



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

INSTITUTO DE BIOLOGIA

Ivan Luiz de Souza Pires

**“Análise da atividade eletromiográfica do músculo trapézio
após intervenção do alongamento miofascial”**

Este exemplar corresponde à redação final
da tese defendida pelo(a) candidato (a)
Ivan Luiz de Souza
Pires
e aprovada pela Comissão Julgadora.

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biologia para obtenção do Título de
Mestre em Biologia Celular e Estrutural,
na área de Anatomia.

Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari

Campinas, 2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DO INSTITUTO DE BIOLOGIA – UNICAMP**

P665a Pires, Ivan Luiz de Souza
Análise eletromiográfica do músculo trapézio após a
intervenção do alongamento miofascial / Ivan Luiz de Souza
Pires. – Campinas, SP: [s.n.], 2009.

Orientadora: Evanisi Teresa Palomari.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de
Campinas, Instituto de Biologia.

1. Eletromiografia. 2. Músculo trapézio. 3. Postura
humana. I. Palomari, Evanisi Teresa, 1960-. II.
Universidade Estadual de Campinas. Instituto de Biologia.
III. Título.

(rcdt/ib)

Título em inglês: Electromyographic analysis of trapezius muscle after the intervention of myofascial stretching.

Palavras-chave em inglês: Electromyography; Trapezius muscle; Posture.

Área de concentração: Anatomia.

Titulação: Mestre em Biologia Celular e Estrutural.

Banca examinadora: Evanisi Teresa Palomari, Mathias Vitti, José Meciano Filho.

Data da defesa: 16/11/2009.

Programa de Pós-Graduação: Biologia Celular e Estrutural.

Campinas, 16 de Novembro de 2009.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora)



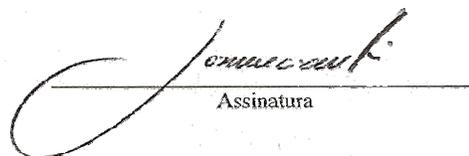
Assinatura

Prof. Dr. Mathias Vitti



Assinatura

Prof. Dr. José Meciano Filho



Assinatura

Profa. Dra. Eneida De Paula

Assinatura

Prof. Dr. João Francisco Marques Neto

Assinatura

A DEUS

Pelas infinitas possibilidades de crescimento manifestas em cada instante em minha vida.

AOS MEUS PAIS

MANOEL E MARINA

...Que deram o melhor de si, abdicando da própria vida, para mais essa realização. A vocês que sempre estiveram nas paragens onde processaram as minhas mais profundas e inesquecíveis alegrias, rendo minha eterna gratidão, respeito e admiração.

AOS MEUS IRMÃOS

KAREN E WAGNER

Pela lealdade, confiança, incentivo e apoio nos momentos mais difíceis.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Programa de **Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural** do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas e em especial à secretária do mesmo Lílíam Alves Senne Panagio por ter oferecido toda sua paciência e condição profissional para realização desse trabalho.

Aos professores que participaram da **Pré-Banca**, Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade, Profa. Dra. Elaine Minatel, Prof. Dr. Wagner Rossi; bem como aqueles que tiveram participação na Banca de Defesa, pelas observações e sugestões dadas a esse trabalho.

Aos amigos Flávia Da Ré Guerra, Mayta Palomari Tobo e Eurico José Heidgger a quem dedico todo meu verdadeiro progresso.

A Fabiano Politti pelas considerações profissionais e estímulo dados durante o meu desenvolvimento.

AGRADECIMENTOS

Aos professores do Departamento de Anatomia do Instituto de Biologia em especial para o Prof. Dr. José Meciano Filho, pelo incentivo ao ensino da Anatomia Humana.

Aos colegas de Pós-Graduação e em especial aos do LEMG, pela amizade, alegria e incentivo.

Ao Prof. Ms. Carlos Henrique Camargo meu profundo respeito e admiração.

À coordenadora da Faculdade de Fisioterapia do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais, Profa. Ms. Silvia Marçal e ao Coordenador do Curso de Odontologia, Prof. Ms. Alessandro Lisboa, pela confiança e oportunidade de poder demonstrar meu trabalho na docência.

Aos Técnicos do Laboratório de Anatomia, Toni, Paulo Francisco, Paulo Bernardes, Marlene, Marcos e Nori por me tratarem com carinho, amizade, respeito e estarem sempre prontos a ajudar.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

À MINHA ORIENTADORA

Mestre,
É aquele que caminha com o Tempo
propondo paz fazendo comunhão,
despertando Paz.

Mestre é aquele que estende a mão,
inicia o diálogo e encaminha
para a aventura da vida.

Não é o que ensina fórmulas, regras,
raciocínios, mas o que questiona
e desperta para a realidade.

Não é aquele que dá de seu saber,
mas aquele que faz germinar
o saber do discípulo.

Mestre é você, meu professor amigo
que me compreende, me estimula,
me comunica e me enriquece com
sua presença, seu saber e sua ternura.

Eu serei sempre um seu discípulo
na escola da vida.

Obrigado, professora!

ÍNDICE

Lista de Abreviaturas	10
Resumo	11
Abstract	12
1. Introdução	13
2. Revisão da literatura	16
2.1 Alongamento	17
2.2 Composição morfológica do tecido muscular	19
2.3 Composição morfológica do tecido conectivo	21
2.4 Fatores que determinam o alongamento	23
2.4.1 Receptores Sensoriais relacionado ao alongamento	23
2.4.1.1 Fusos musculares	23
2.4.1.2 Orgãos Tendinosos de Golgi	25
2.4.1.3 Mecanorreceptores Articulares	25
2.5 Teorias sobre Alongamento	26
2.6 Músculo trapézio e eletromiografia	28
2.7 Eletromiografia	30
3. Objetivo	33
3.1 Objetivo Específico	34
4. Justificativa	35
5. Materiais e métodos	37
5.1 Voluntários	38
5.1.1 Critérios de Inclusão	38
5.1.2 Critérios de Exclusão	39
5.1.3 Anamnese	39
5.2 Testes específicos	39
5.2.1 Teste de compressão da coluna cervical (Teste de Spurling)	39
5.2.2 Teste de distração	40
5.2.3 Teste para artéria vertebral	40

5.3 Avaliação Eletromiografica	41
5.3.1 Instrumentação experimental	41
5.3.2 Preparo do protocolo experimental	42
5.3.3 Processamento e análise dos sinais	43
5.3.4 Análise estatística	44
5.4 Aquisição da Postura	44
5.4.1 Postura para prática do alongamento.....	44
6. Resultados	46
6.1 Avaliação Eletromigráfica	47
7. Discussão	48
8. Figuras	54
9. Tabela	63
10. Conclusão	65
11. Referencias bibliográficas	67
12. Anexos	75
13. Artigo a ser submetido	80

LISTA DE ABREVIATURAS

EMG – Eletromiografia

RMS – *Root Mean Square*

FNP – Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

OTG – Órgão Tendinoso de Golgi

GAG – Glicosaminoglicano

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

Kgf – Quilograma/força

RESUMO

Foram analisados por meio da eletromiografia como o mecanismo neuromuscular do músculo trapézio respondeu ao método terapêutico de alongamento miofascial. Fizeram parte da pesquisa quinze voluntários de ambos os sexos, faixa etária entre 20 e 35 anos, não praticantes de atividade específica para os membros superiores e sem história prévia de distúrbios da coluna cervical. Para comprovar a normalidade desses indivíduos foram utilizados testes específicos de avaliação da coluna cervical. Para determinar o grupo experimental e avaliar os efeitos da intervenção, foram realizadas avaliações eletromiográficas, pré e pós-procedimento de alongamento miofascial e, posteriormente, comparadas. Para análise eletromiográfica foram utilizados eletrodos de superfície fixados sobre a porção descendente do músculo trapézio. Os indivíduos permaneceram sentados, de maneira confortável, em uma cadeira de teste e realizaram elevação do ombro de 0° de adução do braço e contra resistência oferecida por meio de duas ferramentas distintas: 1 - transdutor de força (célula de carga) e, 2 - peso, ambos simularam a força da gravidade. Os resultados demonstraram que houve diminuição da atividade muscular quando comparada ao pré-procedimento ($p < 0,01$).

Palavras-chave: Eletromiografia, Músculo trapézio, Postura, Alongamento miofascial.

ABSTRACT

Were analyzed by electromyography the events involved in the biological effect of the method of myofascial stretching on descending portion of the trapezius muscle, and how the neurophysiologic factor contributed to these findings. Were part of the research fifteen volunteers of both sexes, aged between 20 and 35 years, with not practicing specific activity to the upper limbs, with no previous history of disorders of the cervical spine. To prove the normality of these individuals were used specific tests for assessment of the cervical spine. To determine the experimental group and evaluate the effects of the intervention, electromyographic evaluations were performed, pre and post procedure myofascial stretching and then compared. were used for analysis electromyography of surface electrodes fixed on the descending portion of the trapezius muscle. The subjects remained seated in a comfortable chair in a test conducted and the elevation of 0° of shoulder adduction and arm against resistance offered by different tools: 1 tool - force transducer (load cell) and tool 2 - weight, both simulate the force of gravity. The results showed that there was a decrease in muscle activity when compared to pre procedure indicating the efficiency of the technique.

Key words: Electromyography, Trapezius muscle, Posture, Myofascial stretching

1. INTRODUÇÃO

A flexibilidade é essencial ao ser humano, visto que a expressibilidade corpórea se dá por meio do movimento (FELAND et al., 2001).

Os hábitos sedentários são os maiores responsáveis pela perda da flexibilidade, resultando na adaptação dos tecidos conectivos, o que contribui para movimentos corporais incorretos. Esse fator gera estresse mecânico e predispõe lesões do aparelho locomotor (ALLSEN et al., 1999).

Tendo em vista esses fatores, existem manobras terapêuticas que contribuem para restituir a flexibilidade e, portanto, são indicadas na prevenção e correção de desvios posturais (ROSÁRIO, MARQUES, MALUF, 2004). Dentre as manobras em voga, destaca-se o alongamento muscular.

O crescente conhecimento das interações moleculares entre as estruturas intra e extracelulares implicou em mudanças no conceito de funcionalidade muscular.

Portanto, o músculo passou a ser considerado uma unidade dependente das estruturas adjacentes; nervos, vasos sanguíneos e diferentes tipos de tecido conectivo (ENGLES, 2001). Desse modo, contribuiu para o surgimento de novas evidências relacionadas ao alongamento muscular.

Por meio da visão pormenorizada das novas tendências sobre conceito de funcionalidade muscular, começou a ser difundida a técnica de alongamento miofascial. Essa técnica foi fundamentada na teoria das fáscias musculares, a qual propõe gerar tensão nas fáscias e na musculatura, a fim de restituir a flexibilidade e a diminuição do tônus muscular (CLIFFORD, ANDRADE, 2003).

A íntima relação dos músculos com seu respectivo componente conectivo, fáscia muscular, dispõe-se de forma ideal para uma efetiva transferência da tração para as inserções musculares (CORMACK, 1996; LORENZ, CAMPELLO, 2001).

Desse modo, é necessário considerar a fáscia como um elemento inerente aos músculos e indissociável (HUIJING, 1992; BIENFAIT, 1995).

Embora os mecanismos envolvidos no aumento da flexibilidade ainda não estejam completamente elucidados, a efetividade do alongamento tem sido atribuída a fatores como os biomecânicos moleculares e neuromusculares (DE DAYNE, 2001).

Os mecanismos moleculares estão relacionados à indução de sinais biológicos para síntese de novas proteínas com conseqüente aumento do número de sarcômeros em série (DE DAYNE, 2001). Por seguinte, os mecanismos biomecânicos estão relacionados à reorganização das fibras de colágeno e uma redistribuição dos constituintes da matriz extracelular (CULAV, CLARK, MARRILEES, 1999; ENGLER, 2001), caracterizando a propriedade viscoelástica dos tecidos biológicos.

Essas características não podem ser consideradas como entidade independente, portanto, é necessário considerar o mecanismo neuromuscular como fator contribuinte para essas premissas (ENGLER, 2001).

Em face do exposto, o presente estudo propõe analisar por meio da eletromiografia como o mecanismo neuromuscular do músculo trapézio responde ao método terapêutico de alongamento miofascial, a fim de quantificar e estabelecer parâmetros na utilização do método.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Alongamento

A flexibilidade é algo tão essencial ao ser humano quanto o próprio movimento, pois a expressibilidade corpórea se dá por meio da movimentação (FELAND et al., 2001).

Hábitos sedentários são os maiores responsáveis pela perda da flexibilidade, resultando na adaptação dos tecidos conectivos e contribuindo para movimentos corporais incorretos e uso vicioso das estruturas anatômicas, ocasionando estresse mecânico e predispondo lesões do aparelho locomotor (ALLSEN et al., 1999).

Tendo em vista esses fatores, há manobras terapêuticas que contribuem para restituir a flexibilidade e são indicadas para prevenção e correção de desvios posturais (ROSÁRIO, MARQUES, MALUF, 2004), dentre elas o alongamento muscular.

Existe um grande número de publicações sobre alongamento muscular, apresentando técnicas com diferentes parâmetros, duração e frequência de exercícios (CAMARGO, 2007). Diante do exposto, torna-se complexa a escolha apropriada de um protocolo de alongamento na prática clínica.

Dentre esses protocolos, são descritos: o alongamento balístico, a contração excêntrica, a facilitação neuromuscular proprioceptiva, o alongamento global e o estático.

O alongamento balístico utiliza o balanço de um segmento corporal de maneira rítmica e acelerada para alongar os músculos. A velocidade do movimento pode induzir a deflagração de estímulos o que gera reflexo miostático, aumentando a possibilidade de causar microlesões (BRANDY, SANDRES, 2003; ROSÁRIO, MARQUES, MALUF, 2004).

A contração muscular excêntrica é caracterizada pelo afastamento da origem e a inserção do músculo, aliada a contração dos mesmos. Esse tipo de alongamento apresenta

vários benefícios, tais como o aumento do número de sarcômeros em série e em paralelo e a melhora da viscoelasticidade dos tecidos (SALVINI, 2000).

Na facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP), o alongamento é facilitado por meio de respostas neuromusculares, a partir da estimulação de proprioceptores (ALLSEN et al., 1999).

