



**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**ÉRICA PAES SERPA**

**EFEITOS DE UMA SESSÃO AGUDA DE ALONGAMENTO NO  
CONTROLE NEUROMUSCULAR DE UMA TAREFA MULTIARTICULAR  
EM DIFERENTES INTENSIDADES**

**PIRACICABA  
2014**

**EFEITOS DE UMA SESSÃO AGUDA DE ALONGAMENTO NO  
CONTROLE NEUROMUSCULAR DE UMA TAREFA MULTIARTICULAR  
EM DIFERENTES INTENSIDADES**

**ÉRICA PAES SERPA**

**Orientador: PROF. DR. PAULO HENRIQUE MARCHETTI**

Dissertação apresentada à banca examinadora do programa de pós-graduação em educação física da UNIMEP, como exigência para obtenção do título de Mestre em educação física.

**PIRACICABA  
2014**

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP  
Bibliotecária: Luciene Cristina Correa Ferreira CRB-8/ 8235

S486e Serpa, Erica Paes  
Efeitos de uma sessão aguda de alongamento no controle neuromuscular de uma tarefa multiarticular em diferentes intensidades. / Erica Paes Serpa. – Piracicaba, SP: [s.n.], 2014.  
45 f.; il.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências da Saúde / Programa de Pós-Graduação em Educação Física - Universidade Metodista de Piracicaba, 2014.

Orientador: Dr. Paulo Henrique Marchetti  
Inclui Bibliografia

1. Flexibilidade. 2. Eletromiografia. 3. Controle Neuromuscular. I. Marchetti, Paulo Henrique. II. Universidade Metodista de Piracicaba. II Título.

CDU 796.4

**ÉRICA PAES SERPA**

**EFEITOS DE UMA SESSÃO AGUDA DE ALONGAMENTO NO  
CONTROLE NEUROMUSCULAR DE UMA TAREFA MULTIARTICULAR  
EM DIFERENTES INTENSIDADES**

Dissertação apresentada a Banca examinadora do Programa de Pós- graduação em Educação Física da UNIMEP, como exigência para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Aprovado pela Banca Examinadora em

**Banca Examinadora**

---

**Prof. Dr. PAULO HENRIQUE MARCHETTI- UNIMEP**  
**Orientador**

---

**Prof. Dr. Marco C. Uchida - UNICAMP**

---

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Delaine Rodrigues-Bigaton - UNIMEP**

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço aquele que eu digo ser o principal responsável por eu ter chegado a este momento, meu orientador Professor Doutor Paulo Henrique Marchetto, que além de ter acreditado e confiado em mim, foi quem me apresentou o universo acadêmico. Agradeço a ele por toda a sua dedicação, disponibilidade, paciência e humildade na transmissão do seu vasto conhecimento. Almejo um dia chegar ao menos perto de ser tão boa profissional como ele.

Agradeço também a todos os professores que me acompanharam desde o ensino básico até a formação atual, pelo tanto que se dedicaram a mim, não somente por terem me ensinado, mas por terem me feito aprender. Agradeço principalmente aos professores desta instituição que contribuíram na execução deste trabalho, em especial ao Prof. Dr. Charles Ricardo Lope e Prof. Dr. Guanis Vilela.

Agradeço a todos os companheiros do laboratório de performance humana, em especial aos “espartanos” e amigos Willy, Jarbas, Enrico, Fernando, Daniel e Claudio que a nossa amizade e companheirismo sempre permaneça.

Quero agradecer também as pessoas que ajudaram indiretamente para a execução desse trabalho, aos amigos de trabalho do SESI Sorocaba e aos amigos da vida, em especial, Camila, Heloisa e Vitor, por me entender nos momentos que me tornei ausente e por me auxiliarem nos maus momentos, sem o apoio de vocês nos bons e maus momentos eu não teria conseguido.

