade ajustada para a força e musculatura do usuário. Esta personalização costuma refletir um alto custo, que, no entanto pode ser compensado através da utilização das impressoras 3D para confecção das peças. Os modelos comerciais de próteses ativas normalmente possuem preços elevados para a população<sup>1</sup>. Esse fato motivou o desenvolvimento de uma mão robótica controlada por sinais de eletromiografia, com baixo custo, alta reprodutividade e fácil manutenção.

Considerando a variabilidade de lesões de membros superiores entre os usuários, a utilização de ferramentas computacionais para modelagem de próteses e orteses oferece elevada capacidade de customização e adaptação às necessidades individuais. Nesse contexto, o presente trabalho tem como objetivo apresentar uma metodologia para criação de próteses de baixo custo. Espera-se demonstrar, pelo exemplo de uma mão robótica, que a utilização da técnica de prototipagem rápida através da impressora 3D é uma opção interessante frente às próteses comerciais. Ademais, espera-se a difusão da solução em camadas da sociedade com menor poder aquisitivo, que atualmente são desfavorecidos em função dos elevados custos de aquisição e manutenção.

### MÉTODOS

O modelo da mão robótica construída foi inspirado no mecanismo do dedo proposto por Massa *et al.*<sup>2</sup>. O plástico flexível desempenha o papel das molas, provendo mobilidade à mão e ao mesmo tempo desempenhando o papel passivo de retorná-la para a posição aberta. Cada dedo possui um guia por onde passa o fio de nylon que é amarrado à ponta do dedo e segue até os servomecanismos pelas guias na palma da mão. A atuação motora da mão robótica foi realizada por meio de dois servomotores, um responsável pelo controle do polegar e outro servo atuando nos demais dedos da mão. Os modelos de servo adotados foram o *Tower Pro SG-5010* e *Tower Pro MG946R*, respectivamente, no polegar e nos outros dedos.

Para a impressão da prótese, utilizou-se o plástico ABS (*Acrylonitrile butadiene styrene*) combinado ao plástico ABS flexível. A impressão foi feita com o dorso da mão sobre a mesa aquecida utilizando inicialmente o plástico flexível, que foi posteriormente substituído pelo rígido. Os corpos das falanges proximais, médias e distais foram projetados em formato trapezoidal com ângulo da base de 45°, resultando em uma envergadura total de 90° em cada articulação.

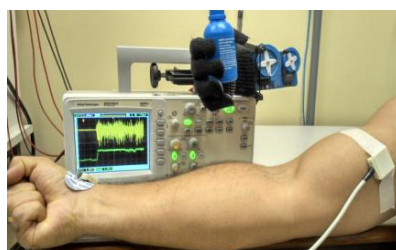
Projetou-se um eletrodo tripolar baseado no modelo compacto e ativo da Delsys<sup>3</sup> e nas recomendações do SENIAM<sup>4</sup>, sendo os contatos elétricos confeccionados em liga Ag/AgCl, na forma retangular (0.1 cm por 1 cm) e com a distância intereletrodo de 1 cm. Foram utilizados filtros passa-baixa e passa-alta fornecendo uma banda passante de 10 a 500 Hz, valores adotados segundo recomendações de Basmajian e DeLuca<sup>5</sup>. Uma placa de circuito impresso foi concebida para alocar dois amplificadores de instrumentação INA118, com o ganho inicial estabelecido em 10 [Vo/Vi], configuração que garantiu uma taxa de rejeição de modo comum em torno de 90dB. Utilizaram-se componentes SMD (dispositivos de montagem superficial) para diminuir as

dimensões do circuito. O eletrodo foi posicionado no bíceps braquial 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. Os dois canais diferenciais são aplicados em um segundo estágio de ganho (100 vezes) e diferenciação, de modo a obter um canal duplo-diferencial com elevação da rejeição em modo comum. O sinal resultante é enviado para um circuito retificador e posteriormente para uma etapa de extração do envelope do sinal. Desta forma, o EMG-S (Eletromiografia de superfície) é transformado em um pulso elétrico retangular, com largura equivalente à duração da contração e amplitude máxima de 3,5 volts.

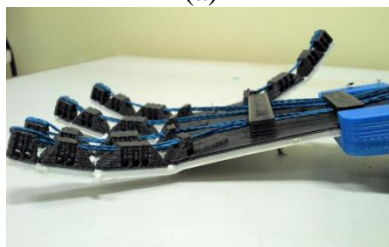
O pulso elétrico retangular foi digitalizado com 10 bits através do conversor analógico-digital (A/D) do microcontrolador *ATMEGA328*. Considerando as limitações de memória do microcontrolador e os resultados experimentais, a contração muscular foi considerada existente desde que fossem estabelecidos os seguintes requisitos: quantidade de 300 amostras com amplitude média superior a 1.9 V e no intervalo inferior a 50,0 ms. Caso contrário, o sinal era considerado ruído de artefato da movimentação eletrodo-pele e não ocorria a ativação da mão robótica. Constatado que existia a intenção de contração voluntária, segundo os requisitos supracitados, dois sinais PWM (Modulação por largura de pulso) eram enviados aos servos-motores para que fechassem a mão, permanecendo assim até que o usuário cessasse as contrações. Para o teste utilizou-se como peso uma garrafa plástica preenchida com água, com massa de 100g.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O procedimento experimental possibilitou duas observações, a primeira revelando o funcionamento das diversas etapas, circuitos e demais partes envolvidos. A segunda observação foi a capacidade da mão robótica de suportar pequenos objetos. Representa-se por meio da Fig.1(a), os resultados para uma contração de um dos voluntários. É possível observar no osciloscópio o sinal de EMG-S e o início do pulso elétrico retangular (sinal envelopado), que apresentou um pequeno ripple quando ativo, porem este não interfere no funcionamento adequado do sistema concebido.



(a)



(b)

**Figura 2** - A) Ativação da mão a partir do sinal de EMG. Em amarelo está o sinal coletado com o eletrodo criado na impressora 3D e em verde o mesmo sinal após ter sido retificado e envelopado. B) Mão robótica confeccionada com plástico ABS flexível (branco) e rígido (preto), com fios de nylon através das guias.

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. Obteve-se um eletrodo com as dimensões de 2,5 x 3 x 0.8 cm (comprimento, largura e altura). O custo total do projeto foi de aproximadamente R\$200.

## **CONCLUSÃO**

Verificou-se que a metodologia proposta pode ser aplicada para outras situações, adaptando o processo em função da necessidade dos usuários. Novos formatos de pinças, garras, mãos e outros membros podem ser concebidos mantendo-se o núcleo original. Observou-se que a prótese pode ser controlada através de outros músculos, facilitando o processo de adaptação no usuário. O preço atingido indica que, com mais pesquisas e testes, pode-se obter uma prótese com qualidade e baixo custo, acessível para camadas sociais menos favorecidas.

## **REFERÊNCIAS**

1. Resnik, L., Meucci MR, Lieberman-Klinger S, Fantini C, Kelty DL, Disla R, NSasson N, et al. Advanced upper limb prosthetic devices: Implications for upper limb prosthetic rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012; 93(4):710-7.
2. Massa B, Roccella S, Carrozza MC, Dario P. Design and development of an underactuated prosthetic hand. *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation.* Washington DC, 2002
3. Eletrodo tripolar Delsys. Acesso em <http://www.delsys.com/Products/EMGSensors.html>.
4. 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)
5. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive: their function revealed by electromyography.* 5. ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985. p. 1.

## METHODOLOGY FOR DESIGN OF ACTIVE PROSTHESIS USING 3D PRINTER

Moura ILB<sup>1</sup>, Tomé FB<sup>1</sup>, Almeida LC<sup>2</sup>, Lopes JAL<sup>2</sup>, Andrade MM<sup>1,2</sup>, Soares FA<sup>1,2</sup>

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

<sup>2</sup>Department of Electronic Engineering, University of Brasilia - UNB

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

### INTRODUCTION

\_\_\_\_\_With the popularization of 3D printers in recent years , open hardware initiatives got featured, occupying relevant role in certain applications . The distinction of rapid prototyping machines is evident in projects that require a high level of customization. Custom prostheses offer advantages as an appropriate body size and the sensitivity adjusted to the strength and musculature of the user. This customization often reflect a high cost, which however can be compensated through the use of 3D printers to manufacture the parts. The commercial models of active prostheses usually have high prices for the population [1]. This fact motivated the development of a robotic hand controlled by electromyographic signals with low cost, high reproducibility and easy maintenance.

Considering the variability of superior members injuries among users, the use of computational tools for modeling of prosthesis and orthosis provides high customization capacity and adaptation to individual needs. In this context, this paper aims to present a methodology for creating low cost prostheses. It's expected to demonstrate, by example of a robotic hand , that the use of rapid prototyping technique through 3D printer is an interesting option in face of commercial prostheses. Moreover, we expect the diffusion of the solution into layers of society with lower acquisition power that are currently disadvantaged due to high acquisition costs and maintenance.

### METHODS

The model of the robotic hand was inspired in the fingers mechanism proposed by MASSA et al. [2]. The flexible plastic act as springs, providing mobility to the hand while playing a passive role returning it to the open position. Each finger has a guide through which the nylon cord that is tied to the fingertip and continues until the servo through guides on the palm of the hand. The driving performance of the robotic hand was held by two servo motors, one responsible for controlling the thumb and another acting in the other fingers. The models used were the servo tower Pro-GS 5010 and MG946R Tower Pro, respectively, the thumb and other fingers.

ABS (Acrylonitrile butadiene styrene) plastic combined with flexible ABS plastic was utilized to print the prosthesis. The print was made with the back of his hand on the table, initially heated, using the flexible plastic which was later replaced by the traditional one. The bodies of the proximal, middle and distal phalanges were designed trapezoid-shaped with base angle of 45°, resulting in an overall wingspan of 90° at each joint.

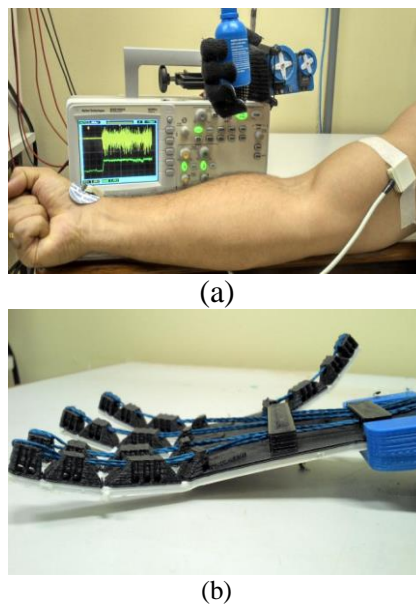
It was designed a tripolar electrode based on the compact model and active Delsys [3] and on the recommendations of SENIAM [4], being the electrical contacts made of an Ag/AgCl alloy, in rectangular (0.1 cm by 1 cm) and the distance interelectrode of 1 cm. Low-pass and high-pass filters were used and provided a pass band of 10-500 Hz, values adopted as recommended by Basmajian and DeLuca[5]. A printed circuit board was designed to allocate two instrumentation amplifiers INA118, with the initial gain set at 10 [Vo/Vi], guaranteeing a rate of common mode rejection around 90dB. We used SMD (surface mount device) components to reduce the dimensions of the circuit. The electrode was placed in the Biceps Brachial in the third portion between the fossa

cubital and the acromion following the recommendations of SENIAM, being the reference electrode located at the wrist of the same arm. The two differential channels are applied in a second gain stage (100 times) and differentiation to obtain a double-differential channel with high common mode rejection. This signal is sent to a rectifier circuit and then to a step of extracting the envelope of the signal. Thus, EMG-S (Surface Electromyography) is transformed into a rectangular electric pulse with a duration equal to the maximum amplitude of the contraction and width of 3.5 volts .