É realizada a contração isométrica do músculo a ser alongado ou a contração concêntrica do seu antagonista, desencadeando o relaxamento reflexo do músculo por meio da inibição autógena ou recíproca, respectivamente (KNOTT, VOSS, 1968; SHRIER, GLOSSAL, 2000).

O alongamento global tem a proposta de alongar um conjunto de músculos, que se encontram organizados em cadeias por meio das fáscias musculares (MARQUES, 2000). Embora não existam trabalhos que comprovem sua eficiência, esse método condiz com o estudo realizado por Warren, et al., (1976), que preconizou ser o tempo para alongar um músculo proporcional à força aplicada.

Já o alongamento estático é um dos métodos mais utilizados e seguros, além de apresentar um número reduzido de lesão (ALTER, 1996). Caracteriza-se pelo afastamento da origem e inserção dos músculos, de modo que os tecidos, muscular e conectivo são estendidos e mantidos em posição estacionária por um determinado período (HALL, BRODY, 2001).

De acordo com Brandy, Sandres (2003), o alongamento deve ser de maneira lenta e gradual. A baixa velocidade evita a resposta miotática e modifica a atividade dos órgãos tendinosos de Golgi. O tempo de manutenção é proporcional à diminuição da tensão pelo tecido, de modo que ocorre adaptação da fibra muscular ao novo comprimento.

Com os mesmos intuitos, Clifford, Andrade (2003) utilizaram o método denominado alongamento miofascial, fundamentado na teoria das fáscias musculares. Esse método

consiste em três períodos distintos, designados por colocação, manutenção, e dissolução da tensão. Tem por finalidade gerar tensão nas fáscias e na musculatura, a fim de restabelecer a flexibilidade e a diminuição do tônus muscular.

Porém os parâmetros mencionados no parágrafo acima permanecem aquém do esperado quando observado sob o ponto de vista quantitativo, o que requer um estudo complementar, com a finalidade de quantificar e estabelecer parâmetros apropriados na utilização do método.

Em face do exposto, o presente estudo propõe analisar por meio da eletromiografia os fatores envolvidos na efetividade terapêutica do método de alongamento miofascial e verificar de que forma o fator neuromuscular contribui para os possíveis achados, na busca de quantificar e estabelecer parâmetros para a utilização do método.

2.2. Composição morfológica do tecido muscular

O tecido muscular é inerente ao animal, apresentando estruturas altamente organizadas e complexas. Isto se deve ao fato dos músculos serem distintos e executarem funções variadas, como a propulsão de alimento pelo tubo gastrintestinal, o bombeamento de sangue por meio do coração, a manutenção do equilíbrio e os movimentos dos segmentos do corpo (GARDNER et al., 1975).

Este tecido é constituído por células alongadas, contendo filamentos citoplasmáticos responsáveis pela contração. Apresenta origem mesodérmica e sua diferenciação ocorre principalmente devido a um processo de alongamento gradativo, com simultânea síntese de proteínas filamentosas (JUNQUEIRA, CARNEIRO, 1999; GARTNER, HIATT, 2002).

Três tipos histologicamente distintos de músculos são reconhecidos, cada um com suas peculiaridades (CORMACK, 1996).

O primeiro descrito é o músculo liso, formado por aglomerados de células fusiformes, que não possuem estrias transversais. O processo de contração é lento e não está sujeito ao controle voluntário (CORMACK, 1996; JUNQUEIRA, CARNEIRO, 1999).

O segundo tipo de músculo constitui a maior parte da parede do coração, denominado músculo cardíaco (CORMACK, 1996). Apresenta estrias transversais, é formado por células alongadas e ramificadas, unidas por meio de discos intercalares e proporciona ao coração uma contração involuntária, vigorosa e rítmica (GARTNER, HIATT, 2002).

O terceiro tipo descrito é o músculo estriado esquelético ou voluntário. Este é formado por feixes de células cilíndricas alongadas, multinucleadas e estrias transversais. Sua contração é rápida, vigorosa e sujeita ao controle voluntário (CORMACK, 1996; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

O músculo esquelético encontra-se associado a vários tipos de tecido. Dentre eles estão as células musculares, o tecido nervoso, o sangue e diferentes tipos de tecido conjuntivo (ENGLES, 2001).

Os músculos são mantidos em compartimentos e interligados entre si por meio de um tecido conjuntivo, denominado fáscia. (GARDNER, GRAY, O' RAHILLY, 1975)

A fáscia se dispõe em três camadas: externa, que envolve todo o músculo – epimísio; média, que envolve feixes individuais de fibras musculares – perimísio; e interna que envolve cada fibra muscular de um fascículo - endomísio (POWERS, HOWLEY, 2000).

As fibras de colágeno dos múltiplos envoltórios fibrosos fundem-se com estruturas do tecido conjuntivo denso, comumente tendões, aponeuroses e perióstio (ENGLES, 2001).

O extenso componente de tecido conjuntivo de um músculo esquelético é disposto de forma ideal para a efetiva transferência da tração, para as inserções dos músculos (CORMACK, 1996; LORENZ, CAMPELLO, 2001).

Cada fibra muscular é formada de pequenas unidades denominadas miofibrilas. Estas se agrupam em feixes e se estendem por toda fibra muscular, composta de filamentos longos e finos, constituindo os sarcômeros - componente ativo do tecido muscular (ALTER, 1999).

2.3. Composição morfológica do tecido conectivo

Com a finalidade de manter o corpo funcionalmente integrado, o tecido conectivo indica a continuidade com os tecidos epitelial, nervoso e muscular (GARTNER, HIATT, 2002).

O tecido conectivo apresenta vários tipos de células que realizam funções distintas, dentre elas; suporte estrutural e funcional a outros tecidos corporais e esta disposta nos tendões, ligamentos, cápsulas, ossos cartilagens e envoltórios musculares (LUNDON, 2003).

Além das características descritas este tecido possui na sua matriz extracelular um complexo de macromoléculas produzidas pelas células e exportadas por elas para o meio extracelular. A riqueza em material extracelular é uma de suas características mais evidentes (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; ZORZETTO, 1993; GUIRRO, GUIRRO, 2002), e são determinadas pela quantidade, tipo e organização da matriz extracelular (CULAV, CLARK, MERRILEES, 1999).

A matriz extracelular é representada pelas fibras do conjuntivo (colágeno, elástica, reticulares) e pela substância fundamental amorfa, um gel viscoso de macromoléculas alongadas (glicosaminoglicanas, proteoglicanas e glicoproteínas adesivas), as quais interagem

com as fibras e com os receptores celulares a fim de desempenhar funções peculiares (NORDIN, LORENZ, CAMPELLO, 2001; GARTNER, HIATT, 2002).

A maioria dos tecidos biológicos, quando exibem uma deformação dentro dos limites fisiológicos, são recuperáveis, mas o processo ocorre de forma gradual. Esse comportamento é característico das propriedades viscoelásticas apresentadas pelos músculos tendões e ligamentos (OSKAYA, LEGER, 2001).

Culav, Clark, Marrilees, (1999); Engles, (2001), sugeriram que a deformação temporária dos tecidos biológicos ocorra em função da reorganização das fibras do colágeno e de uma redistribuição dos constituintes da matriz. Desse modo, é necessário considerar a fásia como inerente aos músculos, considerando-as como um conjunto indissociável (BIENFAIT, 1995).

O tecido conjuntivo desempenha um papel importante na determinação da amplitude de movimento. Esse tecido é influenciado por uma variedade de fatores, tais como o envelhecimento, imobilização, agressões contra o corpo, distúrbios e/ou deficiências metabólicas. A resistência para o movimento corpóreo é determinada nos seguintes percentuais: 10 para o tendão, 47 para ligamentos e 41 para a fásia. Portanto, pelo fato dos tecidos conjuntivos serem um dos componentes mais influentes na limitação da amplitude de movimento, eles devem ser alongados (ALTER, 1999).

2.4. Fatores que determinam o alongamento

2.4.1. Receptores sensoriais relacionados ao alongamento

O controle apropriado da função muscular não requer apenas excitação dos músculos pelos motoneurônios, mas um *feedback* contínuo das informações sensoriais oriundas dos músculos com o sistema nervoso, sobre o estado do músculo a cada instante, com intuito de elaborar respostas apropriadas a determinadas tarefas (GUYTON, 1993).

O sistema sensorial apresenta características marcantes quando se refere ao alongamento e manutenção do equilíbrio postural. Esses receptores são os fusos musculares, os órgãos tendinosos de Golgi (OTGs) e os mecanorreceptores articulares (ALTER, 1999).

2.4.1.1. Fusos musculares

O fuso muscular é o principal órgão sensitivo do músculo estriado e é composto de fibras intrafusais microscópicas, e fixadas à glicocálices da fibra extrafusar. É considerada unidade contrátil reguladora do músculo (GUYTON, 1993).

Portanto, quando o músculo é alongado ocorre, concomitantemente, o alongamento dos órgãos sensoriais e o processo de excitação é desencadeado.

Além disso, essa estrutura monitora a velocidade e duração do alongamento e detecta as alterações no comprimento do músculo (KISNER, COLBY, 1998; ALTER, 1999).

É possível distinguir dois tipos de terminações sensoriais na área receptora do fuso muscular denominada primária e secundária. (GUYTON, 1993)

As terminações primárias ou anuloespiral, respondem tanto ao grau de alongamento muscular quanto ao seu ritmo (resposta dinâmica). Sua fibra nervosa aferente é do tipo Ia, apresenta um diâmetro 17 μ m e transmite sinais sensoriais à medula espinhal com uma velocidade de 70 a 120 m/s (GUYTON, 1993).

As secundárias ou terminações em buquê, respondem somente ao grau de alongamento (resposta estática). Sua fibra nervosa é do tipo II e com diâmetro médio de 8 μ m (GUYTON, 1993).

A resposta dos fusos promove a ativação do reflexo de alongamento e inibição da tensão no grupo dos músculos antagonistas - inibição recíproca (HALL, 2000).

O reflexo de alongamento, também conhecido como miotático, é decorrente da ativação dos fusos em um músculo distendido. É responsável por uma resposta rápida, por meio de uma transmissão neural. Ocorre, com isso, a estimulação dos nervos aferentes que conduzem estímulos a medula espinhal, e sua resposta retorna pelos nervos eferentes o que determina uma tensão no músculo (GUYTON, 1993; BRUSTON, 1997).

Entretanto, quando um músculo é subitamente estirado, ocorre reflexo de estiramento dinâmico. Cabe ressaltar que a resposta desse reflexo cessa em fração de segundos. Por outro lado, quando o músculo é mantido em comprimento excessivo por um período prolongado, é desencadeado o reflexo de estiramento estático e a resposta desse reflexo é mantida concomitantemente ao tempo desse estiramento (GUYTON, 1993).

De acordo com esses eventos, pressupõe-se que a baixa velocidade do alongamento evite a ocorrência da resposta miotática e o tempo de manutenção seja proporcional à diminuição da tensão pelo tecido, de modo que ocorra adaptação da fibra muscular ao novo comprimento. O exposto do parágrafo acima está concorde com HALL, 2000; ALTER, 1999;

quando ressaltam que a realização de um alongamento muscular eficiente consiste em minimizar os efeitos dos fusos musculares.

2.4.1.2. Órgão tendinoso de Golgi

O órgão tendinoso de Golgi (OTG) localiza-se próximo à junção musculotendínea, enrola-se nas extremidades das fibras extrafusais do músculo e é sensível à tensão causada tanto pelo alongamento passivo quanto pela contração muscular (KISNER, COLBY, 1998; ALTER, 1999).

É um mecanismo de proteção que inibe a contração muscular e responde por meio de suas conexões neurais. Apresenta no alongamento ativo um limiar de disparo baixo após uma contração muscular, enquanto no alongamento passivo esse limiar ocorre de maneira inversa. (KISNER e COLBY, 1998; ALTER, 1999).

2.4.1.3. Mecanorreceptores articulares

As articulações sinoviais do corpo são supridas de quatro variedades de receptores. Esses receptores articulares apresentam percepção às forças mecânicas das articulações, tais como pressão de alongamento e distensão.

Os mecanorreceptores articulares são classificados como I, II e III, de acordo com as características morfológicas e comportamentais.

O tipo I, Golgi-Mazoni, caracterizam-se por serem corpúsculos globulares encapsulados; localizados na camada externa da cápsula articular fibrosa, receptores de baixo limiar excitatório, com adaptação lenta e responsáveis pela pressão nas articulações. O tipo II,

Pacine, são grossamente encapsulados e cônicos. Localizam-se na cápsula articular fibrosa e são conhecidos como mecanorreceptores dinâmicos ou de aceleração, pois possuem baixo limiar e adaptação rápida, são responsáveis pela cinemática e postura. Os mecanorreceptores do tipo III, Ruffine, são corpúsculos finamente encapsulados, confinados aos ligamentos intrínsecos e extrínsecos de muitas articulações. Possuem alto limiar que se adapta somente às altas tensões geradas nos ligamentos articulares, e têm como função a monitoração da direção do movimento e inibição reflexa da atividade de alguns músculos. (ALTER, 1999).

2.5 Teorias sobre alongamentos

Os mecanismos envolvidos no aumento da flexibilidade ainda não estão completamente elucidados. A efetividade do alongamento tem sido atribuída a fatores biomecânicos, moleculares e neurofisiológicos. Os mecanismos biomecânicos e moleculares estão relacionados às características viscoelásticas dos tecidos biológico (CULAV, CLARK, MARRILEES, 1999; ENGLER, 2001), e à indução de sinais biológicos para síntese de novas proteínas, respectivamente (DE DAYNE, 2001).

Já Rosa, Gaban e Pinto; 2002 verificaram que as alterações no comprimento muscular são reguladas pelo número de sarcômeros. Por sua vez, esse número é determinado pela posição em que o músculo se encontra (GUYTON, 1993).

Por outro lado a disposição dos sarcômeros está diretamente ligada à força produzida pelo músculo, e, com isso, pressupõe-se que este ajuste ocorra com o intuito de manter o comprimento fisiológico e funcional dos sarcômeros (TABARY et al, 1972).

É por meio desses processos que os músculos são remodelados continuamente, mantendo o comprimento adequado para a contração muscular efetiva (GUYTON, 1993).