Agradeço também e principalmente à aqueles que durante toda a minha vida me apoiaram, sempre me incentivando e me guiando para o caminho certo. Ao meu pai, João Serpa e minha mãe, Luzia Celia, que nunca me deixam sozinha e estão sempre presentes na minha vida, sem eles jamais teria conseguido chegar a onde estou, os amo demais! A minha irmã, Vivian, minha companheira, que sempre está ao meu lado me ajudando e me divertindo, Te amo irmã! E a minha vizinha, Dona Elza, que me atura todos os dias e faz de tudo para me agradar, te amo muito Vó!

Por último quero agradecer a Deus por ter me dado força, coragem e saúde para chegar até aqui e por ter colocado tantas pessoas maravilhosas em minha vida!

## RESUMO

Durante movimentos multiarticulares, a combinação da força e o *timing* de ativação produzido por cada músculo acionado durante o exercício, de forma sinérgica, produz um específico padrão de movimento. Pressupõe-se que o alongamento poderia afetar a sinergia no controle motor de um movimento multiarticular específico, alterando as características proprioceptivas e/ou estruturais da unidade músculo-tendínea. O objetivo do presente estudo foi mensurar os efeitos de uma sessão aguda de flexibilidade no controle neuromuscular de uma tarefa multiarticular em diferentes intensidades. Para isso foi coletado o sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos da coxa e glúteo (músculos vasto lateral e glúteo máximo, respectivamente) durante uma ação isométrica unilateral de 10" no exercício Leg Press contra duas sobrecarga externa de diferente intensidade (50% e 70% de 1 RM) nos momentos pré e pós alongamento. Foram utilizados dois protocolos iguais de alongamento, sendo um visando o músculo vasto lateral (VL) e outro o glúteo máximo (GM), com intervalo de 10 minutos entre os protocolos. Tanto as intensidades (70% ou 50% de 1RM) quanto o membro inferior e a musculatura que seria primeiramente alongada foram aleatorizados em cada fase e entre os sujeitos. Um teste t-Student foi utilizado para verificar as diferenças no valor da amplitude de movimento para ambas as articulações avaliadas (quadril e joelho). Uma ANOVA (2x3) medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferenças na IEMG, Fmed, índice de ativação e percepção subjetiva de esforço de cada músculo analisado, um post hoc de Bonferroni (com correção) foi utilizado para verificar as diferenças. Foi verificado aumento da ADM tanto para a articulação do quadril quanto do joelho ( $P < 0,001$ ). Não foram verificadas diferenças significativas para as variáveis a IEMG, Fmed, índice de ativação muscular e percepção subjetiva de esforço. Conclui-se que ao contrário do que ocorre em exercícios monoarticulares o controle neuromuscular em exercícios multiarticulares parece ser pouco afetado por uma sessão aguda de alongamento estático.

**Palavras-chave:** Flexibilidade, Eletromiografia, Controle Neuromuscular

## ABSTRACT

During multi-joint movements, the combination of strength and timing of activation produced by each muscle activated during exercise, synergistically, producing a specific movement pattern. It is assumed that stretching could affect the synergy motor control of a specific multi-joint movement, changing the proprioceptive and/or structural characteristics of the muscle-tendon unit. The aim of this study was to measure the effects of an acute bout of flexibility in neuromuscular control of a multi-joint task in different intensities. It was collected electromyographic signal (EMG) of vastus lateralis and gluteus maximus muscles, during a unilateral isometric action of 10" in the exercise Leg Press 45° against two different intensities ( 50 % and 70 % of 1 RM ) in the pre and post stretching moments. Two equal stretching protocols were used, one on the vastus lateralis (VL) and the other gluteus maximus (GM) , with an interval of 10 minutes between the protocols . Both intensities (70 % or 50 % of 1RM), the lower limb muscles would be first stretched were randomized in each phase and between subjects. A t-Student test was used to determine differences in the amount of range of motion (ROM) for both evaluated joints (hip and knee). An ANOVA (2x3) repeated measures was used to compare differences in IEMG , Fmed, index of activation and perceived exertion of every muscle examined, a post hoc Bonferroni test ( with correction ) was used to verify the differences . The ROM increased for both hip joint as the knee (P <0.001 ). No significant differences in the variables IEMG , Fmed index of muscle activation and perceived exertion were recorded . We conclude that contrary to what occurs in single-joint exercises, neuromuscular control in multi-joint exercises seems to be little affected by an acute bout of static stretching.