The rectangular electric pulse was digitized with 10-bit through an analogue-digital converter (A/D) present in ATMEGA328 microcontroller. Considering the limited memory of the microcontroller and the experimental results, the muscle contraction was considered since the following requirements were established: quantity of 300 samples with average amplitude greater than 1.9 V in less than 50.0 ms interval. Otherwise, the signal was considered noise artifact of the movement electrode-skin and did not occur activation of robotic hand. Noted that there was an intention to voluntarily contraction, according to the above requirements, two PWM (Pulse Width Modulation) signals were sent to the servo motors to close the hand, and remained so until the user stop the contractions. For the test was used as a plastic bottle filled with water, with a mass of 100g.

## RESULTS AND DISCUSSION

The experimental procedure allowed two observations, the first revealing the functioning of the different stages, circuits and other parties involved. The second observation was the ability of the robotic hand of supporting small objects. Is represented by Fig.1 (a) the results for a contraction of one of the volunteers. It can be observed at the oscilloscope the EMG-S signal and the beginning of rectangular electrical pulse (enveloped signal), which showed a small ripple when active, however this does not interfere with the proper working of the designed system.



**Figure 1** - A) Activation of the hand from the EMG signal. Yellow is the signal collected with the electrode created on 3D printer and the green one is after it has been rectified and enveloped. B) Robotic hand made with flexible ABS plastic (white) and rigid (black), with a nylon thread through the guides.

The filters were characterized with the aid of the oscilloscope, obtaining the frequency range 18-480 Hz, justified by the fact that the components available are not ideal and have different tolerances. Was obtained an electrode with dimensions of 2.5 x 0.8 x 3 cm (length, width and height). The total project cost was approximately R\$ 200.

## **CONCLUSION**

It was verified that the proposed methodology can be applied for other situations, adapting the process according to the need of users. New formats gripper, claws, hands and other members can be designed while maintaining the original processing core. It was observed that the prosthesis can be controlled by other muscles, facilitating the adaptation to the user. The price reached indicates that with more research and testing, we can get a prosthesis with quality and low cost, accessible to less advantaged social groups.

## **REFERENCES**

1. Resnik,L, Meucci MR, Lieberman-Klinger S, Fantini C, Kelty DL, Disla R, NSasson N, et al. Advanced upper limb prosthetic devices: Implications for upper limb prosthetic rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil. 2012; 93(4):710-7.
2. Massa B, Roccella S, Carrozza MC, Dario P. Design and development of an underactuated prosthetic hand. Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Washington DC, 2002
3. Eletrodo tripolar Delsys. Acesso em <http://www.delsys.com/Products/EMGSensors.html>.
4. 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)
5. Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive: their function revealed by electromyography. 5. ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985. p. 1.



## **ANÁLISE QUALITATIVA DA TRAJETÓRIA DO CENTRO DE PRESSÃO DE AMPUTADOS TRANSTIBIAIS EM DUAS PLATAFORMAS DE FORÇA**

Avelar IS<sup>1</sup>, Soares V<sup>1</sup>, Paula Júnior CA<sup>1</sup>, Fernandes EJ<sup>3</sup>, Barbosa RC<sup>3</sup>, Bizinotto T<sup>1</sup>, Nora FGSA<sup>2</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](mailto:isavelar@ig.com.br) Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### **INTRODUÇÃO**

A inicialização da marcha é um fenômeno transitório e envolve uma integração entre mecanismos neuronais, ativação muscular e forças biomecânicas. É descrita como a fase de transição do estado quase estático para os movimentos cíclicos da marcha<sup>1</sup>.

O estudo da inicialização da marcha de amputados pode contribuir na compreensão das estratégias utilizadas por essa população no controle dessa tarefa. Sendo assim, o objetivo deste estudo é fazer uma análise qualitativa da trajetória do centro de pressão (CP) durante a inicialização da marcha de indivíduos amputados transtibiais protetizados com indivíduos não amputados traçando um paralelo entre os dois grupos.

### **MÉTODOS**

Foram selecionados 15 sujeitos do sexo masculino, sendo 7 ( $39.29 \pm 9.86$  anos,  $165.43 \pm 5.56$  estatura e  $70.68 \pm 13.37$  massa) amputados Transtibiais Unilateral (GA) e 8 ( $29.37 \pm 9.95$  anos,  $175.75 \pm 2.60$  altura e  $69.15 \pm 8.64$  massa) Não Amputados (GN). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento. Os critérios de inclusão foram: idade entre 18 e 55 anos, deambular sem auxílio e não apresentar nenhum distúrbio neuromotor ou osteomuscular. Para o grupo GA o critério foi usar prótese, por mais de 12 meses, com as seguintes especificações: encaixe KBM em resina e interno em polifórmio com suspensão supracondilar, módulo de alumínio, pé SACH com adaptador modular, tubo com adaptador de titânio, adaptador modular duplo de titânio<sup>2</sup>.

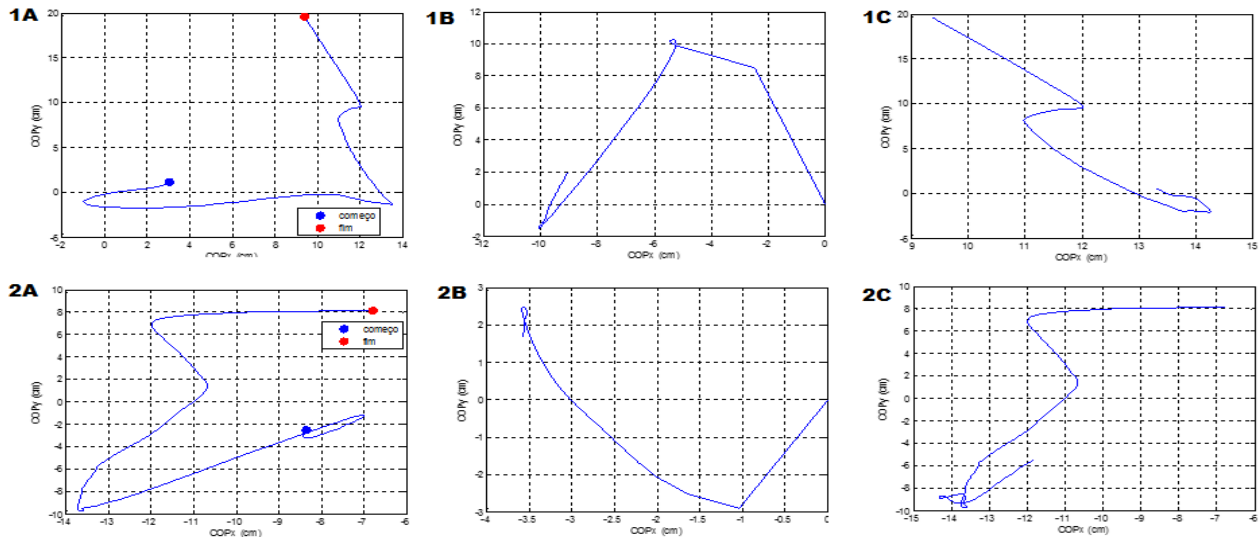
Um percurso 2,0 x 1,40 m foi demarcado sobre um tapete de borracha preto de 0,003 m de espessura no qual foram embutidas duas plataformas de força AMTI modelo OR6-1000 – dispostas uma ao lado da outra. Os dados cinéticos foram adquiridos a 100 Hz e filtrados por um filtro Butterworth passa-baixa, “zero-lag” e de segunda ordem a 12,5 Hz.

Cada sujeito foi posicionado sobre as duas plataformas de força com um pé em cada, aguardando um comando sonoro para iniciar a marcha, a uma velocidade auto-selecionada. A coleta foi iniciada 1s antes do comando sonoro, “VAI”, somente após esta voz de comando o sujeito iniciava a marcha. Ao GA foi solicitado que iniciassem o movimento com o membro protetizado e os não amputados com o membro direito. Foi realizada três tentativas para cada sujeito, não houve intervalos entre as coletas. A análise foi realizada com base na média das três tentativas para a trajetória do centro de pressão (CP), calculada a partir dos dados obtidos pelas plataformas. Sendo analisadas as variáveis de deslocamento e velocidade do CP de cada membro.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para facilitar o CP foi dividido em três fases como descrito por Vrieling: F1- fase de ajuste postural antecipatório (APA), F2 - fase do 1º passo e F3 - fase de deslocamento quando o CP desloca-se para frente até a perda de contato do pé de apoio com a plataforma de força<sup>3</sup>.

A Figura 1 (1A-C) exemplifica a trajetória do CP resultante e a trajetória do CP em cada uma das plataformas de um indivíduo do grupo sem amputação. Observe que a trajetória do CP em cada plataforma é visivelmente diferente da trajetória do CP resultante apresentados na Figura1 (2 A-C).



**Figura 1** - Trajetória do CP resultante (1A), na plataforma Pé de balanço (1B) e na plataforma Pé de apoio (1C) de um indivíduo do grupo GN. Trajetória do CP resultante (2A), na plataforma Pé de balanço (2B) e na plataforma Pé de apoio (2C) de um indivíduo do grupo GA.

A variável deslocamento anteroposterior do pé balanço (PB-D-AP) foi a única que apresentou diferença significativa ( $p=0,006$ ), sendo menor nos amputados. Com o uso da prótese há um menor deslocamento, em parte devido à distribuição do peso preponderantemente sobre o pé de apoio, provavelmente com a finalidade de diminuir a instabilidade na inicialização da marcha. Para Vrieling *et al.*<sup>3</sup> esse fato é explicado pela rigidez do pé protético que não produz o movimento fisiológico articular talocrural (rolamento), o qual é fundamental para a tarefa de inicialização da marcha. Welter *et al.*<sup>4</sup> também encontraram resultados semelhantes para Fase 1 (F1) e alegam que este fato foi causado pela redução do COP no sentido anteroposterior e diminuição da velocidade do centro de gravidade.

## CONCLUSÃO

Pela análise qualitativa da trajetória do CP podemos observar as seguintes características do grupo de amputados: 1) o amputado coloca praticamente todo seu peso sobre o membro são, o que explica a semelhança entre a trajetória do CP resultante e a trajetória do CP na plataforma do pé de suporte (PS) na Figura 1; 2) o amputado praticamente não apresenta fase APA, tendo em vista que o deslocamento mediolateral do CP é aproximadamente a metade do deslocamento mediolateral do CP resultante do indivíduo não amputado, o que demonstra que esse deslocamento no amputado ocorre praticamente sob o pé são (compare as figuras 1 1A-C e 1 2A-C). Assim sendo, o terapeuta deve promover atividades que levem o amputado a fazer à manutenção do equilíbrio sobre o membro amputado.

**REFERÊNCIAS**

- 1 - Henriksson M, Hirschfeld H. Physically active older adults display alterations in gait initiation Gait Post. 2005; 21:289-96
- 2 - Blohmke F. Compêndio otto bock - prótese para membro inferior. Berlim; 2002.
- 3 - Vrieling A H, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma J P, Hof AL, et al. Gait initiation in lower limb amputees Gait Post. 2008; 2:423-30
- 4 - Welter M-L, Do MC, Chastan N, Torny F, Bloch F, Tézenas du Montcel, et al. Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy Gait Post. 2007; 26:393-9

## QUALITATIVE ANALYSIS OF CENTER OF PRESSURE TRAJECTORY ON TWO FORCE PLATFORMS OF TRANSTIBIAL AMPUTEES

Avelar IS<sup>1</sup>, Soares V<sup>1</sup>, Paula Júnior CA<sup>1</sup>, Fernandes EJ<sup>3</sup>, Barbosa RC<sup>3</sup>, Bizinotto T<sup>1</sup>, Nora FGSA<sup>2</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 Web: www.cobec2014.com.br

### INTRODUCTION

Gait initiation is a transitory phenomenon that involves the integration between neuronal mechanisms, muscle activation and biomechanical forces. It is described as the transition from quasi-static state to the cyclical movements of the gait<sup>1</sup>.

The study of the gait initiation in amputee may help understand the strategies they use to accomplish this task. Thus, the objective of this study is to make a qualitative analysis of the center of pressure (COP) trajectories during the gait initiation of transtibial prosthetized amputees and of non-amputees making a parallel between the two groups.