Os tendões são freqüentemente tratados como estruturas inextensíveis, que transmitem as alterações do comprimento muscular às suas inserções ósseas.

Contudo, muitas vezes o tendão se comporta com maior complacência que o próprio músculo, podendo contribuir como armazenador de energia elástica e, conseqüentemente, como realinhador durante as atividades motoras cíclicas (DURIGON, 1995).

Além da redução no comprimento da fibra e no número de sarcômeros em músculo imobilizado na posição encurtada, estudos, também, demonstraram um aumento em sua resistência passiva. Pressupõe-se que essa alteração ocorra devido à remodelação do tecido conjuntivo nos músculos mantidos encurtados (ROSA, GABAN, PINTO, 2002).

Foi observado, também, aumento na proporção de colágeno, diminuição no conteúdo de GAGs e água da matriz extracelular com conseqüente aproximação de suas fibras, deposição aleatória do colágeno recém-formado e formação de ligações cruzadas anormais entre as mesmas. Todas essas mudanças no tecido conjuntivo parecem ocorrer para proteger o músculo de um alongamento excessivo (ROSA, GABAN, PINTO 2002).

A quantidade e duração da força aplicada e a temperatura do tecido durante a realização do alongamento são fatores que contribuem para o grau de alongamento elástico e plástico no tecido conjuntivo.

Numerosos estudos assinalaram a eficácia do alongamento prolongado com níveis baixos a moderados de tensão (ANDREWS, HARRELSON, WILK, 2000).

A força, freqüência e a duração do alongamento devem ser especificadas na prescrição de exercícios. Todos estes fatores exercem um papel importante ao se determinar a eficiência do alongamento quanto à tendência, à sobrecarga e o potencial de lesão durante o alongamento (SHANKAR, 2002).

Ainda não foi determinado um arcabouço temporal preciso para manter um alongamento. A força de alongamento é geralmente aplicada por não menos que 6 segundos, mas preferivelmente de 15 a 30 segundos em repetidas vezes em uma sessão de exercícios (ANDREWS, HARRELSON, WILK, 2000; KISNER, COLBY, 1998; ALTER, 1999). Taylor et al (1990) realizaram estudo de alongamento estático em animais, e sugeriram que o alongamento muscular mais eficiente ocorreu durante os primeiros 12 a 18 segundos e durante os primeiros quatro alongamentos estáticos de uma série de 10 procedimentos.

Wallin et al (2001) relataram que houve melhora na flexibilidade após três sessões de alongamento estático. Entretanto, os maiores ganhos de flexibilidade foram obtidos quando o alongamento foi realizado cinco vezes por semana.

2.6 Músculos trapézio e eletromiografia

O músculo trapézio apresenta riqueza em sua funcionalidade, assim, é solicitado a desenvolver atividades de grande e suave precisão até às com alta demanda física.

Trata-se de um músculo plano localizado na parte póstero-lateral do pescoço, que une a coluna vertebral cervical e torácica à cintura escapular, e tem como função a elevação do ombro, extensão e rotação lateral da cabeça, depressão e adução da escápula. (GARDNER et al., 1975).

Este músculo possui características de fibras tônicas do tipo I e, assim, trabalha em oposição constante à força da gravidade (VASSELJEN, WESTGAARD, 1995; LIER, WINSTEIN, 2001).

O referido músculo tem sido amplamente estudado por meio da eletromiografia por tratar-se de uma região que desenvolve sinais freqüentes de desconforto muscular. Isto se dá em

razão do comprometimento das estruturas do complexo do ombro, que são ricas em sintomatologia causada pela exposição das tarefas cotidianas (BLANGSTED et al, 2004).

A dor muscular pode estar associada à contração prolongada da fibra muscular intrafusal, em razão da ativação dos motoneurônios gama. Por conseguinte, muitos mecanismos paralelos causam as síndromes dolorosas no ombro e alguns desses mecanismos não são mediados diretamente pela atividade do músculo (VASSELJEN, WESTGAARD, 1995).

As desordens que afetam a porção superior do músculo trapézio são comuns, entretanto o efeito doloroso deste músculo tem sido estudado e quase sempre voltado para causas funcionais. Os modelos neuromusculares são limitados para considerar a coordenação do músculo durante as tarefas que o envolve neste estado (SCHULTE et al., 2006).

A função do músculo trapézio na estabilização mecânica da cintura escapular e postural justifica a riqueza da sintomatologia manifestada nessa região (BLANGSTED et al., 2004). Por outro lado, Palmerud et al. (1998), apontaram que após o relaxamento voluntário do músculo trapézio, os indivíduos estudados apresentaram melhora na distribuição de força e alinhamento do ombro.

Com isso, o alongamento miofascial tem apresentado bons resultados clínicos na correção dos desvios posturais, no aumento da flexibilidade e no alívio de dor (MARQUES, 1994; MARQUES, 1996).

Considerando os fatores apresentados e na busca de contribuir para o embasamento deste método, o presente trabalho teve como objetivo analisar por meio da eletromiografia como o mecanismo neuromuscular do músculo trapézio se comportava frente ao método terapêutico de alongamento miofascial.

2.7 Eletromiografia

Eletromiografia é definida como o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico e dos processos fisiológicos da atividade muscular (BASMAJIAN, DE LUCA, 1985).

Os sinais eletromiográficos é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, e podem ser afetados por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico (ENOKA, 2000).

Esta técnica vem sendo aplicada como instrumento cinesiológico para a descrição de diversos músculos em atividades específicas, na avaliação da resposta muscular em relação ao esforço físico realizado, ou aos regimes terapêuticos aplicados. (PORTNEY et al., 1993).

Keller, Colloca, (2000), utilizaram o registro da atividade eletromiográfica para avaliação clínica do músculo eretor da espinha após a manipulação da coluna vertebral, e verificaram alterações no padrão elétrico, indicando os efeitos terapêuticos sobre a função muscular.

Os mesmos autores, (2000), analisaram a força mecânica, após a manipulação imediata da musculatura paravertebral, e verificaram um aumento significativo na força muscular.

Quanto à relação entre comprimento e tensão muscular, técnicas variadas de avaliação biomecânica que analisam a força de diferentes grupos musculares submetidos a exercício de alongamento têm sido aplicadas (FOWLES, SALE, MAC DOUGALL, 2000; NELSON et al., 2001; TEODORI et al., 2003; CRAMER et al., 2007).

Fowles, Sale, Mac Dougall, (2000) avaliaram o efeito do alongamento estático passivo sobre a força da flexão plantar, e também verificaram a diminuição significativa no torque da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo sóleo após a intervenção, relacionada à redução da atividade muscular.

Posteriormente, Nelson et al., (2001) admitiram resultados que constataram diminuição do torque da extensão isométrica do joelho, após um programa de alongamento.

Por seguinte Cramer et al. (2007) observaram decréscimo na atividade do músculo reto femoral, e na força da extensão isocinética concêntrica voluntária máxima da perna, como resultado do alongamento estático do músculo quadríceps. As respostas foram justificadas com base em fatores mecânicos, como decréscimo na resistência musculotendínea e alteração da velocidade de condução dos sarcômeros, e a fatores neurais, como o decréscimo no pool de excitação do neurônio motor com redução da ativação periférica do músculo.

Em contrapartida, Guirro et al. (2001) observaram o aumento significativo na força dos músculos posteriores da coxa, como efeito crônico de um programa de alongamento muscular. Os autores sugeriram que tais alterações se deram em razão da melhor interação entre os miofilamentos de actina e miosina em virtude do aumento do comprimento funcional dos músculos.

Do mesmo modo Teodori et al. (2003) relataram o aumento da força dos músculos inspiratórios e da expansibilidade torácica após um programa de alongamento.

Através do levantamento realizado, conclui-se que a eletromiografia é um método essencial para avaliar e validar a função muscular e as técnicas terapêuticas respectivamente. Entretanto, é possível ressaltar que os resultados contraditórios dessas investigações revelam a pertinência de nossas pesquisas.

3. OBJETIVOS

Diante da teoria apresentada o presente estudo teve como intuito analisar por meio da eletromiografia a resposta eletromiografica do músculo trapézio frente à efetividade terapêutica do método de alongamento miofascial e de que forma esse mecanismo contribui para os possíveis achados, em busca de quantificar e estabelecer parâmetros na utilização do método.

3.1 Objetivos específicos

- Analisar por meio da eletromiografia a resposta muscular da porção descendente do músculo trapézio frente ao método terapêutico de alongamento miofascial; bem como utilizar as ferramentas, transdutor de força e peso para comparar a atividade desenvolvida pelo músculo.
- Verificar como a resposta do músculo trapézio influencia na flexibilidade dos tecidos conectivo e muscular;
- Verificar os parâmetros ideais na análise eletromiográfica do músculo Trapézio quando trata-se de regimes terapêuticos.

4. JUSTIFICATIVA

Embora a técnica de alongamento venha sendo bastante difundida clinicamente, o embasamento científico ainda é aquém do esperado. Portanto, torna-se importante a verificação das respostas musculares frente ao tratamento em voga na atualidade.

Por meio da eletromiografia podem ser avaliados os efeitos de técnicas utilizadas em programas de reabilitação sobre a função muscular. Alguns autores, por exemplo, verificam a atividade elétrica do músculo após programas de alongamento, buscando com isso contribuir para o estudo da relação entre o comprimento, flexibilidade e tensão muscular (KLINGE et al., 1997; FOWLES; SALE; MAC DOUGALL, 2000; GUIRRO et al., 2001). Esta relação tem sido amplamente estudada, mas os resultados contraditórios destas investigações revelam a necessidade de novas pesquisas sobre o tema.

5. MATERIAL E MÉTODO

5.1 Voluntários

A amostra foi composta por 15 voluntários adultos, sedentários, média de idade 24,5 anos, altura média 1,68 m, peso médio de 66,5 Kg.

Os voluntários foram recrutados no Laboratório Eletromiografia e Controle Motor do Departamento de Anatomia Biologia Celular e Fisiologia e Biofísica da Universidade Estadual de Campinas.

Primeiramente, foram informados dos procedimentos a serem realizados, e posteriormente assinaram o termo de consentimento de participação (**Anexo I**). Estes procedimentos foram submetidos ao Conselho de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp, e estão de acordo com as determinações do Conselho Nacional de Saúde pela resolução nº 196/96.

5.1.1. Critérios de Inclusão

Fizeram parte do grupo experimental, voluntários sem história prévia de distúrbios da coluna cervical e sem treinamento específico para os membros superiores. Para comprovar a normalidade dos voluntários foram utilizados testes específicos de avaliação da coluna cervical: Teste de Compressão da coluna cervical (Teste de Spurling); Teste de Distração; Teste para artéria vertebral (MAGEE, 2005).

5.1.2. Critério de exclusão

Foram considerados fatores de exclusão: (1) o diagnóstico de disfunção prévia da coluna cervical; (2) a presença de sintomatologia de dor na região cervical, o que foi diagnosticada por meio de testes específicos; e (3) a prática de atividade física para os membros superiores.

5.1.3. Anamnese

Os participantes da pesquisa responderam a um questionário, que constava de dados pessoais e perguntas que atestavam sua inclusão no grupo experimental, tais como: problema de saúde, sintomatologias, uso contínuo ou não de medicamentos e prática de atividade física específica para os membros superiores (**Anexo II**).

5.2. Testes específicos (teste de normalidade)

Para determinar a normalidade dos indivíduos foram realizados: Teste de Compressão da coluna cervical (Teste de Spurling); Teste de Distração; Teste para artéria vertebral (MAGEE, 2005) - fig. 1, 2 e 3, respectivamente.

5.2.1 Teste de compressão da coluna cervical (Teste de Spurling)

O indivíduo realizou flexão lateral da cabeça, e a seguir, o examinador exerceu cuidadosamente uma pressão direta sobre a mesma (fig.1).

O resultado do teste é considerado positivo quando a dor irradia para o membro superior em direção ao lado para o qual a cabeça será flexionada; isto indica pressão sobre uma raiz nervosa (radiculite cervical). Quando a dor é sentida no lado oposto ao do movimento, ela é denominada sinal de Spurling reverso e indica espasmo muscular (MAGEE, 2005).

5.2.2 Teste de distração

Para realizar o teste o examinador colocou uma mão sob o queixo do indivíduo e a outra em torno do occipício. A seguir, o mesmo elevou lentamente a cabeça do mesmo, aplicando uma tração à coluna cervical (fig. 2).

O teste é considerado positivo quando a dor desaparece ou diminui com a elevação da cabeça, indicando redução da pressão sobre as raízes nervosas. (MAGEE, 2005).

5.2.3 Teste para artéria vertebral (quadrante cervical)

Com o indivíduo em decúbito dorsal, o examinador colocou passivamente a cabeça e o pescoço do mesmo em extensão e flexão lateral. Após realizar tal movimento, o examinador rodou o pescoço do indivíduo para o mesmo lado e manteve na posição por aproximadamente 30 segundos (fig. 3).

O teste é positivo quando produz sintomas irradiados e quando o indivíduo apresenta tonturas ou nistagmo, é uma indicação de que as artérias vertebrais estão sendo comprimidas (MAGEE, 2005).

5.3 Avaliação Eletromiográfica

5.3.1. Instrumentação experimental

Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos da marca DataHominis Tecnologia[®], modelo Myosystem-BR1_P84, com oito canais EMG e quatro canais auxiliares. O equipamento possui um isolamento galvânico entre os circuitos de potência de 2.5KV RMS, filtro passa alta de 15 Hz, filtro passa baixa 1000 Hz e resposta linear de 20 Hz a 2 KHz. de entrada analógica (Figura 4). O eletromiógrafo foi interfaciado via cabo USB (MARCA PC). O canal para aquisição de sinais auxiliares possibilitou a aquisição de sinais provenientes do dispositivo de célula de carga. Esse canal possuía uma corrente máxima para circuitos de condicionamento externos de $\pm 10\text{mA}$, impedância de entrada de 108 Ohms/2pF, corrente de bias de entrada de $\pm 150\text{nA}$ Max, proteção contra sobretensões de +5Vdc, um ganho de entrada de 1.0, filtros passa baixa para eliminação de ruídos de 1kHz e resposta linear de 0 Hz a 1 kHz.