**Keywords:** Flexibility, Electromyography, Neuromuscular Control

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Design do experimento.....	<b>23</b>
<b>Figura 2.</b> Demonstrativo da tarefa isométrica unilateral.....	<b>24</b>
<b>Figura 3.</b> Fotos demonstrativas do procedimento de avaliação da amplitude passiva de movimento de quadril.....	<b>26</b>
<b>Figura 4.</b> Fotos demonstrativas do procedimento de avaliação da amplitude passiva de movimento de joelho.....	<b>27</b>
<b>Figura 5.</b> Fotos demonstrativas (a) alongamento de glúteo máximo e (b) alongamento de quadríceps femoral.....	<b>28</b>
<b>Figura 6.</b> Média e desvio padrão da amplitude de movimento passivo.....	<b>30</b>
<b>Figura 7.</b> Média e desvio padrão da eletromiografia integrada.....	<b>30</b>
<b>Figura 8.</b> Média e desvio padrão da frequência mediana do sinal eletromiográfico.....	<b>31</b>
<b>Figura 9.</b> Média e desvio padrão do índice de ativação muscular.....	<b>32</b>
<b>Figura 10.</b> Média e desvio padrão da percepção subjetiva de esforço.....	<b>33</b>



## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Tamanho do efeito entre tarefas para a IEMG dos músculos analisados nas diferentes sobrecargas.....	<b>31</b>
<b>Tabela 2.</b> Tamanho do efeito entre tarefas para a frequência mediana do sinal sEMG para os músculos analisados nas diferentes sobrecargas.....	<b>31</b>
<b>Tabela 3.</b> Tamanho do efeito para os valores do índice de ativação muscular nas diferentes sobrecargas.....	<b>32</b>
<b>Tabela 4.</b> Calculo do delta percentual ( $\Delta\%$ ) para os valores da percepção subjetiva de esforço.....	<b>33</b>

**LISTA DE ABREVIATURAS**

ADM.....	Amplitude de Movimento
CVM.....	Contração Voluntária Máxima
DFIA.....	Déficit de Força Induzido pelo Alongamento
DP.....	Desvio Padrão
EMG.....	Atividade Eletromiográfica
ES.....	Effect Size
Fmed.....	Frequência Mediana
FNP.....	Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva
GM.....	Glúteo Máximo
MMG.....	Atividade Mecanomiográfica
OTG.....	Órgão Tendinoso de Golgi
QF.....	Quadríceps Femoral
sEMG.....	Eletromiografia Superficial
UMT.....	Unidade Músculo-tendínea
UNIMEP.....	Universidade Metodista de Piracicaba
VL.....	Vasto Lateral

## LISTA DE SÍMBOLOS

% - Percentual

$\Delta$  – Delta

cm - centímetros

Hz - Hertz

*P* - nível de significância

m - metros

° - graus

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b>	<b>6</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>7</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b>	<b>8</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b>	<b>10</b>
<b>LISTA DE SÍMBOLOS</b>	<b>11</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>2 OBJETIVO</b>	<b>15</b>
<b>3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA</b>	<b>15</b>
<b>4 REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>16</b>
<b>4.1. ALTERAÇÕES APÓS SESSÃO AGUDA DE ALONGAMENTO</b>	<b>17</b>
4.1.1. ALTERAÇÕES MECÂNICAS	17
4.1.2. ALTERAÇÕES NEURAIS	20
<b>5 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>23</b>
5.1 PARTICIPANTES	23
5.2 PROCEDIMENTOS	23
5.3 ANÁLISE DOS DADOS	30
5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	31
<b>6. RESULTADOS</b>	<b>31</b>
<b>7 DISCUSSÃO</b>	<b>37</b>
<b>8 CONCLUSÃO</b>	<b>41</b>
<b>9 APLICAÇÕES PRÁTICAS</b>	<b>41</b>