### METHODS

Were selected 15 subjects, 7 transtibial unilateral amputees (AG) and 8 non-amputees (NG). All subjects signed a consent term. Inclusion criteria for AG were: age between 18 and 55 years, ambulate without assistance and show no neuromotor or musculoskeletal disorder; for the AG we also considered as an inclusion criteria the use of a prosthesis, for at least 12 months, with the following specifications: resin KBP socket and pylon with supracondylar suspension, SACH foot with modular aluminium adapter, tube with titanium adapter and double titanium modular adapters<sup>2</sup>.

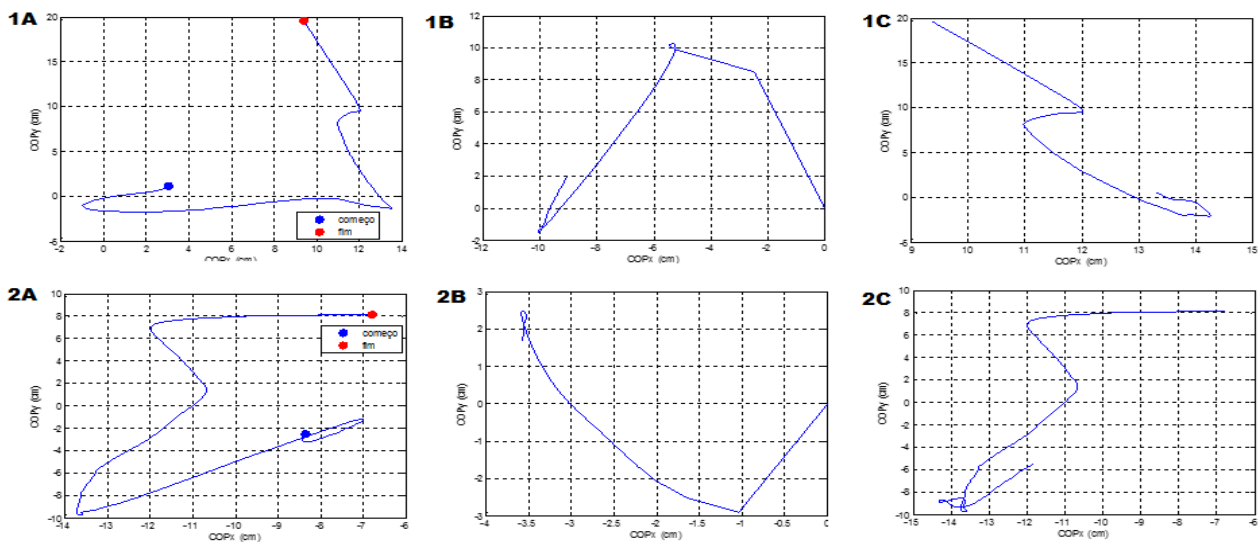
A 2.0 x 1.40 m path was marked on a black rubber mat of 0.003 m thick under which two force platforms AMTI model OR6-1000 were embedded in the laboratory floor- arranged one beside the other. The kinetic data were acquired at 100 Hz and filtered at 12.5 Hz by a second order, low-pass "zero-lag" Butterworth filter.

Each subject was positioned on the two force platforms with a foot in each, waiting for a sound command to start the gait at a self-selected speed. Data acquisition started 1s before the sound command, "GO", and the subject started walking only after it. Subjects of the amputees' group were requested to start the movement with the prosthetic limb and the ones from the non-amputees' group were requested to start with the right limb. Each subject performed 3 trials and there was no interval between them. The analysis was based on the trajectory of the center of pressure (COP) calculated from the data obtained through the platforms and the analyzed variables were COP displacement and mean velocity in each lower limb.

### RESULTS AND DISCUSSION

COP was divided in three phases as described by Vrieling and colleagues: Ph1- anticipatory postural adjustment phase (APA), Ph2 – 1st step phase and Ph3 - shift phase when the COP moves forward until the foot loses contact with force platform.

Figure 1 (1 A-C) shows the resulting COP trajectory and COP trajectory in each platform for a subject of the NG group. Notice that the trajectory of the COP on each platform is clearly different from the resulting COP trajectory presented in Figure 1 (2 A-C).



**Figure 1** - Resulting COP trajectory (1A), in the swing foot (1B) and support foot (1C) of a NG subject. Resulting COP trajectory (2A), in the swing foot (2B) and support foot (2C) of a AG subject.

Anteroposterior COP displacement of the swing foot (SwF-D-AP) was the only variable with significant difference ( $p=0.006$ ) between groups, being lower in amputees. Wearing a prosthesis causes a lower displacement, in part due to the main weight distribution on the support foot, probably in order to decrease the instability during gait initiation. To Vrieling and colleagues<sup>3</sup> this fact is explained by the rigidity of the prosthetic foot, which cannot produce physiological talocrural joint motion (rolling) that is essential in the gait initiation task. Welter and colleagues<sup>4</sup> also found similar results for phase 1 (Ph1) and state that this is caused by the reduction of the COP in the anteroposterior direction and the decrease in the velocity of the center of gravity.

## CONCLUSION

Analyzing qualitatively the trajectory of the COP we can perceive the following characteristics of AG group: 1) the amputee puts almost all its weight on their non-prosthetic limb, which explains the similarity between the trajectory of the resulting COP trajectory and COP in support foot in figure 1; 2) the amputee barely presents the APA phase, once the mediolateral COP displacement is about half the mediolateral resulting COP displacement from a non-amputee subject, showing that their COP displacements happen mostly on the non-prosthetic foot (compare Figures 1 1A-C e 1 2A-C). Thus, the therapist should promote activities that encourage the amputee to maintain balance on the prosthetic limb.

## REFERENCES

- 1 - Henriksson M, Hirschfeld H. Physically active older adults display alterations in gait initiation Gait Post. 2005; 21:289-96
- 2 - Blohmke F. Compêndio otto bock - prótese para membro inferior. Berlim; 2002.
- 3 - Vrieling A H, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma J P, Hof AL, et al. Gait initiation in lower limb amputees Gait Post. 2008; 2:423-30
- 4 - Welter M-L, Do MC, Chastan N, Torny F, Bloch F, Tézenas du Montcel, et al. Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy Gait Post. 2007; 26:393-9

# ALTERAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO DE PACIENTES COM MIGRÂNEA COM AURA EM SUPERFÍCIE ESTÁVEL E INSTÁVEL: ESTUDO PILOTO

Florencio LL<sup>1</sup>, Carvalho GF<sup>1</sup>, Gonçalves MC<sup>1</sup>, Chaves TC<sup>2</sup>, Dach F<sup>2</sup>, Bevilaqua-Grossi D<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

E-mail do apresentador: lidiane.florencio@usp.br

## INTRODUÇÃO

A migrânea pode estar associada a micro isquemias cerebral devido à depressão da atividade elétrica afetando especialmente o cerebelo, o tronco encefálico e o ouvido interno<sup>1</sup>. Alterações do equilíbrio estático dos pacientes migranosos já foram descritas na literatura sendo estas mais acentuadas na migrânea com aura<sup>2</sup>, no entanto a influência da estabilidade da superfície de apoio ainda não foi investigada. Portanto, o objetivo deste estudo foi verificar se há uma diferença da oscilação do centro de pressão (COP) em mulheres com migrânea com aura e em mulheres sem dor de cabeça em superfície estável e instável com os olhos abertos e fechados.

## MÉTODOS

Foram selecionadas, até o presente, 10 mulheres com migrânea com aura, com média de idade de 41,7 (DP:7,9) e de IMC de 23,6 (DP:4,4); e 10 mulheres do grupo controle, com média de idade de 31,9 (DP:8,4) e de IMC de 28,1 (DP:4,1). As voluntárias com migrânea com aura foram triadas de um 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. O grupo controle foi composto de funcionárias e acompanhantes, sem dor de cabeça no último ano. Foram excluídas mulheres obesas, com relato de vestibulopatias, doenças sistêmicas, outros tipos de cefaleia ou em uso de medicamentos que afetem o equilíbrio.

Um avaliador cego quanto ao diagnóstico, avaliou a oscilação do COP através da estabilometria com uma plataforma de força (AMTI - OR6-7-1000) em apoio bipodal com olhos abertos e fechados durante 30 segundos. Para a avaliação em superfície instável uma espuma (20x50x50 cm;densidade:0,5kg/cm<sup>3</sup>) foi colocada sobre a plataforma. A coleta foi aleatorizada por sorteio e para cada tarefa foram realizadas três repetições. Os parâmetros avaliados foram a área de deslocamento do COP, o deslocamento total do COP e a velocidade média do deslocamento.

Para a análise dos dados, as médias das três repetições dos dois grupos foram comparadas pelo teste *Mann-Whitney* utilizando o programa *GraphPad Prism 5*. O intervalo de confiança adotado foi de 95% e valores de  $p < 0,05$  foram considerados significativos.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

O grupo migrânea apresentou maior área de deslocamento do COP que o grupo controle na superfície estável com olhos fechados e na superfície instável com olhos abertos e fechados ( $p < 0,05$ ). Além disso, podemos observar que a diferença entre as médias dos grupos aumenta conforme a adição de distúrbios sensoriais. Os demais parâmetros não apresentaram diferença significativa (Tabela 1).

**Tabela 1** - Parâmetros da oscilação do centro de pressão (COP) dos grupos migrânea com aura (n=10) e controle (n=10)

Tipos de Superfícies		Área (cm <sup>2</sup> )		Deslocamento (cm)		Velocidade (cm/s)	
		Controle	Migrânea com aura	Controle	Migrânea com aura	Controle	Migrânea com aura
Estável	OA	1,07 (0,66)	2,82 (2,83)	101,6 (43,60)	91,05 (53,73)	3,39 (1,46)	5,04 (7,62)
	OF	1,22 (0,58)	6,73 (9,34) *	104,8 (40,64)	99,30 (50,65)	3,48 (1,34)	3,31 (1,69)
Instável	OA	4,64 (2,59)	9,78 (8,99) *	119,4 (39,30)	119,7 (53,36)	3,98 (1,31)	3,99 (1,78)
	OF	15,13 (6,30)	29,15 (24,54) *	184,5 (31,80)	198,4 (66,86)	6,16 (1,06)	6,61 (2,23)

Nota: valores expressos em média (desvio padrão)

Legenda: OA= Olhos abertos; OF= Olhos Fechados.

\* p<0,05

## CONCLUSÃO

Os dados preliminares sugerem que há uma alteração do equilíbrio estático desses pacientes e a maior diferença na tarefa de olhos fechados em superfície instável sugere que o equilíbrio estático do paciente com migrânea recebe maior contribuição do sistema proprioceptivo. No entanto, por se tratar de um estudo piloto a expectativa é que essas observações se mantenham quando atingirmos o tamanho amostral ideal.

## REFERÊNCIAS

1. 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.
2. Carvalho GF, Chaves TC, Dach F, Pinheiro CF, Gonçalves MC, Florencio LL, et al. Influence of migraine and of migraine aura on balance and mobility - a controlled study. *Headache.* 2013; 53(7):1116-22.

# STATIC BALANCE IMPAIRMENT OF MIGRAINE PATIENTS WITH AURA ON STABLE AND UNSTABLE SURFACE: A PILOT STUDY

Florencio LL<sup>1</sup>, Carvalho GF<sup>1</sup>, Gonçalves MC<sup>1</sup>, Chaves TC<sup>2</sup>, Dach F<sup>2</sup>, Bevilaqua-Grossi D<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomechanics, Medicine and Rehabilitation of the Locomotor System, FMRP-USP

<sup>2</sup>Department of Neuroscience and Behavioral Sciences

Presenter's E-mail: lidiane.florencio@usp.br

## INTRODUCTION

Migraine has been associated to cerebral microischemias provoked by the depression of electrical activity especially on cerebellum, brainstem and inner ear<sup>1</sup>. Impairment of static balance has been described in migraine population, especially in those with aura<sup>2</sup>, but the influence of surface stability has not been investigated yet. Therefore, the aim of this study was to identify if there are differences on center of pressure (COP) oscillation between migraine with aura patients and women without headache on stable and unstable surfaces with eyes open or closed.