A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada em 16 bits de resolução, com amostragem e retenção simultânea dos canais em modo burst e taxa de aquisição por canal de até 4 KHz. Para as coletas realizadas adotou-se uma frequência de amostragem de 2000 Hz.

O ganho dos eletrodos foi ajustado por meio do software, o que permitiu 576 níveis para ajuste entre 0,625 a 800 vezes. Os eletrodos para captação do sinal eletromiográfico possuíam peso aproximado de 20 g (corpo do eletrodo), largura de 2 cm, altura de 0,6 cm, comprimento de 2,5 cm com um cabo de 1,65 m de comprimento.

Os canais são compostos por filtros passa baixa para eliminação de ruídos de 15 HZ a

1kHz. Os eletrodos ativos possuem um ganho de 20 vezes e o do condicionador programável por software, sendo este entre 0.625 a 800 vezes. O eletromiógrafo foi interfaciado com um computador HP Centrino Core Duo, 1,5 GB de memória e disco rígido 80GB.

Foi acoplada ao módulo de aquisição de sinais uma célula de carga da marca Alfa Instrumentos® com capacidade de 200 Kgf. Este equipamento permite a análise da força de tração exercida pelo voluntário durante o esforço isométrico. Os dados foram correlacionados com os sinais mioelétricos captados, permitindo, portanto, uma melhor interpretação do fenômeno investigado.

5.3.2 Preparo do protocolo experimental

Nesse estudo foram utilizados eletrodos ativos de superfície fixados sobre a porção descendente do músculo trapézio, a 2 cm lateral ao ponto médio da linha traçada entre a borda posterior do acrômio e a sétima vértebra cervical (McLEAN, et al., 2003).

Antecedendo a colocação dos mesmos, os locais de fixação dos eletrodos foram previamente preparados com álcool 70% para a eliminação de resíduos gordurosos, seguida de esfoliação da pele por meio de um tablete seco-preparador de pele (Dry Prep Pad, Biologic Systems Corp®) e nova limpeza com álcool.

O eletrodo de referência foi posicionado no processo espinhoso de C7 (SENIAM), untado com gel eletrocondutor Lectron II (Pharmaceutical Innovations®) a fim de aumentar a capacidade de eletrocondução e impedir o efeito de interferência de ruídos externos (DE LUCA, 1997).

Durante o experimento, o voluntário permaneceu sentado, cabeça direcionada segundo o plano de Frankurt, membros superiores apenas lateralmente ao tronco e inferiores unidos e

sobre uma plataforma revestida por borracha, que teve como finalidade evitar a relação do mesmo com o solo, e conseqüentemente, diminuir eventuais interferências.

O voluntário realizou 3 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de 3 segundos, a partir, da contra-resistência oferecida pela célula de carga e com intervalo de 2 minutos entre as coletas, esses dados com intuito de determinar a linha de base e evitar a fadiga muscular (fig.5).

Posteriormente, os voluntários realizaram 2 experimentos distintos, utilizando os mesmos percentuais (7% da CIVM), mas com diferentes ferramentas.

Primeiramente, o voluntário tracionou a célula de carga realizando elevação do ombro até uma linha traçada a partir da altura de C7, atingindo 7% da CIVM, com intuito de simular a força da gravidade Westgaard, De Luca (2001). O tempo de cada coleta foi de 10 segundos, sendo os valores mantidos por meio de feedback visual, e descanso de 2 minutos entre as coletas. Em seguida, o voluntário realizou o mesmo protocolo anterior, entretanto a célula de carga foi substituída pelo peso, o qual apresentava as mesmas porcentagens, mas em Kgf.

Ao término, os voluntários foram submetidos aos procedimentos terapêuticos de alongamento miofascial e, posteriormente, foram realizados os mesmos testes submáximos.

5.3.3 Processamento e análise dos sinais

Os sinais EMG foram normalizados pelos valores médios de três repetições com 100% da CIVM, ou seja, os valores médios das submáximas divididos pelos valores médios da CIVM, multiplicado por 100. Estes foram obtidos com o voluntário sentado, realizando

contração estática do membro superior em adução de 0° graus e rotação neutra de ombro contra-resistência (McLEAN, et al., 2003).

Na análise da amplitude do sinal EMG normalizado, foram utilizados valores médios do RMS (Root Mean Square) obtidos pela janela móvel de 200ms, por meio do software EMG-Analysis Ver. 1.01 (EMG System do Brasil Ltda ®).

5.3.4 Análise estatística

Foi aplicado o teste estatístico não paramétrico de Wilcoxon, o qual possibilitou a comparação dos dados pré e pós tratamento do mesmo indivíduo com um nível de significância de $P < 0,01$.

5.4 Aquisição da postura

5.4.1. Postura para a prática do alongamento

O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal e membros inferiores semi- fletidos. O examinador permaneceu localizado posteriormente à cabeça do mesmo e realinhou a coluna torácica, cervical e a cabeça ao longo do eixo. (fig. 6)

Após essa conduta, o examinador se deslocou aos pés do voluntário recolocando o sacro ao longo de seu eixo. Para tanto, foi solicitada uma suave flexão dos joelhos, o qual ficou apoiado sobre uma pequena almofada, situada na região poplíteia até o terço médio da coxa. (fig. 7)

Posteriormente o examinador sentou-se atrás da cabeça do voluntário e com uma de suas mãos, apoiou a base do crânio e com a outra mão apoiou sobre o ombro correspondente ao músculo a ser alongado.

O alongamento foi obtido pelo afastamento das duas mãos e a intensidade foi aplicada conforme a resistência oferecida pelo tecido proposto. (fig. 8)

O período de manutenção do alongamento foi de 30 segundos com três repetições, e com um intervalo de 1 minuto entre os alongamentos.

6. RESULTADOS

6.1 Avaliação eletromiográfica

Os valores dos sinais eletromiográficos submáximos (7% da CIVM) foram normalizados em relação aos registros obtidos pela média na CIVM. Estes valores representam o *RMS*, o qual indica a ativação de unidades motoras recrutadas durante a tarefa realizada com a célula de carga proposta ao voluntário, como mostra a Tabela 1.

Foi aplicado o teste estatístico de Wilcoxon, comparando-se o valor pré ao valor pós-tratamento obtido do mesmo indivíduo. O nível de significância utilizado foi $p < 0,01$. (fig. 9)

Os resultados obtidos após a análise mostram-se estatisticamente significativos, houve uma diminuição dos valores de *RMS*, evidenciando que a atividade elétrica do músculo diminuiu após a técnica de alongamento miofascial aplicada em todos os voluntários.

Os voluntários realizaram também o teste com a ferramenta Peso. A tabela 2 mostra os resultados de *RMS* referentes a esses dados.

Os dados obtidos quando tratados com o teste estatístico, também se apresentaram significativamente menores na avaliação pós-tratamento com relação ao pré-tratamento (fig. 10).

De maneira a comparar a eficácia dos dois métodos de avaliação, buscou-se confrontar os resultados obtidos no pós-tratamento das técnicas aplicadas. Os resultados estão expressos na (fig. 11).

Os resultados obtidos no teste com a *célula de carga* foram estatisticamente maiores que os obtidos com o *peso*, demonstrando que o mecanismo neuromuscular de adaptação do músculo responde de forma distinta, quando uma mesma força é imposta sobre o mesmo, porém de forma desigual influencia nos resultados obtidos.

7. DISCUSSÃO

No que concerne ao propósito deste trabalho, obtivemos resultado significativo e sugerimos, portanto, a eficiência da técnica. No entanto, a diminuição da atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio, após a intervenção do alongamento miofascial, mostrou-se relacionada a alguns critérios adotados na metodologia, como: a escolha apropriada do músculo, que como é conhecido possui fibras do tipo I, a porcentagem da CIVM de acordo com o limiar de disparo desse tipo de fibra, o tempo de coleta utilizado nesse experimento e diferentes ferramentas de avaliação eletromiográfica, bem como parâmetros na aplicação da técnica.

A maioria dos estudos realizados com o método de alongamento apresenta propósitos distintos e direcionados a tarefas específicas, tais como comprimento, força e flexibilidade muscular (FOWLES, SALE, MAC DOUGALL, 2000; NELSON et al., 2001; TEODORI et al., 2003; CRAMER et al., 2007)

Entretanto, a avaliação do método de alongamento, sob condições de regimes terapêuticos, é pouco explorada, ou ainda, as pesquisas não simulam adequadamente o ambiente em que ocorre o desconforto muscular e as alterações posturais (SCHULTE et al., 2006). Desse modo, esse estudo se propôs a simular essas condições em busca de quantificar seus benefícios.

Tendo em vista esses fatores, o estudo buscou analisar as características funcionais e posturais do músculo trapézio, visto que o mesmo possui constante exposição contra a força da gravidade na estabilização mecânica da postura e na cintura escapular, o que favorece o aparecimento de sinais freqüentes de desconforto muscular (SOUCHARD, 1996; BLANGSTED et al., 2004).

Observamos na literatura resultados diferentes, no que concerne a eletromiografia

associada ao alongamento muscular.

Nelson et al., (2001); Camargo (2007) utilizaram técnicas distintas de alongamento a fim de analisar a força, e verificaram que houve a diminuição da mesma. Além disso, também concluíram que houve a diminuição do estresse viscoelástico dos tecidos biológicos envolvidos. Como consequência, desse fato, ocorre um aumento da dimensão do sarcômero na produção da sua força máxima, valor aproximado de $2\mu\text{m}$ (BARROSO; TRICOLI; UGRINO WITSCH, 2005; BANKOFF, 2007).

Em contrapartida Teodori et al.,(2003), comprovaram que o alongamento da musculatura inspiratória após uma única sessão de 20 minutos de estiramento global, promoveu aumento significativo de 15,8% na pressão máxima gerada pela respectiva musculatura.

Por sua vez, Sacco et al (2006), avaliaram em indivíduos saudáveis e com disfunção femoropatelar as alterações no padrão da atividade elétrica dos músculos vasto medial e vasto lateral, após um programa de alongamento de 5 semanas. Verificaram o aumento da atividade muscular, apenas no vasto medial em ambos os grupos quando avaliados em contração concêntrica e a diminuição, também, em ambos na atividade excêntrica.

Camargo (2007), também, detectou o aumento da atividade elétrica do iliocostal após uma intervenção imediata de alongamento global.

Como se depreende da literatura clássica e atual, esses achados nos dão indícios que os músculos apresentam peculiaridades particulares no que diz respeito a sua funcionalidade e morfologia. Dessa maneira os músculos respondem de maneira distinta a diferentes condições às quais são submetidos, no entanto, esses resultados podem ser diferentes, pela maneira que cada autor realizou seu protocolo de alongamento e a forma com que avaliou o músculo.

Após a intervenção do alongamento miofascial sobre o músculo trapézio, tomou-se o

cuidado de simular a força da gravidade, 7% da CIVM, de acordo com WESTGAARD, DE LUCA (2001), para posterior avaliação eletromiográfica. Após a realização do exame, verificou-se que o músculo respondeu de forma esperada. Nossos dados concordam com os encontrados pelo autor, o qual fez menção às fibras que atuam contra a gravidade. Ressaltou, ainda, que nessas situações o limiar de disparo é baixo e que isso se deve a sua exigência na estabilização do cingulo do membro superior e cabeça, contra essa força que é constante.

Westgaard, De Luca (2001), analisou o músculo trapézio durante uma simulação da força de gravidade que representa 7% na CIVM. Com base no exposto, os alongamentos que têm finalidade terapêutica em correções segmentares de músculos que atuam contra a força da gravidade devem respeitar esse valor, pois este percentual expressa o valor a que o indivíduo está constantemente exposto em seu ambiente. Os trabalhos que analisaram o músculo em termos de regime terapêutico, acima dessa porcentagem, devem ser vistos com cautela.

O tempo de coleta foi outro critério observado para esse tipo de experimento. Os autores que utilizaram nas condições de regimes terapêuticos, um período menor que 10 segundos para as coletas (PALOMARI et al., 2002), obtiveram a atividade muscular aumentada.

Acreditamos que esse tempo seja questionável, visto que em trabalhos realizados com reavaliações imediatas e no mesmo dia, o voluntário não possui tempo hábil para o aprendizado motor e necessita de feedback visual, por meio do computador, para nortear o percentual em peso ou em força, que é, por sua vez, estipulado pelo examinador. Esse critério é de grande importância visto que, até o indivíduo estabelecer essa porcentagem em força, há uma acentuada variação na amplitude do sinal eletromiográfico, até que o mesmo se adapte aos requisitos propostos pelo examinador. Como já mencionado, no presente estudo, foram coletados 10 segundos a 7% da CIVM e desprezados os 3 primeiros segundos (tempo de

adaptação) e os três últimos segundos, estes com intuito de se evitar a fadiga. Acreditamos que a conduta temporal adotada contribuiu na qualidade dos resultados e a significância dos mesmos. Entretanto o arcabouço temporal não está totalmente elucidado e torna-se importante a realização de novos estudos.

Com a finalidade de avaliar o músculo nas mesmas condições funcionais, porém com ferramentas distintas, *peso e transdutor de força*, os resultados obtidos foram sujeitos à comparação. Quando realizadas, a força exercida permaneceu constante à inicial, mas o músculo atuou em níveis distintos de controle motor pelo sistema nervoso central. Desta forma, nossos resultados demonstraram que, quando ambas as ferramentas foram comparadas frente ao método de alongamento, essas se comportaram estatisticamente significativas, indicando a redução da atividade elétrica do músculo. Entretanto, quando as ferramentas de avaliação foram comparadas separadamente, os valores do teste com célula de carga foram estatisticamente maiores que os valores de *RMS* do teste com o peso. Isto nos permite sugerir que este valor ocorreu devido aos diferentes tipos de controle motor do sistema nervoso central, uma vez que o transdutor de força está sob o controle do córtex cerebral (resposta consciente). Neste caso o indivíduo desconhece o peso em porcentagem estipulado pelo examinador, de maneira que até que o mesmo reconheça os dados estipulados, há nesta avaliação uma grande variação na amplitude do sinal eletromiográfico, justificando, portanto os maiores resultados de *RMS* obtidos quando comparados ao peso. Já o reconhecimento de peso pelo voluntário é de forma imediata, por meio de um arco reflexo medular (resposta inconsciente), justificando assim a menor amplitude do sinal eletromiográfico.