## METHODS

We evaluated 10 women with migraine with aura, mean age of 41.7 (SD: 7.9) and mean BMI of 23.6 (SD:4.4); and 10 women of control group, mean age of 31.9 (SD: 8.4) and mean BMI of 28.1 (SD:4.1). Migraine patients were selected from an university-based hospital and diagnosed by neurologist according to second edition of International Headache Classification. Control group was selected among hospital workers and accompanist, without headache for at least one year. The exclusion criteria were obesity, vestibulopathies, sistemic diseases, other type of headache and use of drugs that may alter the balance.

A blind evaluator performed the stabilometry evaluation (using the AMTI-OR6-7-1000 force platform) with double limb support with eyes open or closed during 30 seconds. The unstable surface was provided by a foam (20x50x50cm; density: 0.5kg/cm<sup>3</sup>) positioned above the platform. The trials were random and each task was repeated three times. The analyzed variables were COP displacement, area of COP displacement and displacement velocity of COP. Statistical analysis was made by the mean comparison by the Mann-Whitney test using the software GraphPad Prism 5. The confidence interval adopted was 95% and *p* values < 0.05 were considered significant.

## RESULTS AND DISCUSSION

Migraine group demonstrated higher area of COP displacement than control group on stable surface with closed eyes and on unstable surface with eyes open and closed (*p*<0.05). Furthermore, we can highlight that the mean difference between groups is higher as the sensorial disturbance is enhanced. There were no significant differences between groups on the others variables (Table 1).

Preliminary data indicate that there is impairment on migraine with aura patients' static balance and the major difference on the unstable surface with closed eyes suggests that static balance of these patients receive more contribution from proprioceptive system. Although it is a pilot study we expect that these observations continue when we reached an adequate sample size.



**Table 1** - Center of pressure oscillation of patients with migraine with aura (n=10) and control (n=10)

Types of Surface		Area (cm <sup>2</sup> )		Displacement (cm)		Displacement velocity (cm/s)	
		Control	Migraine with aura	Control	Migraine with aura	Control	Migraine with aura
Stable	OE	1.07 (0.66)	2.82 (2.83)	101.6 (43.60)	91.05 (53.73)	3.39 (1.46)	5.04 (7.62)
	EC	1.22 (0.58)	6.73 (9.34) *	104.8 (40.64)	99.30 (50.65)	3.48 (1.34)	3.31 (1.69)
Unstable	EO	4.64 (2.59)	9.78 (8.99) *	119.4 (39.30)	119.7 (53.36)	3.98 (1.,31)	3.99 (1.78)
	EC	15.13 (6.30)	29.15 (24.54) *	184.5 (31.80)	198.4 (66.86)	6.16 (1.06)	6.61 (2.23)

Note: values are shown as mean (standard deviation)

Legend: OE= open eyes; CE= closed eyes.

\* p<0,05

## REFERENCES

1. 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.
2. Carvalho GF, Chaves TC, Dach F, Pinheiro CF, Gonçalves MC, Florencio LL, Ferreira KS, Bigal ME, Bevilaqua-Grossi D. Influence of migraine and of migraine aura on balance and mobility - a controlled study. *Headache* 2013; 53(7):1116-22.

## AVALIAÇÃO DA ESTABILIZAÇÃO CENTRAL EM PARATLETAS AMPUTADOS

Pinheiro SM, Silva LRD, Silva JCG, Silva Dantas PM

Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

E-mail do Apresentador: [scheilafisio@hotmail.com](mailto:scheilafisio@hotmail.com)

### INTRODUÇÃO

A dor lombar é uma condição comum em indivíduos que apresentaram trauma físico ou psicológico<sup>1</sup>, sendo frequentemente encontrada em pessoas com amputação de membros inferiores<sup>2</sup>. Uma das causas comuns desta disfunção é a instabilidade lombar segmental. A estabilidade dinâmica deste segmento é controlada pelo Sistema Muscular Local (músculos profundos) e pelo Sistema Muscular Global (músculos superficiais), os quais podem estar afetados em indivíduos que não apresentam um dos membros inferiores<sup>3</sup>. O objetivo deste trabalho foi descrever o desempenho da musculatura estabilizadora do tronco de paratletas amputados.

### MÉTODOS

Foram avaliados 2 paratletas de futebol, com amputação transtibial, com idade média  $25,5 \pm 3$  anos, tempo médio de amputação  $9,5 \pm 3$  anos, e utilizando prótese a uma média de  $6,5 \pm 3,0$  anos. Apresentam dor lombar não-específica durante atividades laborais<sup>4</sup>. A força da musculatura central (músculos profundos) foi avaliada por meio do manguito de pressão arterial (*Stabilizer*), o qual foi solicitado ao indivíduo sustentar a pressão em 40 mmHg<sup>5</sup>. Para avaliar a ativação da musculatura superficial, tanto no lado da perna amputada quanto no lado oposto, foi utilizado a Eletromiografia de Superfície de acordo com as normas internacionais propostas pela SENIAM. Os músculos avaliados foram o abdominal anterior, o oblíquo externo e os eretores espinhal, bilateralmente. Para a avaliação postural foi utilizada a Biofotogrametria Computadorizada e para a dor foi utilizada a Escala Visual Analógica (EVA). Os indivíduos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (protocolo número 576/11).

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Em relação à musculatura abdominal anterior, o lado que apresentou maior ativação foi o amputado. O mesmo ocorreu com o Oblíquo externo. Enquanto nos músculos Eretores Espinhais os maiores valores foram encontrados na musculatura contralateral a amputação. Os dados então representados na figura 1.

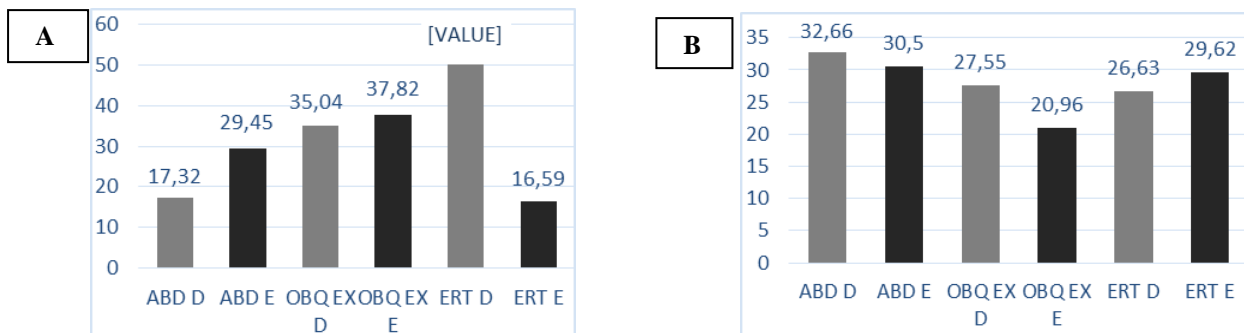


Figura 1 - Amputado à esquerda (A); amputado à direita (B)

Legenda: ABD D (abdominal direito); ABD E (abdominal E); OBQ EX D (Oblíquo externo direito); OBQ EX E (Oblíquo externo esquerdo); ERT D (erector da espinha direito); ERT E (erector da espinha esquerdo).

Os atletas amputados parecem estar mais propensos à dor lombar devido à falta de estabilização muscular profunda dos músculos anteriores do tronco. Corroborando a literatura que descreve que para uma estabilização eficiente da coluna lombar os músculos superficiais não devem estar ativos. Se esta musculatura estiver mais ativa de um lado do tronco os danos podem ser maiores ainda<sup>3</sup>, estabelecendo-se assim, a necessidade de exercícios específicos para minimizar ou solucionar essas alterações, e assim tratar ou prevenir a dor lombar nestes indivíduos<sup>6</sup>.

## **CONCLUSÃO**

Os paratletas amputados apresentam maior ativação da musculatura anterior do tronco ipsilateral à amputação, tornando o segmento mais instável, o que provavelmente levará a uma lesão na coluna lombar caso não seja prevenida. Embora haja a necessidade de estudos mais aprofundados aumentando o número de sujeitos e criando aleatoriedade na ordem das avaliações.

## **REFERÊNCIAS**

1. Kusljugić A, Kapidzić-Duraković S, Kudumović Z, Cickusić A. Chronic low back pain in individuals with lower-limb amputation. *Bosn J Basic Med Sci.* 2006; 6(2):67-70.
2. Morgenroth DC, Shakir A, Orendurff MS, Czerniecki JM. Low-back pain in transfemoral amputees: is there a correlation with static or dynamic leg-length discrepancy? *Am J Phys Med Rehabil.* 2009; 88(2):108-13.
3. O'Sullivan PB. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther.* 2000; 5(1):2-12.
4. O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther.* 2005; 10(4):242-55.
5. Prentice WE, Voight ML. Técnicas em reabilitação músculo-esqueléticas: Artmed; 2003.
6. Rasmussen-Barr E, Ang B, Arvidsson I, Nilsson-Wikmar L. Graded exercise for recurrent low-back pain: a randomized, controlled trial with 6-, 12-, and 36-month follow-ups. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009; 34(3):221-8.

## CENTRAL STABILIZATION ASSESSMENT IN DISABLED ATHLETES

Pinheiro SM, Silva LRD, Silva JCG, Silva Dantas PM

Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

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

### INTRODUCTION

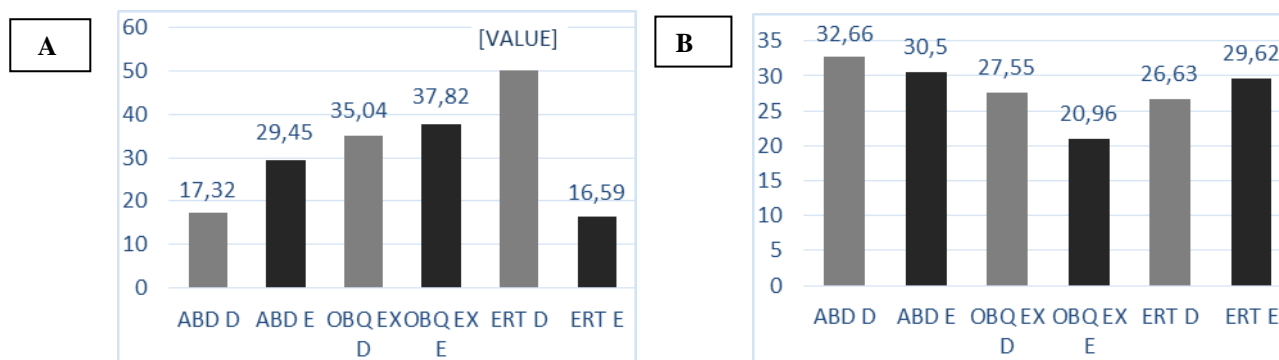
Individuals with physical or psychological trauma frequently show lumbar pain<sup>1</sup>, but it is more frequent in people with low members amputation<sup>2</sup>. The lumbar segmental instability is the most common cause of this dysfunction. This instability may be explained by a disorder of the deep (local muscular system) and superficial (global muscular system) muscles, which are implicated in the dynamic stability of the segment<sup>3</sup>. The main goal of this study is to describe the performance of the amputees disable athletes trunk stabilizing muscles.

### METHODS

We have assessed two transtibial amputee's football-disabled athletes with an average age of  $25.5 \pm 3.0$  years old. In addition the individuals evaluated have in average  $9.5 \pm 3.0$  years of amputation and using prosthesis for an average of  $6,5 \pm 3$  years. Yet, the disabled athletes show a non-specific lumbar pain during occupational activities<sup>4</sup>. The central muscle strength (deep muscles) was assessed through a blood pressure cuff, which the disabled athletes were asked to sustain a pressure of 40 mmHg<sup>5</sup>. To evaluate the activation of the superficial musculature in both amputee and opposite side, we used Surface Electromyography equipment in accordance with international standards proposed by Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscle (SENIAM). The evaluated muscles were the anterior abdominal, external oblique, erector spinae, bilaterally. To postural assessment, we used a computerized biophotogrammetry and to evaluate the pain we used a Visual Analogue Scale (VAS). All subjects signed a free and clarified consent term (Protocol number: 576/11).

### RESULTS AND DISCUSSION

We found that the anterior abdominal musculature and the external oblique show more activation in the amputee side. However, the spinal erector muscles showed more activation on the contralateral musculature (Figure 1).



**Figure 1** - Left Amputee (A); Right amputee (B)

Legend: ABD E (Right abdominal); ABD E (Left abdominal E); OBQ EX D (Right external oblique); OBQ EX E (Left external oblique); ERT D (Right erector spinae); ERT E (Left erector spinae).

The amputated athletes seem to be more prone to back pain due to lack of deep muscular stabilization of the anterior muscles of the trunk. It has been reported that to a lumbar spine efficient stabilization the superficial muscle must be inactivated. When those muscles are activated in one side of the body the damage in the lumbar spine stabilization could be even worse<sup>3</sup>. In order to minimize or to solve the damage generated by those muscle activation irregularities, we propose that specific exercises are requested<sup>6</sup>.

## **CONCLUSIONS**

The disabled amputee's showed more muscular activation in the trunk anterior muscles, ipsilateral to the amputation. This alteration probably makes the segment more instable, which might cause lesions in the lumbar spine in case of absence of treatment or prevention. We suggest that more research is requested to understand better the muscular activation functionality. Yet, it is important to emphasize that this study needs more individuals and randomness in the evaluation process.

## **REFERENCES**

1. Kusljugić A, Kapidžić-Duraković S, Kudumović Z, Cickusić A. Chronic low back pain in individuals with lower-limb amputation. *Bosn J Basic Med Sci.* 2006; 6(2):67-70.
2. Morgenroth DC, Shakir A, Orendurff MS, Czerniecki JM. Low-back pain in transfemoral amputees: is there a correlation with static or dynamic leg-length discrepancy? *Am J Phys Med Rehabil.* 2009; 88(2):108-13.
3. O'Sullivan PB. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther.* 2000; 5(1):2-12.
4. O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther.* 2005; 10(4):242-55.
5. Prentice WE, Voight ML. Técnicas em reabilitação músculo-esqueléticas: Artmed; 2003.
6. Rasmussen-Barr E, Ang B, Arvidsson I, Nilsson-Wikmar L. Graded exercise for recurrent low-back pain: a randomized, controlled trial with 6-, 12-, and 36-month follow-ups. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009; 34(3):221-8.

## EFEITO DO MÉTODO KLAPP NA POSTURA CORPORAL DE ESCOLARES: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Assis SJC<sup>1</sup>, Lima Filho BF<sup>1</sup>, Lopes JM<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN

<sup>2</sup>Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva da Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>3</sup>Universidade Federal do Paraná – UFPR

E-mail do apresentador: bartolomeu\_fagundes2@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUÇÃO

A escoliose idiopática é uma disfunção musculoesquelética progressiva que atinge a coluna vertebral e que se caracteriza pelo seu desvio lateral<sup>1,2</sup>. Nas articulações intervertebrais, ocorre manutenção da inclinação lateral da vertebra juntamente com rotação contralateral, o que gera uma configuração tridimensional desta disfunção<sup>3</sup>.

Os escolares, de forma geral, passam por uma fase de ajustes, adaptações e mudanças corporais e psicossociais, ocasionando grande variação de posturas neste período de crescimento que aumenta a suscetibilidade a alterações posturais<sup>2</sup>, sendo a escoliose de manifestação clínica inicialmente neste grupo populacional e se apresentando, em maior proporção, com configuração não estruturalizada<sup>3</sup>.

O método Klapp consiste em um conjunto de posturas de alongamento e fortalecimento de aplicação clínica, porém pouco pesquisada. Rudolph Klapp, desenvolvedor do método, objetivava o alongamento e fortalecimento da musculatura por meio de posições em quatro apoios<sup>4</sup>. Objetiva-se com este estudo comparar os efeitos um programa de exercícios do método Klapp sobre as assimetrias posturais em adolescentes.

### MÉTODOS

Trata-se de um ensaio clínico randomizado cego, aprovado pelo parecer nº 269/2012 do Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN). O grupo controle (GC) foi composto por 10 escolares e grupo submetido à intervenção por meio do método Klapp (GI) com 12 escolares.

Para estimar o alinhamento postura corporal, foi utilizado os ângulos apresentados na tabela 1. Sua mensuração foi desenvolvida por biofotogrametria computadorizada. A intervenção do GI foi desenvolvida através da aplicação do método Klapp e consistiu de 20 atendimentos com duração média de 50 minutos cada encontro, sendo três vezes por semana. Usou-se a *Generalized Equation Estimated* (GEE) para comparar os grupos controle e intervenção assim como os períodos antes e depois do experimento. Adotou-se  $\alpha \leq 0,05$ , sendo realizado no SPSS, versão 20.0.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram elegíveis para o estudo 25 adolescentes. Destes, três foram perdidos durante o seguimento, ficando 12 do GI e 10 GC. Do total, 15 (65,22%) eram meninas e 8 (34,78%) de meninos, apresentando uma média de idade foi de 11,90 ( $\pm 1,41$ ) anos.

**Tabela 1** - Resultados pré e pós-intervenção a utilização do método Klapp para o tratamento de escoliose em escolares

Medida	Grupo Intervenção			Grupo Controle			p*
	Média Pré (dp)	Média Pós (dp)	p	Média Pré (dp)	Média Pós (dp)	p	
ACF	0,59±0,84	1,28±0,74	0,42	0,34±0,65	0,23±0,72	0,79	0,17
AHO	0,24±0,84	0,35±0,41	0,70	0,16±0,41	0,58±0,51	0,36	0,73
AHPA	0,30±0,55	0,30±0,58	0,99	0,18±0,59	0,24±0,42	0,88	0,81
AHTT	0,25±0,60	0,42±0,58	0,82	0,32±0,83	0,86±0,64	0,49	0,83
ΔT	1,53±1,61	1,44±1,49	0,95	2,4±1,34	1,71±2,06	0,73	0,95
APCd	82,35±1,81	81,98±1,49	0,79	82,11±2,94	82,44±3,05	0,85	0,97
AVCd	87,35±0,31	87,43±0,36	0,84	87,17±0,47	87,74±0,48	0,14	0,40
APCe	83,64±1,93	81,77±2,25	0,31	82,54±2,75	79,78±3,50	0,08	0,15
AVCe	87,12±0,32	87,28±0,32	0,69	87,04±0,22	86,92±0,53	0,87	0,92
AHIE	2,35±0,81	1,08±0,93	0,08	0,76±1,08	1,22±1,10	0,66	0,19
AHPP	0,28±0,76	1,10±0,74	0,16	1,33±0,83	0,54±0,79	0,35	0,28

\* p-valor intergrupo; ACF (Alinhamento horizontal da cabeça); AHO (Alinhamento horizontal do ombro); AHPA (Alinhamento horizontal da pelve anterior); AHTT (Alinhamento horizontal da tuberosidade da tíbia); ΔT (Triângulo de Talles); APCd (Ângulo de protusão da cabeça direito); AVCd (Alinhamento vertical do corpo direito); APCe (Ângulo horizontal inferior da escápula); AVCe (Alinhamento vertical do corpo esquerdo); AHIE (Ângulo horizontal inferior da escápula); AHPP (Ângulo horizontal da pelve posterior).

Iunes, Cecilio, Dozza e Almeida<sup>4</sup> vão de encontro aos resultados do presente estudo ao evidenciarem que o método Klapp é eficaz na modificação das assimetrias corporais. Talvez nossa amostra contenha uma composição de indivíduos com mínimas assimetrias posturais, sendo, portanto difícil de visualizar qualquer efeito do protocolo de intervenção. Uma alternativa para evidenciar real efeito seria o uso de participantes com assimetrias posturais bem evidentes do ponto de vista clínico e utilizar uma amostra maior para evidenciar diferenças probabilísticas.

## CONCLUSÃO

O protocolo com 20 atendimentos, três vezes por semana pelo método Klapp não promoveu alterações significativas nas assimetrias corporais dos escolares.

## REFERÊNCIAS

1. Bunnell W. Selective screening for scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; 434:40-5.
2. Souza FI, Ferreira RBD, Labres D, Elias R, Souza APM, Pereira RE. Epidemiology of Adolescent Idiopathic Scoliosis in Students of the Public School in Goiânia-GO. *Acta Ortop Bras.* 2013; 21(4):223-5.
3. Souza Júnior JV, Sampaio RMM, Aguiar JB, Pinto FJM. Perfil dos desvios posturais da coluna vertebral em adolescentes de escolas públicas do município de Juazeiro do Norte – CE. *Fisioter Pesquisa.* 2011; 18(4):311-6.
4. Fischinger, B. Sistema Prof. Klapp. *In. Escoliose em fisioterapia.* São Paulo: Panamed Editorial, 1984.
5. Iunes DH, Cecílio MBB, Dozza MA, Almeida PR. Análise Quantitativa do tratamento da escoliose idiopática por meio da biofotogrametria computadorizada. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(2):133-40.

## EFFECT OF KLAPP METHOD OF BODY POSTURE IN SCHOOL: RANDOMIZED CLINICAL TRIAL

Assis SJC<sup>1</sup>, Lima Filho BF<sup>1</sup>, Lopes JM<sup>2</sup>, Baroni MP<sup>3</sup>

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

<sup>2</sup>Post-Graduate Program in Public Health of Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN

<sup>3</sup>Federal University of Paraná – UFPR

Presenter E-mail: bartolomeu\_fagundes2@hotmail.com Web: [www.cobec2014.com.br](http://www.cobec2014.com.br)

### INTRODUCTION

Idiopathic scoliosis is a progressive musculoskeletal disorder that affects the spine and is characterized by its deviation lateral<sup>1,2</sup>. In the intervertebral joints, occurs maintaining the lateral inclination of the vertebra together with contralateral rotation, which generates a three-dimensional configuration of this disfunction<sup>3</sup>.

The school, in general, undergo a phase adjustments, adaptations and body and psychosocial changes, causing large variation of poses in this period of growth that increases susceptibility to changes posturais<sup>2</sup>, with an initial clinical manifestation of scoliosis in this population and presenting a greater extent, with no configuration structural<sup>3</sup>.

The Klapp method consists of a set of postures of stretching and strengthening of clinical application, but little researched. Rudolph Klapp, developer of the method, aimed stretching and strengthening the muscles through positions in four apoios<sup>4</sup>. Objective with this study was to compare the effects of an exercise program Klapp method on postural asymmetries in adolescents.

### METHODS

This is a randomized blinded clinical trial approved by the Opinion 269/2012 of the Ethics Committee for Research Involving Human Beings at the Federal University of Rio Grande do Norte (UFRN). The control group (CG) was composed of 10 students and the intervention group through the Klapp method (IM) with 12 students.

To estimate the posture alignment, the angles shown in Table 1 was used. Its measurement was developed by computerized photogrammetry. The intervention of the GI was developed by applying the Klapp method and consisted of 20 attendances with an average duration of 50 minutes each meeting, three times a week. It used the Generalized Estimated Equation (GEE) to compare the intervention and control groups and the periods before and after the experiment. Adopted was  $\alpha \leq 0.05$ , being performed in SPSS, version 20.0..

### RESULTS AND DISCUSSION

Were eligible for the study, 25 adolescents. Of these, three were lost to follow-up during, getting 12 GI and 10 GC. Of the total, 15 (65.22%) were girls and 8 (34.78%) of boys, with a mean age of 11.90± 1.41 years.