Camargo, (2007), submeteu 15 voluntários a terapia de alongamento global e, posteriormente, avaliou eletromiograficamente o músculo iliocostal em 30% e 60 % da CIVM pré e pós-tratamento. O autor verificou resultados não significantes, já os encontrados nos

nossos achados diferem do autor citado acima, que suportam a teoria de que a ação da gravidade exerce uma força sobre o músculo de 7% da CIVM como bem ressaltado por WESTGAARD, DE LUCA (2001).

Os resultados mostram um aumento na atividade eletromiográfica da porção descendente do músculo trapézio durante o pré-procedimento, e uma diminuição na atividade eletromiográfica do mesmo no pós-procedimento.

Esses resultados sugerem que a técnica de alongamento miofascial desempenha uma função na acomodação dos impulsos nervosos (aumento no limiar de disparo) da fibra intrafusar do tipo II, a qual é responsável em responder ao alongamento estático, o que possibilita aos tecidos musculares e conectivos se adaptarem ao novo comprimento.

Contudo, o estudo nos leva aos parâmetros utilizados na aplicação do método de alongamento como: duração, frequência e intensidade. Independentemente, esses parâmetros podem influenciar diretamente nos fusos intramusculares com conseqüente alteração na atividade muscular. Dessa forma nossas evidências estão concordes com Brandy, Sandres (2003), que salientou que o alongamento deve ser de forma lenta e gradual. A baixa velocidade evita a resposta miotática e modifica a atividade dos órgãos tendinosos de Golgi; e o tempo de manutenção deve ser proporcional à diminuição da tensão pelo tecido, de modo que haja adaptação da fibra muscular ao novo comprimento.

8. FIGURAS



Figura 1: Teste de Spurling



Figura 2: Teste de Distração



Figura 3 Teste da Artéria Vertebral



Figura 4: Módulo de aquisição - Myosystem-Br1



Figura 5: Tração da célula de carga fixa a uma base no chão próxima à cadeira.



Figura 6: Manipulação da torácica superior cervical e a cabeça ao longo do eixo.

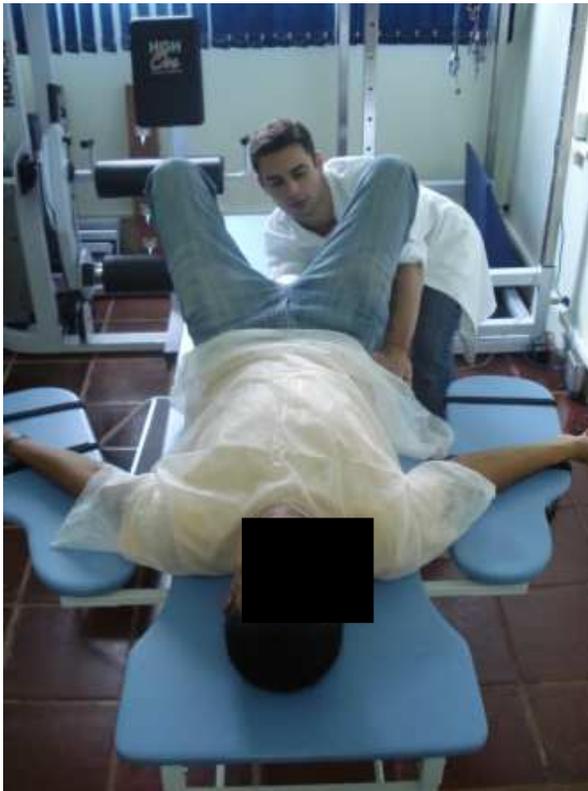


Figura 7: Recolocação do sacro ao longo de seu eixo.



Figura 8: Postura de alongamento.

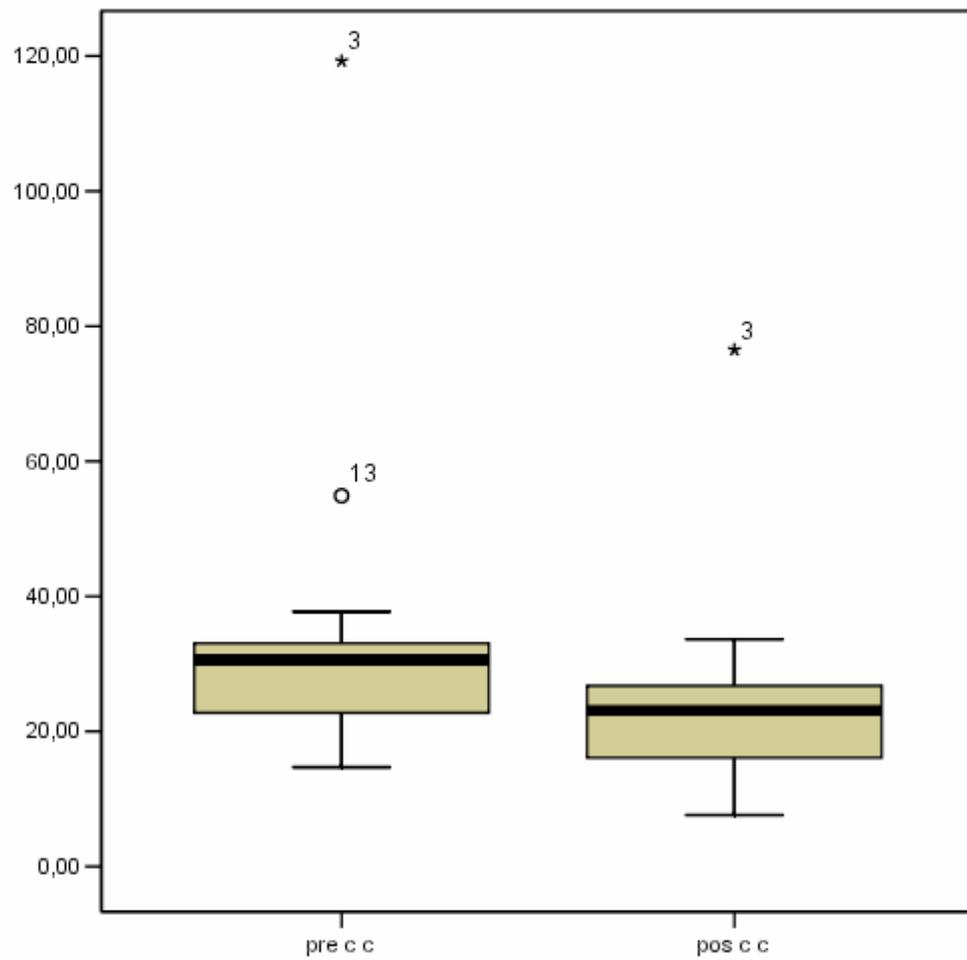


Figura 9: Gráfico referente à análise estatística dos valores de *RMS* com Célula de carga, pré e pós-tratamento. (legenda anexo III).

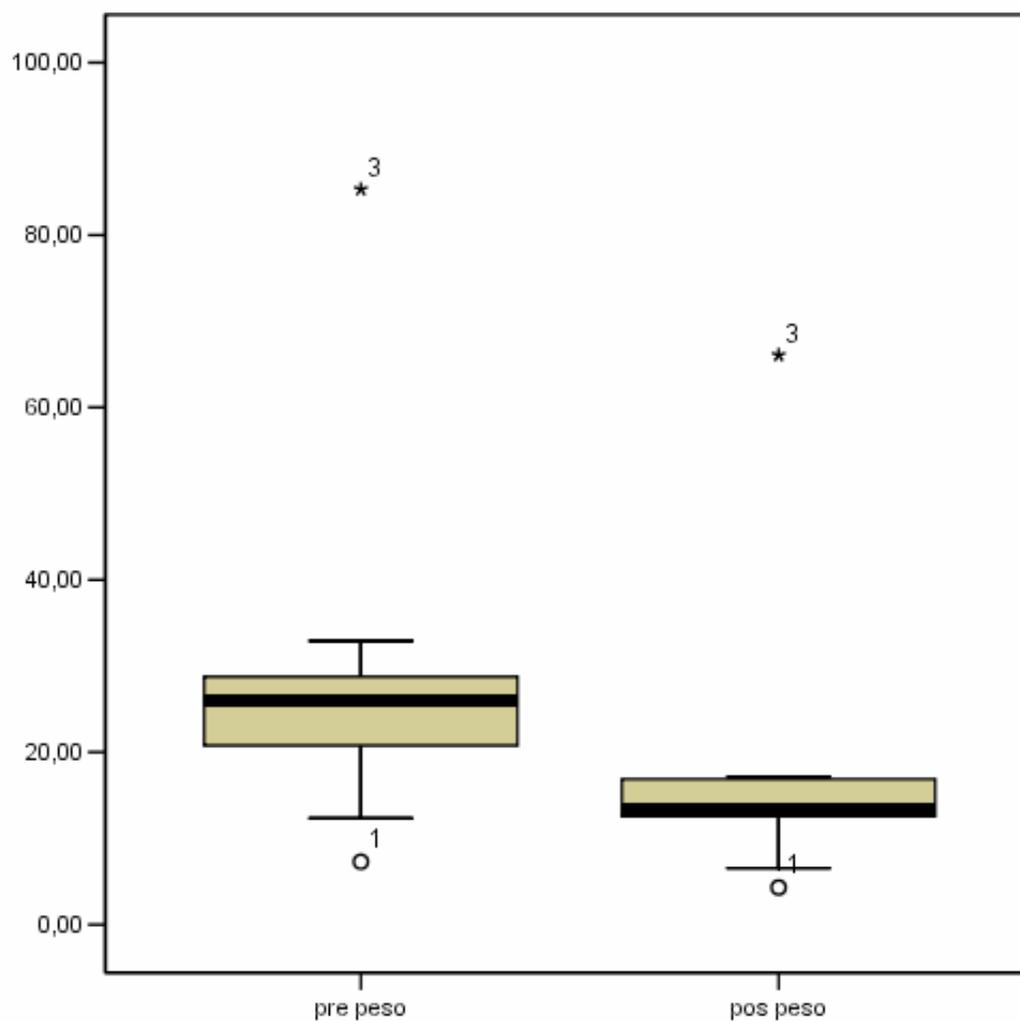


Figura 10: Gráfico referente à análise estatística dos valores de *RMS* com Peso, pré e pós-tratamento. (legenda anexo III).

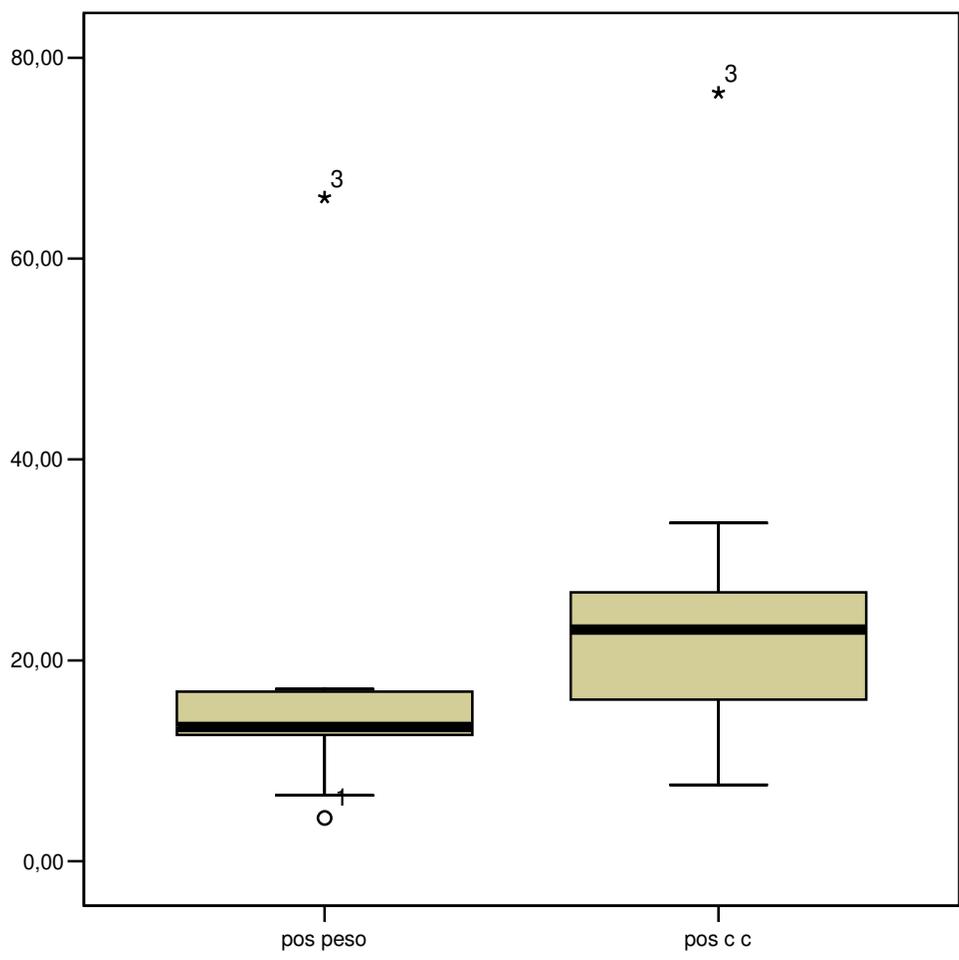


Figura 11: Gráfico referente à análise estatística dos valores de *RMS* com Peso pós-tratamento e Célula de carga pós-tratamento. (legenda anexo III).