**Table 1** - Results pre and post intervention using the Klapp method for the treatment of scoliosis in school.

Measure	Intervention Group			Control Group			p*
	Average Pre (dp)	Average Post (dp)	p	Average Pre (dp)	Average Post (dp)	p	
ACF	0.59±0.84	1.28±0.74	0.42	0.34±0.65	0.23±0.72	0.79	0.17
AHO	0.24±0.84	0.35±0.41	0.70	0.16±0.41	0.58±0.51	0.36	0.73
AHPA	0.30±0.55	0.30±0.58	0.99	0.18±0.59	0.24±0.42	0.88	0.81
AHTT	0.25±0.60	0.42±0.58	0.82	0.32±0.83	0.86±0.64	0.49	0.83
ΔT	1.53±1.61	1.44±1.49	0.95	2.4±1.34	1.71±2.06	0.73	0.95
APCd	82.35±1.81	81.98±1.49	0.79	82.11±2.94	82.44±3.05	0.85	0.97
AVCd	87.35±0.31	87.43±0.36	0.84	87.17±0.47	87.74±0.48	0.14	0.40
APCe	83.64±1.93	81.77±2.25	0.31	82.54±2.75	79.78±3.50	0.08	0.15
AVCe	87.12±0.32	87.28±0.32	0.69	87.04±0.22	86.92±0.53	0.87	0.92
AHIE	2.35±0.81	1.08±0.93	0.08	0.76±1.08	1.22±1.10	0.66	0.19
AHPP	0.28±0.76	1.10±0.74	0.16	1.33±0.83	0.54±0.79	0.35	0.28

\* p-value intergroup; ACF (horizontal alignment of the head); AHO (horizontal alignment of the shoulder); AHPA (horizontal alignment of the anterior pelvis); AHTT (horizontal alignment of the tibial tuberosity), Δt (Triangle Talles); APCD (Angle protrusion of the right head); AVCD (vertical alignment of the body right), PACE (lower horizontal angle of the scapula); avce (vertical alignment of the left hand); AHIE (horizontal angle bottom of the scapula); AHPP (horizontal angle of the posterior pelvis).

Iunes, Cecilio, Dozza and Almeida<sup>4</sup> go against our results to show that the Klapp method is effective in modifying body asymmetries. Perhaps our sample contains a composition of individuals with minimal postural asymmetries, and therefore difficult to see any effect of the intervention protocol. An alternative to show real effect would be the use of participants with marked postural asymmetries clinical point of view and use a larger sample to show probabilistic differences.

## CONCLUSION

The protocol of 20 sessions, three times a week by Klapp method did not cause significant changes in body asymmetries of school.

## REFERENCES

1. Bunnell W. Selective screening for scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; 434:40-5.
2. Souza FI, Ferreira RBD, Labres D, Elias R, Souza APM, Pereira RE. Epidemiology of Adolescent Idiopathic Scoliosis in Students of the Public School in Goiânia-GO. *Acta Ortop Bras.* 2013; 21(4):223-5.
3. Souza Júnior JV, Sampaio RMM, Aguiar JB, Pinto FJM. Perfil dos desvios posturais da coluna vertebral em adolescentes de escolas públicas do município de Juazeiro do Norte – CE. *Fisioter Pesquisa.* 2011; 18(4):311-6.
4. Fischinger, B. Sistema Prof. Klapp. *In. Escoliose em fisioterapia.* São Paulo: Panamed Editorial, 1984.
5. Iunes DH, Cecílio MBB, Dozza MA, Almeida PR. Análise Quantitativa do tratamento da escoliose idiopática por meio da biofotogrametria computadorizada. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(2):133-40.

## ANÁLISE DAS FORÇAS DE REAÇÃO AO SOLO NO DROP JUMP BIPODAL E UNIPODAL: PILOTO

Silva YS<sup>1</sup>, Silveira AM<sup>2</sup>, Pereira JC<sup>1</sup>, Morais EA<sup>1</sup>, Fernandes O<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal da Paraíba

<sup>2</sup>Faculdade de Motricidade Humana- Universidade de Lisboa

E-mail do apresentador: [yokiny\\_brasil@hotmail.com](mailto:yokiny_brasil@hotmail.com)

### INTRODUÇÃO

O ato de saltar é um dos movimentos fundamentais realizados pelo homem depois de aprender a caminhar e a correr. Os saltos verticais são um meio essencial em várias modalidades desportivas como o voleibol e o basquetebol, podendo ser utilizado como meio de avaliação da capacidade da força. No movimento de saltar estão relacionadas capacidades físicas relevantes como: a produção de força e velocidade. As forças que agem sobre o corpo podem ser de origem externas como a força de gravidade, a força de reação ao solo e as forças de resistência dos fluidos. As forças de origem internas são forças geradas pela ativação dos músculos necessárias para manter a postura e a realização dos movimentos<sup>1</sup>.

Um instrumento comumente utilizado para mensurar a força é a plataforma de forças (PF) que consiste em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, interligadas por sensores. Este instrumento permite medir 6 variáveis, das quais 3 componentes de força ( $F_x$  – direção antero-posterior;  $F_y$  – direção médio – lateral;  $F_z$  – direção vertical) e 3 momentos de força ( $M_x, M_y$  e  $M_z$ )<sup>2</sup>. Desta forma, o objetivo deste estudo foi determinar no *drop jump*, nas variações unipodal e bipodal, a força máxima, força média, impulso e o tempo de apoio.

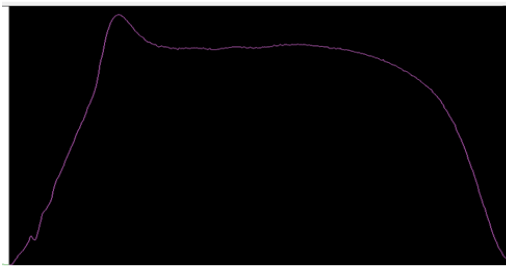
### METODOLOGIA

Trata-se de um estudo experimental com abordagem descritiva realizado no Laboratório de Comportamento Motor da Faculdade de Motricidade Humana, em Lisboa, Portugal. A amostra contou com um indivíduo do sexo feminino, idade = 25 anos e com 58kg de peso. O instrumento de medida utilizado foi uma plataforma de força Bertec (60cm x 40cm), a frequência de 100 Hz. Foi pedido para a participante saltar de um *step* (20cm) para a PF colocada a sua frente, o primeiro salto foi executado com apoio bipodal e em seguida com apoio unipodal direito. Os dados foram analisados pelo programa SIMI e o cálculo das variáveis dependentes foi feito no *software* AcqKnowledge 3.7 e a estatística descritiva foi realizada através da determinação dos valores médios das variáveis para ambos os saltos.

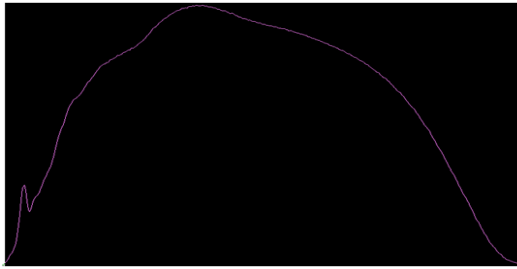
### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Tabela 1 - Resultados da análise do salto bipodal e unipodal

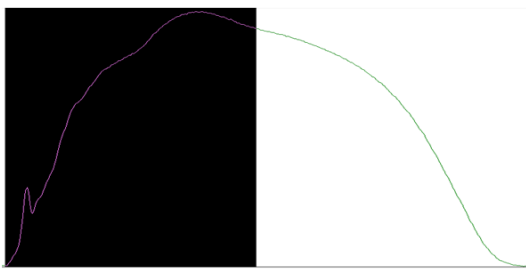
Variáveis	Salto Bipodal	Salto Unipodal
Força Máxima (N)	1628,66	1624,71
Impulso (N/s)	468,77	397,39
Tempo de Apoio (s)	0,423	0,374
Força Média (N)	1105,60	1059,73



**Figura 1** - Força máxima do salto bipodal  
Impulso do salto bipodal



**Figura 2** -



**Figura 3** - Força máxima do salto unipodal    **Figura 4** - Impulso do salto unipodal

De acordo com os resultados obtidos verificou-se que todos os valores foram maiores quando comparados o salto bipodal ao unipodal, o que já era esperado. Desta forma verificou-se que todos os valores estão dentro dos padrões de normalidade. O apoio bipodal além de oferecer vantagem biomecânica para que o impulso seja maior também proporciona uma maior Força Máxima do indivíduo durante a execução do movimento. A Força máxima também vai ser influenciada pela coordenação neuromuscular refletida na habilidade do indivíduo de prever a magnitude da sobrecarga e pela habilidade de superar essa força externa no momento do contato do pé com o solo<sup>1</sup>.

O *drop jump* avalia a componente muscular, numa ação muscular excêntrica-concêntrica. Exemplos de gestos desportivos nos quais estão envolvidos CMAE deste tipo, pode-se referir o salto para lançamento no basquetebol, o salto de bloco no voleibol e os deslocamentos laterais na maior parte dos desportos coletivos.

## CONCLUSÃO

No trabalho em questão todos os valores foram maiores quando comparados o salto bipodal ao unipodal podendo ser influenciado pela coordenação neuromuscular e pela vantagem biomecânica do duplo apoio. O conhecimento das forças e pressões nos ajuda a entender mais sobre o desempenho dos atletas e prevenir mecanismos de lesões. Nesse sentido, faz-se necessária a realização de estudos que analisem o comportamento dessas forças a fim de se investigar formas de melhorar a eficiência dos atletas durante o salto.

**REFERÊNCIAS**

- 1 - Less A, Lake M. Force and pressure measurement. In: Payton C, Bortlett RM (org). Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise. The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines. Oxon: Routledge, 2008. Cap. 4, p. 53-76.
- 2 - Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de forças para avaliação do equilíbrio. Rev Bras Fisioter. 2010; 14(3):183-92.

## ANALYSIS OF REACTION FORCES TO THE GROUND IN UNIPODAL AND BIPODAL DROP JUMP: PILOT STUDY

Silva YS<sup>1</sup>, Silveira AM<sup>2</sup>, Pereira JC<sup>1</sup>, Morais EA<sup>1</sup>, Fernandes O<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Federal University of Paraíba

<sup>2</sup>Faculty of Human Kinetics – Lisbon University

Presenter's E-mail: [yokiny\\_brasil@hotmail.com](mailto:yokiny_brasil@hotmail.com)

### INTRODUCTION

Jumping is one of the fundamental movements performed by humans after learning how to walk and run. Vertical jumps are essential in different sports modalities, such as volleyball and basketball, but it can also be utilized as a mode of assessment of force capacity. There are relevant physical capacities related to the movement of jumping, such as: force production and velocity. Forces acting on the body can have external or internal origin. Force of gravity, reaction force to the ground, and fluids resistance force are examples of external origin forces. Forces of intern origin are generated by muscle activation, which are necessary to maintain proper posture and movements<sup>1</sup>.

A common instrument utilized to measure force is the force platforms (FP), consisting of two hard surfaces, one superior and one inferior, interconnected by sensors. This instrument allows to measure six variables: three of them are force components (Fx – anteroposterior direction; Fy – medium direction; Fz – vertical direction) and the other three are force moments (Mx, My and Mz)<sup>2</sup>. The objective of the study was to determine, on drop jump, the maximum force, medium force, impulse and the supporting time, in unipodal and bipodal variations.

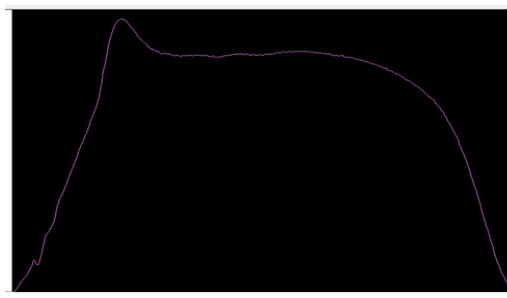
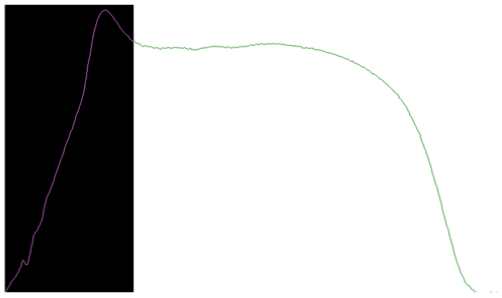
### METHODOLOGY

Experimental study with descriptive approach performed at the Laboratory of Motor Behavior from Faculty of Human Kinetics, in Lisbon, Portugal. The sample was composed by one 25-years-old female; weight: 58kg. The measuring instrument was a Bertec force platform (60cm x 40cm), with a 100Hz frequency. The participant was asked to jump from a 20cm-step to the force platform in front of her; the first jump was performed with bipodal support and then with right unipodal support. Data were analyzed using the program SIMI, and the calculations of dependent variables using the software AcqKnowledge 3.7 and its descriptive statistics was performed through determination of variables mean values for both jumps.

### RESULTS AND DISCUSSION

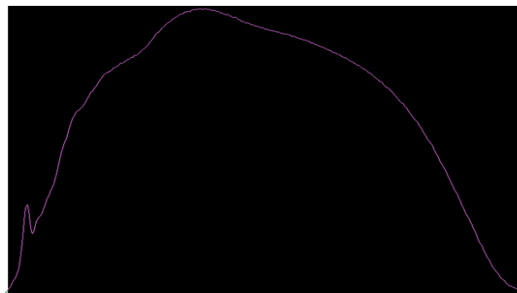
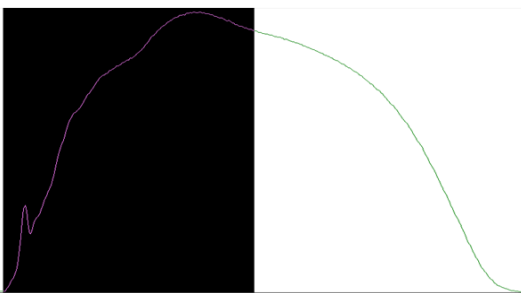
**Table 1** - Results of analyzes in bipodal and unipodal jump

Variables	Bipodal Jump	Unipodal Jump
Maximum Force (N)	1628.66	1624.71
Impulse (N/s)	468.77	397.39
Supporting time (s)	0.423	0.374
Medium Force (N)	1105.60	1059.73



**Figure 1** - Maximum force in bipodal jump  
Impulse in bipodal jump

**Figure 2** -



**Figure 3** - Maximum force in unipodal jump    **Figure 4** - Impulse in unipodal jump

According to the results, all the values were higher when comparing bipodal jump to unipodal jump, as expected. Therefore, all values were within the normal limits. The bipodal support offers biomechanical advantages to the impulse to be greater and it also provides greater Maximum Force during execution of the movement. Maximum force is also going to be influenced by neuromuscular coordination which reflects on individuals' abilities to predict the magnitude of overload and the ability to overcome this external force in the moment the foot touches the ground.

The drop jump assesses the muscular component in a concentric-eccentric muscle action. Examples of sportive gestures that involve this type of SSC can refer to jumping to launch in basketball, jumping to block, and the lateral displacements in the majority of team sports.

## CONCLUSION

In the study, all the values were higher when comparing bipodal to unipodal jump; it can be influenced by neuromuscular coordination and biomechanical advantage in bipodal support. The knowledge of forces and pressures help us to better understand athletes' performance and prevent lesion mechanisms. Seen in these terms, it is necessary that future studies analyze the behavior of these forces in order to investigate ways to improve the effectiveness of athletes during the jumping.

## REFERENCES

- 1 - Less A, Lake M. Force and pressure measurement. In: Payton C, Bortlett RM (org). Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise. The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines. Oxon: Routledge, 2008. Cap. 4, p. 53-76.
- 2 - Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de forças para avaliação do equilíbrio. Rev Bras Fisioter. 2010; 14(3):183-92.

## DESEMPENHO DA FORÇA EXPLOSIVA DE DIFERENTES SALTOS VERTICAIS EM JOVENS ATLETAS DE VOLEIBOL E BASQUETEBOL

Araújo VC<sup>1,2</sup>, Aniceto RR<sup>1,2,3</sup>, Sousa MSC<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPB

<sup>2</sup>Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano da Universidade Federal da Paraíba – UFPB

<sup>3</sup>Laboratório de Cinesiologia e Biomecânica das Faculdades Integradas de Patos – FIP

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

### INTRODUÇÃO

O desporto apresenta peculiaridades técnicas e táticas que determinam o treinamento e a preparação física dos atletas. Entretanto, a força, especificamente a explosiva, parece ser um componente comum para o voleibol e basquetebol. Um bom salto vertical é fundamental para estas modalidades, posto que os movimentos de ataque no voleibol (cortada) ou no ato do arremesso com suspensão (*jump*) no basquetebol, são dependentes desta capacidade<sup>1-5</sup>. Nesse sentido, o presente estudo teve como objetivo comparar o desempenho da força explosiva de diferentes saltos verticais em jovens atletas de voleibol e basquetebol.

### MÉTODOS

Trata-se de um estudo de caráter descritivo, comparativo e transversal. Foram avaliados 26 jogadores do sexo masculino com média de idade de  $18,80 \pm 4,43$  anos, divididos em dois grupos, sendo: G1 (n=14) atletas de voleibol e G2 (n= 12) atletas de basquetebol. Utilizou-se para coleta dos dados, uma plataforma de salto “de contato” (*Hidrofit®*, Brasil), *software* do *JUMP TEST 2.0* para *Windows 7*, balança antropométrica e estadiômetro portátil. Para realização do salto vertical com contramovimento (SVC), cada indivíduo de ambos os grupos executou três saltos, com intervalo de um minuto entre eles, posicionando-se com os dois pés sobre a plataforma e as mãos na cintura e após escutar o sinal do “bip”, saltou verticalmente, com liberdade de movimentos dos membros superiores e inferiores. Posteriormente, para o salto vertical de ataque com a bola (SVAB), os indivíduos do G1, realizaram mais três saltos idênticos ao movimento de ataque (cortada) realizado no jogo de voleibol. Este só foi validado quando o atleta conseguiu bater a bola por cima da rede na altura oficial da modalidade (2,43m), simulando uma investida de ataque. Dessa mesma forma, os atletas de basquetebol realizaram três saltos similares, em que o atleta salta com a bola na mão e depois arremessa. Todos os arremessos foram realizados na linha do lance livre, o salto só foi validado quando o atleta conseguiu arremessar a bola em suspensão e a mesma entrou ou tocou no aro. Após a realização dos três saltos de cada tipo, foi usado para análise a melhor marcar entre os três. Utilizou-se o SPSS 16.0 para análises de dados, com normalidade e homogeneidade confirmadas pelos testes de *Shapiro-Wilk* e *Levene*, respectivamente. Para comparação entre o SVC e SVAB em cada grupo (intra-grupos) foi utilizado o teste t de *Student* pareado e para comparar cada salto entre os grupos (inter-grupos) foi aplicado o teste t de *Student* independente. Os dados são apresentados em média e desvio padrão com nível de significância adotado de  $P < 0,05$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 apresenta as características descritivas e antropométricas dos sujeitos, pode-se observar que em relação à idade ( $21,1 \pm 5,7$ ;  $16,7 \pm 0,69$  anos), massa corporal ( $79,8 \pm 13,6$ ;  $70,1 \pm 10,0$  kg) e índice de massa corporal ( $24,7 \pm 3,4$ ;  $21,2 \pm 1,7$  kg/m<sup>2</sup>), respectivamente, os atletas de basquetebol apresentaram valores significativamente maiores do que os atletas de voleibol. Dessa forma, percebe-se que a amostra do presente estudo é heterogênea, mesmo sendo atletas de esportes coletivos de quadra.

O fato dos atletas de basquete apresentarem maiores valores de massa corporal pode ser explicado devido as diferentes características físicas encontradas nesse esporte em virtude da posição de jogo, em geral cada equipe possui os 12 atletas divididos em 4 armadores, 4 alas e 4 pivôs. Em geral os pivôs apresentam maior estatura e geralmente IMC próximo a 30 kg/m<sup>2</sup> quando comparado aos jogadores das outras posições no basquete, devido a grande volume de massa muscular, diferentemente dos atletas de voleibol que em geral apresentam mesmas características morfológicas, independente de sua posição de jogo<sup>6,7</sup>.

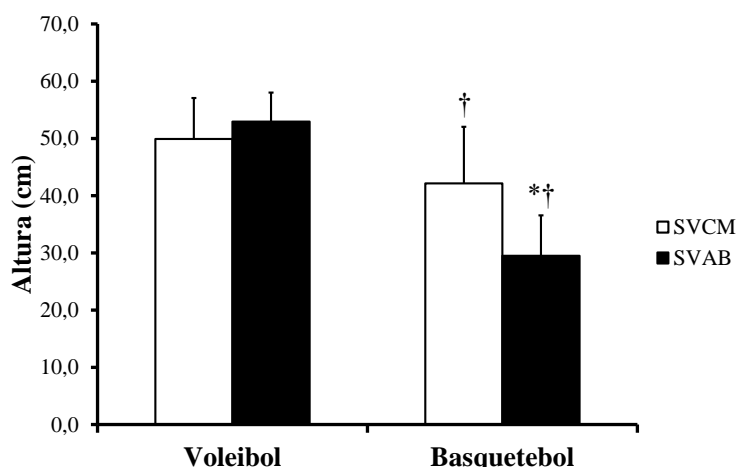
**Tabela 1** – Características descritivas e antropométricas dos sujeitos de diferentes modalidades esportivas

Variáveis	Modalidade esportiva		Valor de P
	Voleibol (n= 14)	Basquetebol (n= 12)	
Idade (anos)	16,7 ± 0,7	21,2 ± 5,7	0,009
Massa corporal (kg)	70,1 ± 10,0	79,8 ± 13,6	0,047
Estatura (m)	1,81 ± 0,1	1,79 ± 0,1	0,544
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21,2 ± 1,7	24,7 ± 3,4	0,002

Nota: valores estão expressos em média ± desvio padrão.

Legenda: IMC= índice de massa corporal.

Em relação ao desempenho da altura alcançada nos saltos verticais (Figura 1), observou-se que na modalidade voleibol não houve diferença significativa entre o SVCM ( $49,9 \pm 7,2$  cm) e o SVAB ( $52,9 \pm 9,9$  cm) ( $P=0,173$ ). Em contrapartida, no basquetebol o SVCM ( $42,1 \pm 5,1$  cm) foi diferente significativamente do SVAB ( $29,5 \pm 7,1$  cm) ( $P<0,001$ ). Quando comparado os saltos entre as modalidades esportivas (inter-grupos), observou-se que os atletas de voleibol apresentaram melhor desempenho em ambos os saltos.



**Figura 1** – Desempenho de saltos verticais em diferentes modalidades esportivas.

Nota: valores estão expressos em média ± desvio padrão

Legenda: SVCM= salto vertical com contramovimento; SVAB= salto vertical de ataque com bola; \*= diferença significativa entre os saltos em cada modalidade esportiva (teste t de Student pareado); †= diferença significativa para cada salto entre as modalidades esportivas (teste t de Student independente).

A proximidade entre os valores encontrados nos dois diferentes saltos realizados pelos atletas de voleibol pode estar relacionada ao fato dos saltos serem executados de forma parecida



com e sem bola. Em estudo com jogadores da mesma modalidade que realizaram saltos precedido de uma passada e de duas passadas apresentou resultados de 9% e 14%, respectivamente, maiores em relação ao salto com auxílio dos membros<sup>7</sup>.

Entretanto, no basquetebol a dinâmica de movimento é diferente, no qual o movimento de ataque *Jump* o atleta já está de posse da bola que possui um peso muito maior e ainda é necessário perfeita coordenação entre membros inferiores e superiores simultaneamente, o que diminui bastante a amplitude no referido salto. Desse modo, é fundamental o treinamento dessa capacidade física associada à utilização da bola de jogo, aproximando-se mais da realidade da modalidade o que pode contribuir para a diminuição da diferença entre os tipos de saltos<sup>2,3</sup>.