9. TABELAS

Tabela 1: Valores de *RMS* – Célula de carga (pré e pós-tratamento)

Voluntario	RMS Pré- tratamento	RMS Pós tratamento
1	18,12	9,53
2	14,70	7,61
3	119,3	76,51
4	34,40	23,04
5	20,25	16,55
6	30,38	23,06
7	30,53	26,76
8	22,75	15,64
9	30,53	26,76
10	22,75	15,64
11	30,53	26,76
12	31,67	24,53
13	54,89	33,67
14	29,94	20,92
15	37,77	23,72

Tabela 2: Valores de *RMS* – Peso (pré e pós-tratamento)

Voluntário	<i>RMS</i> Pré-tratamento	<i>RMS</i> Pós-tratamento
1	7,29	4,30
2	12,32	6,56
3	85,31	66,08
4	26,33	16,97
5	32,92	17,13
6	26,86	17,13
7	25,97	12,56
8	16,76	13,36
9	25,97	12,56
10	16,76	13,36
11	25,97	12,56
12	27,65	14,03
13	24,79	11,04
14	29,87	12,59
15	31,06	16,79

10. CONCLUSÕES

De acordo com as condições experimentais e mediante os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- O método de alongamento miofascial diminuiu a atividade elétrica do músculo trapézio alterando a atividade do fuso muscular. Sugerimos que este fato seja em decorrência da acomodação dos impulsos nervosos (aumento no limiar de disparo) da fibra intrafusal do tipo II, a qual é responsável em responder ao alongamento estático, evitando a resposta miotática do músculo durante ao alongamento;
- O mecanismo neuromuscular alterou a atividade muscular, de tal modo, que esse fator pode ou não permitir que os tecidos muscular e conectivo exibam uma deformação dentro dos limites fisiológicos, e portanto, interferir na efetividade do método;
- Ocorre diferença na resposta eletromiográfica quando utilizamos diferentes ferramentas para avaliar o músculo, isso se deve ao fato de que músculo responde de maneira diferente a cada situação.
- Para um “ideal” registro eletromiográfico, deve-se simular, adequadamente, o limiar de disparo do tipo de fibra a ser analisada; além de ser levado em consideração o tempo de coleta.

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTER, M. J.,1996, **ciência da flexibilidade**. Artmed. São Paulo.

ALTER, M. J. **Ciência da flexibilidade**. 2.ed. Artmed, 1999.

ALLSEN, P. E; HARRINSON, J. M; BARBARA, V. **Exercício e qualidade de vida: uma abordagem personalizada**. 6.ed. Manole, 1999.

ANDREWS, J.;HARRELSON, G.; WILK, K. **Reabilitação física das lesões desportivas**. Guanabara koogan, 2000.

BANKOFF, A. D. P. **Morfologia e cineciologia: aplicada ao movimento humano**. Rio de Janeiro Guanabara Koogan, 2007.

BARROSO, R.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. **R. Brás Ci e Mov**, v.13, n.2, p.111-122, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their function revealed by electromyography**. Baltimore: Willians and Wilkins, 1985.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos. Fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico**. São Paulo : Summus, 1995.

BLANGSTED, A. K.; SOGAARD, K.;CHISTENSEN , H.; SJOGAARD, G. The effect of physical and psychosocial loads on the trapezius muscle activity during computer keying tasks and rest periods. **Eur. J. Appl. Physiol.** v. 91, p.253-258, 2004.

BRANDY, D. W.; SANDRES, B. **Exercícios terapêuticos: técnicas para intervenção**. Guanabara Koogan, 2003.

CAMARGO, L. C. C. Efeitos imediatos do alongamento global na retração da cadeia muscular posterior – resposta eletromiográfica, dinamometria e avaliação postural. **Tese de Mestrado, IB, Unicamp**, 2007

CLIFFORD, P., ANDRADE, C.K. **Massagem: Técnicas e resultados**. 1ed. Guanabara Koogan, 2003.

CORMACK, D. H. **Fundamentos de histologia** 9. ed. Guanabara Koogan,1996.

CRAMER, J. T.; BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; MASSEY, L. L.; MAREK, S.M.; DANGLEMEIER, S.; PURKAYASTHA. S.; CULBERTSON, J. Y.; FITZ, K. A.; EGAN, A. D.; Acute effects of static stretching on characteristic of the isokinetic angle- torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. **Journal of sports sciencens**, v. 25, n.6, p.687-698, apr.2007.

CULAV, E.M.; CLARK, C.H.; MERRILEES, M.J. Connective tissues: Matrix composition and its relevance to physical therapy. **Phys Ther**, v.79, n.3, p.308-119, 1999.

DE DAYNE, P.G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Phys Ther**, v.81, n.2, p.819-27, 2001.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Applied Biom.**, v.13,p.135-163,1997.

DURIGON, O.F.S. Alongamento muscular. Pt II – A interação mecânica. **Rer Fisioter Univ São Paulo**, v.2, n.2, p.2-8, 1995.

ENGLES, M. **Tissue response**. In: DONATELLI, R.A.; WOODEN, M.J. **Orthopaedic Physical Therapy**. 3.ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, p.1-24, 2001.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecanicas da cinesiologia**, são Paulo:Manole. 2000.

FELAND, J.B., MYRER, J.W., SCHULTHIS, S.S., FELLINGHAM, G.W., MEASON, G.W. The effect of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Phy Ther**, v.81, n.5, p.1110-1117, 2001.

FOWLES, J. R.; SALE, D. G.; MAC DOUGALL, J. D. Reduced strength afear passive stretch of the human plantarflexors. **J. Appl. Physiol.** v. 89, p. 1179-1188, 2000.

GARDNER, E., GRAY, D.J., O'RAHILLY, R. **Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano**. 4 ed. Guanabara Koogan, 1975.

GARTNER, L.P., HIATT, J.L. **Texto e atlas de histologia**. 2 ed. Guanabara Koogan, 2002.

GUIRRO, R. et al. Alterações do sinal mioelétrico decorrentes do alongamento muscular. In: **CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA**, 9., 2001, São Paulo. Anais São Paulo, p. 245-250. 2001.

GUIRRO, E.; GUIRRO, R. **Fisioterapia dermatofuncional, fundamentos recursos e patologias**. 3. ed. Manole, 2002.

GUYTON, A.C. **Neurociência básica: Anatomia e fisiologia**. 2 ed. Guanabara Koogan, 1993.

HALL. S. J. **Biomecânica básica**. 3. ed. Guanabara Koogan, 2000.

HALL, M. C; BRODY, T. L. **Exercícios terapêuticos: na busca da função**. Guanabara Koogan, 2001.

HUIJING, P. A. Mechanical muscle models. **The Encyclopedia of Sports Medicine III: Strength and Power in Sports**. P. V. KOMI (Ed.) Oxford: Blackwell Scientific, , pp. 130-150. 1992.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 9. ed. Guanabara Koogan, 1999.

KELLER, T. S.; COLLOCA, C. J. Mechanical force spinal manipulation increases trunks muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 23, n. 9, p. 585-595, 2000.

KISNER, C; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 3. ed. Manole, 1998.

KLINGE, K.; MAGNUSSENS, P.; SIMONSENS, E. B.; AAGAADA, P.; KLAUSEN, K.; KJAER, M., The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 25. n. 5, p. 710-16, 1997.

KNOTT, M., VOSS, D. **Proprioceptive neuromuscular facilitation: Patterns and techniques**. Harper and Row, 1968.

LIER, M. B.; WINSTEIN, C. Centros motores: Centros inferiores. In: COHEN, H. **Neurociência para fisioterapeuta: Incluindo correlações clínicas**. 2. ed. São Paulo: Manole, p. 209-242, 2001.

LORENZ, T.; CAMPELLO, M. **Biomechanics of skeletal muscle**. In: Nordin M, Frankel VH. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, p.148-74, 2001.

LUNDON, K. **Orhopedic rehabilitation science: Principles for clinical management of nonmineralized connective tissue**. St. Louis: Butterworth Heinemann, 2003.

MAGEE, J. D. **Avaliação Musculoesquelética**, 4ed, Editora Manole, 2005.

MARQUES, A. P. Reeducação postural global: um programa de ensino para a formação do fisioterapeuta. Tese de Doutorado em Psicologia Experimental - Universidade de São Paulo, São Paulo/SP, 1994.

MARQUES, A. P. Escoliose tratada com Reeducação Postural Global. **Revista Fisioter. Univ. São Paulo**, v. 3, n. ½, p. 65-68. Jan/Dez. 1996.

MARQUES, A. P. **Cadeias musculares: um programa para ensinar avaliação fisioterapêutica global**. São Paulo: Manole, 2000.

McLEAN, L.; CHISLETT, M.; KEITH, M.; MUPHY, M.; WALTON, P.; The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. **Journal of Electromyography and kinesiology**. v.13, p.169-180, 2003.

NELSON AG, KOKKONEN J, ELDREDGE C, COMWELL A, GLICKMAN-WEISS E. Chronic stretching and running economy. **Scand J Med Sci Sports** 2001;11:260-265.

NORDIN, M.; LORENZ, T.; CAMPELLO, M. Biomechanics of tendons and ligaments. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, Cap 4. p.102-25, 2001.

ÖSKAYA, N.; LEGER, D. **Introduction to Biomechanics: Basic terminology and concepts**. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, Cap 1. p.2 – 16, 2001.

PALMERUD, G. SPORRONGS H, HERBERT P, KADEFORS R.. Consequences of trapezius relaxation on the distribution of shoulder muscle forces: an electromyographic study. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 8, p. 185-193, 1998.

PALOMARI, E.T ; VITTI, M ; TOSELLO, D. ; SEMPRINI, M. ; RODRIGUES JR, A. L. . Electromyography study of the masseter muscle in individuals with class II malocclusion. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Estados Unidos, v. 42, p. 71-77, 2002.

PORTNEY, L.; O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J Eletromiografia e testes de velocidade da condução nervosa. In: **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, p. 183-223, 1993.

POWERS, K. S.; HOWLEY, T. E.; **Fisiologia do Exercício**. Manole, 2000.

ROSA, G.; GABAN, G.; PINTO, L.. Adaptações morfofuncionais do músculo estriado esquelético relacionado a postura e o exercício físico. **Fisioterapia Brasil**, v. 3, n. 2, p. 100 – 107, 2002.

ROSÁRIO, J.L.R., MARQUES, A.P., MALUF, S.A. Aspectos clínicos do alongamento: Uma revisão da literatura. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.8, n.1, p.83-88, 2004.

SALVINI, T. F., 2000, Plasticidade e adaptação Postura do músculo esquelético. In: MARQUES, A. P., **Cadeias musculares – um programa para ensinar avaliação fisioterapêutica global**. Manole. São Paulo.

SCHULTE, E. et al. Comparison of the electromyographic activity in the upper trapezius and biceps brachii muscle in subjects with muscular disorders: a pilot study. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, p. 185-193, 2006.

SHANKAR, KAMALA. **Prescrição de exercícios**. Guanabara Koogan, 2002.

SHRIER, I. & GLOSSAL, K., 2000, Myths and truths of stretching. **Physician and sports Medicine**; 28 (8); 57-62.

SOUCHARD, P. E. **O stretching global ativo: a reeducação postural global a serviço do esporte.** Tradução: Sônia Pardellas. São Paulo: Manole, 1996.

TABARY, J. C., TABARY, C., TARDIEU, C., TARDIEU, G. & GOLDSPINK, G., 1972, Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster cast. **Journal of Physiology**, 224(1)231-44.

TEODORI, R. M.; MORENO, M. A.; FIORE JUNIOR, J. F.; OLIVEIRA, A. C. S. Alongamento da musculatura inspiratória por intermédio da reeducação Postural Global (RPG). **Revista brasileira de Fisioterapia**, v. 7, n. 1, p. 25-30, 2003.

TAYLOR, D. C. DALTON, J. D. J., SEABER, A. V., GARRET, W. E. J., Viscoelastic properties of muscle-tendon units. **Am Journal sport Med**, 1990; 18:300-309.

VASSELJEN, O. JR; WESTGAARD, R. H. Can stress-related shoulder and neck pain develop independently of muscle activity? **Pain**, v.64, p. 221-230, 1995.

WALLIN, D.; EKBLUM, B.; GRAHN, R.; NORDENBORG, T. Improvement of muscle flexibility: a comparison between two techniques. **Am J Sports Méd**, p. 263 – 268, 1985. *apud*: FRONTERA, W. R.; DANSON, D.M.; SLOVIK, D. M. **Exercício Físico e Reabilitação**. Artemed, 2001.

WARREN, C.G., LEHMANN, J.F., KOBLANSKI, J.N. Hit and stretch procedures: an evaluation using rat tail tendon. **Arch Phys Med Rehabil**. v.57, n.3, p.122-126, 1976.

WESTGAARD R. H. ; DE LUCA C. J. Motor Control of Low-Threshold Motor Units in the Human Trapezius Muscle **J Neurophysiol** 85:1777-1781, 2001.

ZORZETTO, N. L. **Curso de anatomia humana**. 5. ed. Edipro, 1993.

12. ANEXOS

Anexo I

CONSENTIMENTO FORMAL DOS VOLUNTÁRIOS QUE PARTICIPARÃO DA PESQUISA: “Análise da atividade eletromiográfica do músculo trapézio após intervenção do alongamento miofascial”

RESPONSÁVEL PELO PROJETO: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora) e Ivan Luiz de Souza Pires (Pós-Graduando em Biologia celular e Estrutural, nível Mestrado, área de concentração Anatomia)

Eu, _____,

_____ anos de idade, RG: _____, residente à Rua e/ou Av:

_____, Cidade

_____, voluntariamente concordo em participar da pesquisa acima mencionada, que será detalhada a seguir, e sabendo que para sua realização as despesas monetárias serão de responsabilidade dos responsáveis pela pesquisa.

É de meu conhecimento que esta pesquisa será desenvolvida em caráter de pesquisa científica e objetiva avaliar a atividade elétrica do músculo trapézio (músculos do ombro).

Estou ciente que esse método de diagnóstico se caracteriza pela utilização de eletrodos que serão fixados sobre a pele (em cima dos músculos já referidos). Já fui informado que esses eletrodos se assemelham a pequenos pedaços de fitas adesivas, e, portanto não oferecem nenhum tipo de risco para minha pele.

Também estou informado que para a realização desse exame, terei que ficar com o ombro e o braço desnudo (sem nenhum tipo de roupa) para que possam ser fixados os eletrodos. Concordo, sem nenhuma restrição, que essa situação não irá me causar nenhum tipo de constrangimento.

Sei que, mesmo assinando esse termo de compromisso, e tendo total conhecimento dos procedimentos que deverão ser realizados, poderei, a qualquer momento, deixar de participar da pesquisa, sem que isso possa causar-me qualquer tipo de prejuízo ou aborrecimento.