Esperava-se um melhor desempenho dos atletas de voleibol em todos os saltos, uma vez que os mesmos utilizam bastante o ciclo alongamento encurtamento durante as partidas e treinamento, além do grupo (G1) apresentar menores valores de faixa etária e IMC. Em estudos nos quais as duas modalidades foram analisadas de forma isoladas, o voleibol também apresentou valores melhores para o SVCM no estudo de Castagna *et al.*<sup>6</sup> ( $47,0 \pm 3,7$  cm), quando comparados de Hoffman *et al.*<sup>4</sup> ( $39,9 \pm 5,9$  cm) e Hespanhol *et al.*<sup>7</sup> ( $27,3 \pm 4,8$  cm) os quais utilizaram apenas atletas de basquetebol.

## CONCLUSÃO

O estudo permitiu concluir que, o desempenho da força explosiva em diferentes saltos verticais foi maior nos atletas de voleibol comparado aos de basquetebol. As características morfológicas, faixa etária e a especificidade nos saltos de cada modalidade foram provavelmente os principais determinantes nas diferenças encontradas. Entretanto, necessita-se de mais estudos utilizando atletas de ambos os esportes que confirmem os resultados encontrados.

## REFERÊNCIAS

- 1 - Hespanhol JE, Gonçalves L, Arruda M. Confiabilidade do teste de salto vertical com 4 séries de 15 segundos. *Rev Bras Med Esp* 2006; 12(19):95–8.
- 2 - Rexhepi AM, Brestovci B, Mucolli A. Prediction of explosive power of basketball players based on their morpho-functional characteristics. *Int J Morphol* 2012; 30(2):719–22.
- 3 - Salles PG. Validade e fidedignidade do sargent jump test na avaliação da força explosiva de jogadores de futebol. *Rev Bras Ci Saúde* 2010; 14(1):21–6.
- 4 - Hoffman JR, Epstein S, Einbinder M, Weinstwin Y. A comparison between the Wingate anaerobic power test to both vertical jump and line drill tests in basketball players. *J Strength Cond Res* 2000; 14:261-4.
- 5 - Rodrigues ME, Marins JCB. Counter movement e squat jump: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Rev Bras Ci e Mov* 2011; 19(4):108-19.
- 6 - Castagna C, Impellizzeri FM, Rampinini E, D'Ottavio S, Manzib V. The Yo-Yo intermittent recovery test in basketball players. *J Sci Med Sport* 2008; 11:202-8.
- 7 - Hespanhol JE, Neto LGS, Arruda M, Dini CA. Avaliação da resistência de força explosiva em voleibolistas através de testes de saltos verticais. *Rer Bras Med Esporte* 2007; 13(3):181-4.

## PERFORMANCE OF EXPLOSIVE STRENGTH OF DIFFERENT VERTICAL JUMPS IN YOUNG ATHLETES OF VOLLEYBALL AND BASKETBALL

Araújo VC<sup>1,2</sup>, Aniceto RR<sup>1,2,3</sup>, Sousa MSC<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UPE/UFPPB

<sup>2</sup>Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano da Universidade Federal da Paraíba – UFPPB

<sup>3</sup>Laboratório de Cinesiologia e Biomecânica das Faculdades Integradas de Patos – FIP

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

### INTRODUCTION

The sport offers technical and tactical peculiarities that determine the training and physical preparation. However, the strength, specifically fast, it seems to be a common component for volleyball and basketball. A good vertical jump performance is critical in both volleyball and basketball players, especially in attacking movements in volleyball (cut) or in the act of shooting in suspension (jump) in basketball<sup>1-5</sup>. In this sense, the present study aimed to compare the performance of vertical jumps of volleyball and basketball athletes.

### METHODS

This is a descriptive, comparative and cross-sectional study. Were evaluated 26 male players with a mean age of  $18.80 \pm 4.43$  years, divided into two groups (G), were evaluated: G1 (n=14) volleyball players and G2 (n=12) basketball athletes. For data collection, a jumping platform, a contact "platform", the JUMP TEST 2.0 software for Windows seven, anthropometric scales and portable stadiometer were used. Each subject performed three jumps positioning itself on the platform with both feet and hands on the hips, and after hearing the "beep" signal, leaped vertically, with freedom of movement of the upper limbs and complete freedom of lower limbs, with an interval of one minute between jumps. Subsequently, volleyball athletes (G1) performed three more jumps identical to the attacking move (cut) performed in the volleyball game, and the jump was only validated when the athlete hit the ball over the net in the official height of mode 2.43 m, which simulated an onslaught of attack. Finally, the basketball athletes performed three more jumps, identical to the movement of Jump in basketball, in which the athlete jumps holding the ball and then throws it. All pitches were performed at the free throw line, the jump was only validated when the athlete could throw the ball in suspension and the ball went into the rim or touched it. After completion of three jumps of each type, the best score among the three was used for analysis. Statistical analysis was performed using SPSS 16.0, with normality and homogeneity of data confirmed by the Shapiro-Wilk and Levene test, respectively. For comparison between the jumps in each group (intragroup) the paired Student's t test was used, and to compare each jump between the groups (intergroup), the independent Student t test was chosen. Data are presented as mean and standard deviation with significance level of  $P < 0.05$ .

### RESULTS AND DISCUSSION

Table 1 presents the descriptive and anthropometric characteristics of the subjects, it can be seen that in relation to age ( $21.1 \pm 5.7$ ;  $16.7 \pm 0.7$  age) body mass ( $79.8 \pm 13.6$ ;  $70.1 \pm 10.0$  kg) and body mass index ( $24.7 \pm 3.4$ ;  $21.2 \pm 1.7$  kg/m<sup>2</sup>), respectively, athletes basketball have significantly

higher values than the volleyball players. Thus, it can be seen that the study sample is heterogeneous, even though they are both groups of athletes who do indoor team sports<sup>(6-7)</sup>.

**Table 1** - Descriptive characteristics of subjects in different sports

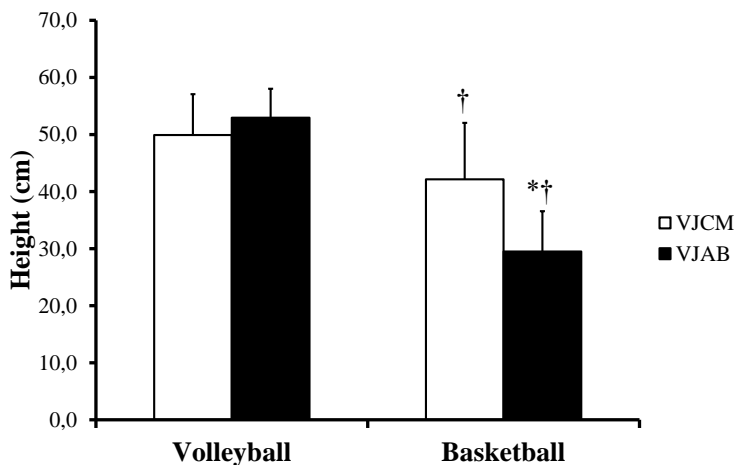
Variables	Sports		P Value
	Volleyball (n= 14)	Basketball (n= 12)	
Age (years)	16,8 ± 0,7	21,2 ± 5,7	0,009
Body weight (kg)	70,1 ± 10,0	79,8 ± 13,6	0,047
Height (cm)	1,81 ± 0,08	1,79 ± 0,07	0,544
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21,1 ± 1,7	24,7 ± 3,4	0,002

Note: Values are expressed as mean ± standard deviation

Legend: BMI = body mass index.

The fact that basketball athletes have presented higher body mass can be explained by the different physical characteristics found in this sport because of the game position, in general each team has 12 athletes divided into 4 guards, 4 wings and 4 pivots, which was confirmed in this study. In general the pivots have higher height and BMI generally close to 30 kg/m<sup>2</sup> due to the large volume of muscle mass, unlike volleyball athletes who generally have the same morphological characteristics<sup>6,7</sup>.

Regarding the performance of the height reached in vertical jumps (Figure 1), it is observed that in volleyball mode there was no significant difference between the jump with countermovement (49.9 ± 7.2 cm) and the jump attack with ball (52.9 ± 9.9 cm) (P = 0.173). In contrast, in basketball, jump with countermovement (42.1 ± 5.1 cm) was significantly different from the jump attack with ball (29.5 ± 7.1 cm) (P<0.001). When compared jumps between sports (intergroup), it was observed that the volleyball players performed better on both jumps.



**Figure 1** - Performance of vertical jumps in different sports

Note: Values are expressed as mean ± standard deviation

Caption: VJCM= vertical jump with countermovement; VJAB= vertical jump attack with the ball;

\*= significant difference between the jumps in each sport (Student's paired t test); †= significant difference for each jump between sports.

The closeness between the values found in the two different jumps performed by volleyball athletes may be related to the fact that they have to divert attention to hit the ball in the attacking move which increases the degree of difficulty. In a study with players of the same modality who have performed jumps preceded by one or two passes presented results of 9% and 14%, respectively, higher than in the jump with the help of members<sup>7</sup>.

However, in basketball the dynamics of movement is completely different, where in the movement of attack Jump, the athlete is already in possession of the ball that has a much higher weight and perfect coordination between upper and lower limbs is still needed simultaneously,

which greatly decreases the amplitude in that jump. Thus, the training of this physical capacity associated to the use of the game ball is essential, moving closer to reality of the mode which can contribute to reducing the difference between the types of jumps<sup>2,3</sup>.

A better performance of volleyball players was expected in all jumps, since this may be associated to the fact that they use the stretch shortening cycle quite a lot during matches and training, besides group (G1) having lower values of age and BMI. In studies in which both modalities were isolated form, volleyball also showed better values for the SVCM the study of Castagna et al.<sup>6</sup> ( $47.0 \pm 3.7$  cm) compared to Hoffman et al.<sup>4</sup> ( $39.9 \pm 5.9$  cm) and Hespanhol et al.<sup>7</sup> ( $27.3 \pm 4.8$  cm) who used only basketball athletes.

## **CONCLUSION**

The study, based on the sample, concluded that the performance of the fast strength in different vertical jumps were higher in volleyball athletes compared to basketball. The morphological characteristics, age and specificity in the characteristic jumps of each modality were probably the main determinant of the differences found. However, it requires further studies using athletes of both sports so you can have greater security.

## **REFERENCES**

- 1 - Hespanhol JE, Gonçalves L, Arruda M. Confiabilidade do teste de salto vertical com 4 séries de 15 segundos. *Rev Bras Med Esp* 2006; 12(19):95–8.
- 2 - Rexhepi AM, Brestovci B, Mucolli A. Prediction of explosive power of basketball players based on their morpho-functional characteristics. *Int J Morphol* 2012; 30(2):719–22.
- 3 - Salles PG. Validade e fidedignidade do sargent jump test na avaliação da força explosiva de jogadores de futebol. *Rev Bras Ci Saúde* 2010; 14(1):21–6.
- 4 - Hoffman JR, Epstein S, Einbinder M, Weinstwin Y. A comparison between the Wingate anaerobic power test to both vertical jump and line drill tests in basketball players. *J Strength Cond Res* 2000; 14:261-4.
- 5 - Rodrigues ME, Marins JCB. Counter movement e squat jump: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Rev Bras Ci e Mov* 2011; 19(4):108-19.
- 6 - Castagna C, Impellizzeri FM, Rampinini E, D'Ottavio S, Manzib V. The Yo-Yo intermittent recovery test in basketball players. *J Sci Med Sport* 2008; 11:202-8.
- 7 - Hespanhol JE, Neto LGS, Arruda M, Dini CA. Avaliação da resistência de força explosiva em voleibolistas através de testes de saltos verticais. *Rer Bras Med Esporte* 2007; 13(3):181-4.