Estou ciente ainda de que, as informações obtidas durante as avaliações eletromiográficas, serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. As informações assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, desde que a minha privacidade seja sempre resguardada.

Contudo, informo que li e entendi todas as informações precedentes, sendo que eu e os responsáveis pela pesquisa já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes desta, onde as dúvidas futuras que possam vir a ocorrer poderão ser prontamente esclarecidas, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a realização dos exames.

Comprometo-me, na medida das minhas possibilidades, participar dessa pesquisa, visando além do benefício do diagnóstico, colaborar para um bom desempenho do trabalho científico dos responsáveis por essa pesquisa.

Campinas, de de 200_.

Voluntário

Mestrando: Ivan Luiz de Souza Pires

Dep. de Anatomia – Unicamp

Fone: (0xx19) 3521 6102

Anexo II

Ficha de Avaliação

Nome: _____

Sexo: () M () F

Idade: _____ Peso: _____ Altura: _____

Estado civil: () solteiro(a) () casado(a)

Fone: _____; Celular: _____

Endereço: _____

Data da avaliação: _____

Profissão: _____

Sofreu algum acidente? () sim () não

Pratica algum esporte? () sim () não

Existe alguma queixa ou algum problema de saúde?

() sim () não

Observações complementares

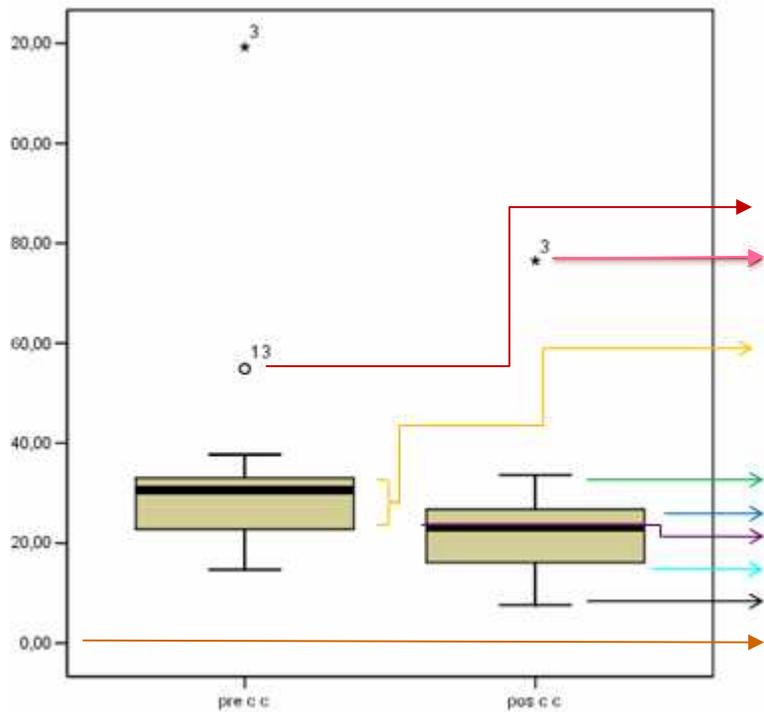
_____.

*** Testes Específicos**

Testes	Positivo	Negativo
Teste de Spurling		
Teste de distração		
Teste de Maigne		

Anexo III

Interpretação para a leitura dos gráficos



- Observação com valor extremo
- Intervalo interquartilico entre 75° e 25° percentil
- Valor adjacente superior
- 75° percentil ou 3° quartil
- 50° percentil ou 2° quartil
- 25° percentil ou 1° quartil
- Valor adjacente inferior
- Voluntario com valor maior que maioria dos demais voluntários
- Valores de RMS

13. ARTIGO A SER SUBMETIDO
Complementary Therapies In Clinical Practice

Análise da atividade eletromiográfica do músculo trapézio após intervenção do alongamento miosfacial.

Ivan Luiz de Souza Pires ^a

Mestrando do Programa de Pós-Graduação Em Biologia Celular e Estrutural, Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas (Unicamp).

Evanisi Teresa Palomari

Professora Doutora, responsável pelo Laboratório de Eletromiografia e Controle Motor, Departamento de Anatomia Instituto de Biologia , Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

Flávia Da Ré Guerra

Doutoranda do Programa de Pós-Graduação Em Biologia Celular e Estrutural, Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Marcos dos Santos de Almeida

Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural, Instituto de biologia, Universidade Estadual de Campinas (Unicamp).

Fabiano Politti

Doutor em Anatomia pelo Instituto de Biologia, Unicamp e professor da Unisantana, SP

^a Departments of Anatomy, Cell Biology and Physiology and Biophysics do Instituto de Biologia - State University of Campinas (Unicamp) Brazil, , Cx Postal 6109, CEP 13084-971, Campinas e SP,Brazil.

E-mail:epaloma@unicamp.br (Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Biologia,

Departamento de Anatomia. Unicamp 13083-970 - Campinas, SP – Brasil Telefone: +55 19

35216105

RESUMO

Analisou-se por meio da eletromiografia como o mecanismo neuromuscular do músculo trapézio respondeu ao método terapêutico de alongamento miofascial. Fizeram parte da pesquisa quinze voluntários de ambos os sexos, faixa etária entre 20 e 35 anos, não praticante de atividade específica para os membros superiores e sem história prévia de distúrbios da coluna cervical. Para determinar o grupo experimental e avaliar os efeitos da intervenção, foram realizadas avaliações eletromiográficas, pré e pós-procedimento de alongamento miofascial e, posteriormente, comparadas. Para análise eletromiográfica foram utilizados eletrodos de superfície fixados sobre a porção descendente do músculo trapézio. Os indivíduos permaneceram sentados em uma cadeira de teste e realizaram elevação do ombro contra resistência oferecida por meio de duas ferramentas distintas: 1 - transdutor de força (célula de carga) e, 2 - peso, ambos simularam a força da gravidade. Os resultados demonstraram diminuição da atividade muscular quando comparada ao pré-procedimento ($p < 0,01$).

Introdução

A flexibilidade é essencial ao ser humano, visto que a expressibilidade corpórea se dá por meio do movimento (FELAND et al., 2001).

Os hábitos sedentários são os maiores responsáveis pela perda da flexibilidade, resultando na adaptação dos tecidos conectivos, o que contribui para movimentos corporais incorretos. Esse fator gera estresse mecânico e predispõe lesões do aparelho locomotor (ALLSEN et al., 1999).

Tendo em vista esses fatores, existem manobras terapêuticas que contribuem para restituir a flexibilidade e, portanto, são indicadas na prevenção e correção de desvios posturais (ROSÁRIO, MARQUES, MALUF, 2004). Dentre as manobras em voga, destaca-se o alongamento muscular.

O crescente conhecimento das interações moleculares entre as estruturas intra e extracelulares implicou em mudanças no conceito de funcionalidade muscular.

Portanto, o músculo passou a ser considerado uma unidade dependente das estruturas adjacentes; nervos, vasos sanguíneos e diferentes tipos de tecido conectivo (ENGLES, 2001). Desse modo, contribuiu para o surgimento de novas evidências relacionadas ao alongamento muscular.

Por meio da visão pormenorizada das novas tendências sobre conceito de funcionalidade muscular, começou a ser difundida a técnica de alongamento miofascial. Essa técnica foi fundamentada na teoria das fáscias musculares, a qual propõe gerar tensão nestas e na musculatura, a fim de restituir a flexibilidade e a diminuição do tônus muscular (CLIFFORD & ANDRADE, 2003).

A íntima relação do músculo com seu respectivo componente conectivo, fáscia muscular, dispõe-se de forma ideal para uma efetiva transferência da tração para as inserções musculares (CORMACK, 1996).

Desse modo, é necessário considerar a fáscia como um elemento inerente ao músculo e indissociável (HUIJING, 1992; BIENFAIT, 1995).

Embora os mecanismos envolvidos no aumento da flexibilidade ainda não estejam completamente elucidados, a efetividade do alongamento tem sido atribuída a fatores como os biomecânicos, moleculares e neuromusculares (DE DAYNE, 2001).

Os mecanismos moleculares estão relacionados à indução de sinais biológicos para síntese de novas proteínas com conseqüente aumento do número de sarcômeros em série (DE DAYNE, 2001). Por seguinte, os mecanismos biomecânicos estão relacionados à reorganização das fibras de colágeno e uma redistribuição dos constituintes da matriz extracelular (CULAV, CLARK, MERRILEES, 1999; ENGLER, 2001), caracterizando a propriedade viscoelástica dos tecidos biológicos.

Essas características não podem ser consideradas como entidades independentes, portanto, é necessário considerar o mecanismo neuromuscular como fator contribuinte para essas premissas (ENGLER, 2001).

Em face do exposto, o presente estudo se propôs a analisar por meio da eletromiografia como o mecanismo neuromuscular contribuiu para a eficiência do método terapêutico de alongamento miofascial, sobre a porção descendente do músculo trapézio, a fim de quantificar e estabelecer parâmetros na utilização do método.

Materiais e Métodos

Voluntários

A amostra foi composta por 15 voluntários adultos sedentários, com idade média de 24,5 anos (3,7), altura média de 1,68 m (0,07), peso médio de 66,5 Kg (2,08). Fizeram parte do grupo experimental, voluntários que não apresentavam história prévia de distúrbios da coluna cervical, não praticavam treinamento específico para os membros superiores e, para comprovar a normalidade dos voluntários foram utilizados testes específicos de avaliação da coluna cervical: Teste de Compressão da coluna cervical (Teste de Spurling), Teste de Distração, Teste para artéria vertebral (MAGEE, 2005).

Os voluntários assinaram um Termo de Consentimento, conforme necessário pela Resolução n ° 196/96 emitido pelo Conselho Nacional de Saúde e previamente provado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Campinas. Cada voluntário foi informado dos efeitos e riscos do estudo antes de seu consentimento.

Equipamento

Para a aquisição dos sinais biológicos foi utilizado um módulo da marca DataHominis Tecnologia[®], modelo Myosystem-BR1_P84, com oito canais EMG e quatro canais auxiliares, consistindo de um filtro passa alta de 15 Hz, filtro passa baixa 1000 Hz e resposta linear de 20 Hz a 2 KHz. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada em 16 bits de resolução, com amostragem e retenção simultânea dos canais em modo burst e taxa de aquisição por canal de até 4 KHz. Para as coletas realizadas adotou-se uma frequência de

amostragem de 2000 Hz. Para a captação dos sinais EMG foram utilizados eletrodos ativos bipolares. O ganho desses eletrodos foi ajustado por meio do software, o que permitiu 576 níveis para ajuste entre 0,625 a 800 vezes e apresentava um ganho de 20 vezes. Um canal auxiliar do sistema de aquisição foi ativado para utilização da célula de carga (Alfa Instrumentos®) com capacidade de 200 Kgf. Esse canal possuía uma corrente máxima para circuitos de condicionamento externos de $\pm 10\text{mA}$, impedância de entrada de 108 Ohms/2pF, corrente de bias de entrada de $\pm 150\text{nA}$ Max, proteção contra sobretensões de +5Vdc, um ganho de entrada de 1.0, filtros passa baixa para eliminação de ruídos de 1kHz e resposta linear de 0 Hz a 1 kHz.

Preparo do protocolo experimental

Nesse estudo foram utilizados eletrodos ativos de superfície fixados sobre a porção descendente do músculo trapézio a 2 cm lateral do ponto médio da linha traçada entre a borda posterior do acrômio e a sétima vértebra cervical (McLEAN, et al., 2003).

Antecedendo a colocação dos mesmos, os locais foram previamente preparados com álcool 70% para a eliminação de resíduos gordurosos, seguindo-se de esfoliação da pele por meio de um tablete seco-preparador de pele (Dry Prep Pad, Bio-logic Systems Corp®) e nova limpeza com álcool.

O eletrodo de referência foi posicionado no processo espinhoso de C7, untado com gel eletrocondutor Lectron II (Pharmaceutical Innovations®) a fim de aumentar a capacidade de eletrocondução e impedir o efeito de interferência de ruídos externos (De LUCA, 1997).

Durante o experimento, o voluntário permaneceu sentado, cabeça direcionada segundo o plano de Frankurt (Palomari et al. 1996; 2002), membros superiores apenas lateralmente ao tronco e inferiores unidos e sobre uma plataforma revestida por borracha, que teve como finalidade evitar a relação do mesmo com o solo, e conseqüentemente, diminuir eventuais interferências.

O voluntário realizou 3 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de 3 segundos a partir da contra-resistência oferecida pela célula de carga e com intervalo entre as coletas de 2 minutos (Fig.11).

Em seguida, os voluntários realizaram 2 experimentos distintos, utilizando os mesmos percentuais (7% da CIVM), entretanto, com diferentes ferramentas, como transdutor de força (célula de carga) e peso, para posteriormente compará-los. No caso das comparações, a força exercida era a mesma, mas o músculo estava em níveis distintos de controle motor pelo sistema nervoso.

Primeiramente, o voluntário tracionou a célula de carga realizando uma elevação do ombro até uma linha traçada a partir da altura de C7 atingindo 7% da CIVM. Esta situação criada teve o intuito de simular a força da gravidade, segundo De Luca (2001). Para tanto, o tempo de cada coleta foi de 10 segundos, sendo os valores mantidos por meio de feedback visual, e descanso de 2 minutos entre as coletas. Em seguida, o voluntário realizou o mesmo protocolo descrito anteriormente, entretanto a célula de carga foi substituída pelo peso, o qual apresentava as mesmas porcentagens, utilizando, agora, a unidade de medida em Kgf.

Em seguida, os voluntários foram submetidos aos procedimentos terapêuticos de alongamento miofascial, e posteriormente foram realizados os mesmos testes submáximos.

Processamento e Análise dos Sinais

Os sinais EMG foram normalizados pelos valores médios de três repetições com 100% da CIVM. Estes resultados foram obtidos com o voluntário sentado, realizando contração estática do membro em adução de 0° graus e rotação neutra de ombro e contra-resistência (McLEAN, et al., 2003).

Na análise da amplitude do sinal EMG normalizado, foram utilizados valores médios do RMS (Root Mean Square) obtidos pela janela móvel de 200ms, por meio do software Myosystem-BR1_P84 (DataHominis Tecnologia®).

Análise estatística

Foi aplicado o teste estatístico de Wilcoxon, com um nível de significância de $P < 0,01$.

Aquisição da Postura

Postura para a prática do alongamento

O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal e membros inferiores semi- fletidos. O examinador permaneceu localizado posteriormente à cabeça do mesmo e manipulou a torácica superior cervical e a cabeça ao longo do eixo. fig (I).

Após essa conduta, o examinador se deslocou aos pés do voluntário recolocando o sacro ao longo de seu eixo. Para tanto, foi solicitada uma suave flexão dos joelhos, o qual ficou apoiado sobre uma pequena almofada, situada na região poplíteia até o terço médio da coxa.

Novamente, o examinador sentou-se, posteriormente, à cabeça do voluntário e com uma de suas mãos, prendeu a base do crânio e com a outra mão apoiou sobre o ombro correspondente ao músculo alongado o (membro dominante). O alongamento foi obtido pelo afastamento das duas mãos e a intensidade foi aplicada conforme a resistência oferecida pelo tecido proposto.

O período de manutenção do alongamento foi de 30 segundos com três repetições, e com um intervalo de 1 minuto entre as etapas da técnica.



Fig (I): Manipulação da torácica superior cervical e a cabeça ao longo do eixo.

Resultados

Avaliação eletromiográfica

Os valores da atividade eletromiográfica representados em *RMS*, indicam a ativação das unidades motoras recrutadas durante a tarefa realizada com a célula de carga imposta ao voluntário. Após o tratamento estatístico desses dados, o que seguiu o teste de Wilcoxon, os mesmos se mostraram estatisticamente significativos, pois houve diminuição dos valores de *RMS*, mostrando, com isso, que a atividade elétrica do músculo diminuiu após a técnica de alongamento miofascial aplicada em todos os voluntários. (Gráfico 1)

Os voluntários realizaram também o teste com a ferramenta Peso. Os dados obtidos, quando tratados com o mesmo teste estatístico, também se apresentaram significativamente menores na avaliação pós-tratamento comparado ao pré-tratamento. (Gráfico 2).

De maneira a comparar a eficácia dos dois métodos de avaliação, buscou-se confrontar os resultados obtidos no pós-tratamento das técnicas aplicadas. Os resultados estão expressos no gráfico 3.

Os resultados obtidos no teste com a célula de carga são estatisticamente maiores que os resultados obtidos com o peso, demonstrando que o fator neuromuscular de adaptação do músculo, altera de acordo com a maneira que a força é empregada ao músculo, influenciando, portanto, nos resultados obtidos.

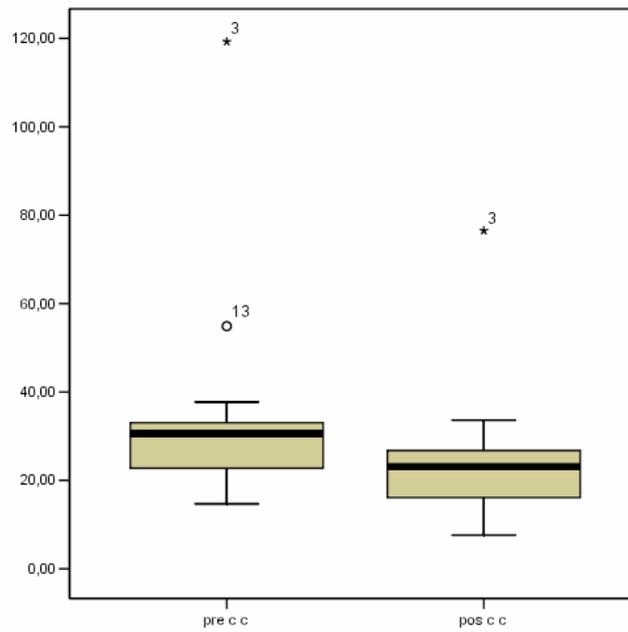


Gráfico 1: Gráfico referente à análise estatística dos valores de *RMS* com Célula de carga, pré e pós-tratamento.

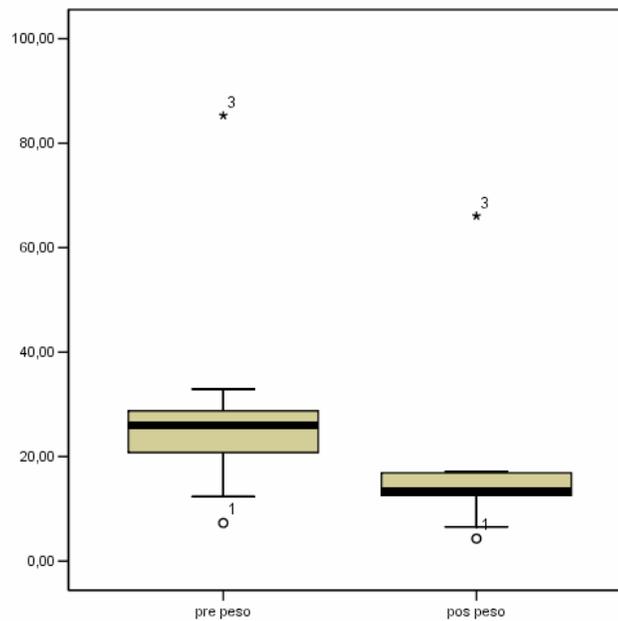


Gráfico 2: Gráfico referente à análise estatística dos valores de *RMS* com Peso, pré e pós-tratamento.

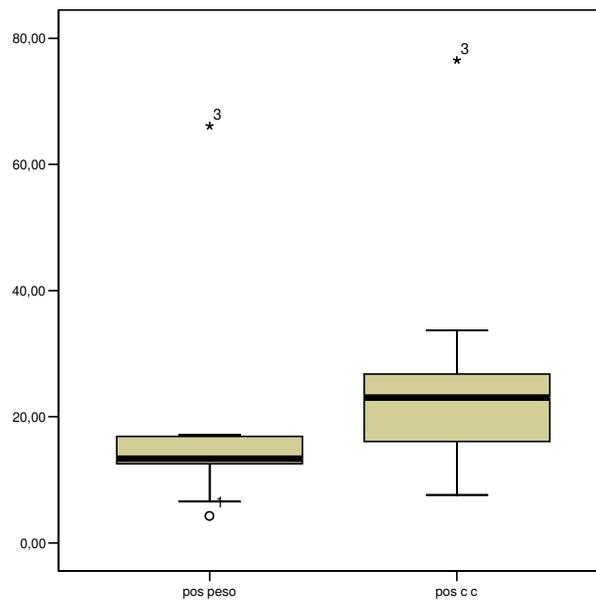


Gráfico 3: Gráfico referente à análise estatística dos valores de *RMS* com Peso pós-tratamento e Célula de carga pós-tratamento.

Discussão

Com a finalidade de avaliar a eficiência da técnica de alongamento miofascial e como o fator neuromuscular contribui para os achados, o músculo foi analisado nas mesmas condições funcionais, porém com ferramentas distintas, peso e transdutor de força. Posteriormente, os resultados obtidos foram sujeitos à comparação. Quando realizadas, a força exercida permaneceu constante, mas o músculo atuou em níveis distintos de controle motor pelo sistema nervoso central. Desta forma, nossos resultados demonstraram que, quando ambas as ferramentas foram comparadas frente ao método de alongamento, essas se comportaram estatisticamente significativas, o que indicou uma redução da atividade elétrica do músculo. Entretanto, quando as ferramentas de avaliação foram comparadas, os valores do teste com célula de carga foram estatisticamente maiores que os valores de *RMS* do teste com

o peso. Isto nos permite sugerir que este valor ocorreu devido aos diferentes tipos de controle motor do sistema nervoso central, uma vez que o transdutor de força está sob o controle do córtex cerebral (resposta consciente). Já o reconhecimento de peso pelo voluntário é de forma imediata, por meio de um arco reflexo medular (resposta inconsciente), justificando assim a menor amplitude do sinal eletromiográfico.

Camargo, (2007), submeteu 15 voluntários a terapia de alongamento global e avaliou eletromiograficamente o músculo iliocostal em 30% e 60 % da CIVM pré e pós-tratamento. O autor verificou resultados não significantes, diferindo de nossos achados, que suportam a teoria de que a força da gravidade exerce uma força sobre o músculo de 7% da CIVM como ressaltado por Westgaard, De Luca (2001).

Os resultados mostraram um aumento na atividade eletromiográfica da porção descendente do músculo trapézio durante o pré-procedimento e uma diminuição na atividade eletromiográfica do mesmo no pós-procedimento.

Esses resultados sugerem que a técnica de alongamento miofascial desempenhou uma função na acomodação dos impulsos nervosos (aumento no limiar de disparo) da fibra intrafusar do tipo II, a qual é responsável em responder ao alongamento estático, o que possibilita aos tecidos musculares e conectivos se adaptar ao novo comprimento.

Contudo, o estudo nos leva a parâmetros utilizados na aplicação do método de alongamento como: duração, frequência e intensidade e que, independentemente, podem influenciar diretamente nos fusos intramusculares com conseqüente alteração na atividade muscular concordando com Brandy, Sandres (2003), no qual ressaltou que o alongamento deve ser de maneira lenta e gradual. A baixa velocidade evita a resposta miostática e modifica a atividade dos órgãos tendinosos de Golgi. Assim, o tempo de manutenção deve ser

proporcional à diminuição da tensão pelo tecido, de modo que haja adaptação da fibra muscular ao novo comprimento.

Conclusão

De acordo com as condições experimentais e mediante os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- O método de alongamento miofascial diminuiu a atividade elétrica do músculo trapézio alterando a atividade do fuso muscular. Sugerimos que este fato tenha se dado em decorrência da acomodação dos impulsos nervosos (aumento no limiar de disparo) da fibra intrafusal do tipo II, a qual é responsável em responder ao alongamento estático, evitando a resposta miotática do músculo durante ao alongamento;
- O mecanismo neuromuscular alterou a atividade muscular, de tal modo, que esse fator pode ou não permitir que os tecidos muscular e conectivo exibam uma deformação dentro dos limites fisiológicos, e, portanto, interferir na efetividade do método;
- Para um “ideal” registro eletromiográfico, deve-se simular, adequadamente, o limiar de disparo do tipo de fibra a ser analisada; além de ser levado em consideração o tempo de coleta.

Referências Bibliográficas

ALLSEN, P. E; HARRINSON, J. M; BARBARA, V. **Exercício e qualidade de vida: uma abordagem personalizada.** 6.ed. Manole, 1999.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos. Fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico.** São Paulo : Summus, 1995.

BRANDY, D. W; SANDRES, B. **Exercícios terapêuticos: técnicas para intervenção.** Guanabara Koogan, 2003.

CAMARGO, L.C.C Efeitos imediatos do alongamento global na retração da cadeia muscular posterior – resposta eletromiográfica, dinamometria e avaliação postural. **Tese de Mestrado, IB, Unicamp, 2007**

CLIFFORD, P., ANDRADE, C.K. **Massagem: Técnicas e resultados.** 1ed. Guanabara Koogan, 2003.

CORMACK, D. H. **Fundamentos de histologia** 9. ed. Guanabara Koogan,1996.

CULAV, E.M.; CLARK, C.H.; MERRILEES, M.J. Connective tissues: Matrix composition and its relevance to physical therapy. **Phys Ther**, v.79, n.3, p.308-119, 1999.

DE DAYNE, P.G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Phys Ther**, v.81, n.2, p.819-27, 2001.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Applied Biom.**, v.13,p.135-163,1997.

ENGLES, M. **Tissue response.** In: DONATELLI, R.A.; WOODEN, M.J. **Orthopaedic Physical Therapy.** 3.ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, p.1-24, 2001.

FELAND, J.B., MYRER, J.W., SCHULTHIS, S.S., FELLINGHAM, G.W., MEASON, G.W. The effect of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Phy Ther**, v.81, n.5, p.1110-1117, 2001.

HUIJING, P. A. Mechanical muscle models. **The Encyclopedia of Sports Medicine III: Strength and Power in Sports**. P. V. KOMI (Ed.) Oxford: Blackwell Scientific, 1992, pp. 130-150.

McLEAN, L.; CHISLETT, M.; KEITH, M.; MUPHY, M.; WALTON, P.; The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. **Journal of Electromyography and kinesiology**. v.13, p.169-180, 2003.

MAGEE, J. D. **Avaliação Musculoesquelética**, 4ed, Editora Manole, 2005.

PALOMARI, ET ; VITTI, M ; TOSELLO, D. ; SEMPRINI, M. ; RODRIGUES JR, A. L. . Electromyography study of the masseter muscle in individuals with class II malocclusion. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Estados Unidos, v. 42, p. 71-77, 2002.

ROSÁRIO, J.L.R., MARQUES, A.P., MALUF, S.A. Aspectos clínicos do alongamento: Uma revisão da literatura. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.8, n.1, p.83-88, 2004.

WESTGAARD R. H. ; DE LUCA C. J. Motor Control of Low-Threshold Motor Units in the Human Trapezius Muscle **J Neurophysiol** 85:1777-1781, 2001.

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins que o conteúdo de minha Tese de Mestrado intitulada
Análise da atividade eletromiográfica do músculo trapézio após intervenção do
alongamento miofascial.

() não se enquadra no Artigo 1º, § 3º da Informação CCPG 01/2008, referente a bioética e biossegurança.

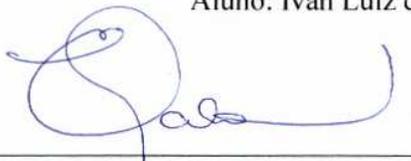
() está inserido no Projeto CIBio (Protocolo nº _____), intitulado _____

() tem autorização da Comissão de Ética em Experimentação Animal (Protocolo nº _____).

(x) tem autorização do Comitê de Ética para Pesquisa com Seres Humanos Protocolo nº .
085/2009



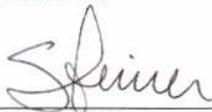
Aluno: Ivan Luiz de Souza Pires



Orientadora: Evanisi Teresa Palomari

Para uso da Comissão ou Comitê pertinente:

Deferido () Indeferido



Nome:

Função:

Prof. Dr. Carlos Eduardo Steiner
Presidente do
Comitê de Ética em Pesquisa
FCM/UNICAMP
Matrícula: 28856-6