<b>10 REFERÊNCIAS</b>	<b>42</b>
-----------------------	-----------

---

<b>ANEXOS</b>	<b>44</b>
---------------	-----------

---

<b>ANEXO I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>	<b>44</b>
--	-----------

<b>ANEXO II. CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA (CEP)</b>	<b>46</b>
--	-----------

<b>ANEXO III. ARTIGOS PUBLICADOS</b>	<b>ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.</b>
--------------------------------------	--------------------------------------

## 1 INTRODUÇÃO

A força necessária para gerar um determinado movimento é controlada pelo sistema nervoso central (SNC) e por informações proprioceptivas (Kandel, Schawartz et al. 2000; Cohen 2001; Enoka 2008; Latash, Levin et al. 2010). Comandos descendentes do SNC regulam o recrutamento de unidades motoras (UM) e a frequência de disparo de potenciais elétricos levando a produção de força e possibilitando a execução do movimento (Enoka 2000; Kandel, Schawartz et al. 2000; Enoka 2008), porém os mecanismos de controle do sinergismo ainda não são claros. O sinergismo muscular de exercícios multiarticulares podem ser afetados por diferentes estratégias como fadiga neuromuscular ou mesmo o alongamento (Marchetti and Uchida 2011; Marchetti, Gomes et al. 2013).

O alongamento muscular intenso (Behm and Chaouachi 2011) leva a diversas alterações no músculo, resultando em aumento da amplitude de movimento (ADM) (Power, Behm et al. 2004; Marek, Cramer et al. 2005; Morse, Degens et al. 2008) e diminuição da força, fenômeno conhecido como déficit de força induzido pelo alongamento (DFIA) (Avela, Kyrolainen et al. 1999; Fowles, Sale et al. 2000; Cramer and Housh 2005; Rubini, Costa et al. 2007; Gurjao, Goncalves et al. 2009; Gurjão, Gonçalves et al. 2009; Behm and Chaouachi 2011). Existem duas hipóteses primárias para explicar tal fenômeno: (1) Fatores neurais como a diminuição da ativação muscular, alteração das estratégias de controle motor, efeito de inibição do sistema nervoso central e diminuição de sensibilidade dos proprioceptores articulares e musculares (Herda, Cramer et al. 2008; LaRoche, Lussier et al. 2008); (2) Fatores mecânicos como a diminuição da rigidez músculo-tendínea que pode afetar a curva de comprimento-tensão e/ou a taxa da velocidade de encurtamento dos sarcômeros (Cramer and Housh 2005; Herda, Cramer et al. 2008).

Em exercícios monoarticulares o alongamento da musculatura envolvida no exercício vem apresentando um DFIA e diminuição na amplitude da EMG (Cornwell, Nelson et al. 2002; Power, Behm et al. 2004; Marek, Cramer et al. 2005; Cramer, Beck et al. 2007) ou uma não alteração na atividade EMG (Behm, Button et al. 2001; Power, Behm et al. 2004; Gurjao, Goncalves et al. 2009). Os estudos encontrados foram baseados em tarefas monoarticulares ou em exercícios de *performance*, não foram

encontrados estudos que demonstrem os efeitos agudos do alongamento no controle de movimentos multiarticulares.

## **2 OBJETIVO**

### **OBJETIVO GERAL:**

Mensurar os efeitos de uma sessão aguda de alongamento no controle neuromuscular de uma tarefa multiarticular em diferentes intensidades.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS:**

Mensurar o efeito de uma sessão aguda de alongamento na atividade mioelétrica do vasto lateral e glúteo máximo em uma tarefa multiarticular isométrica em diferentes intensidades.

## **3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA**

O presente estudo justifica-se pela importância acadêmica e prática do entendimento de como o controle muscular, em exercícios multiarticulares, pode ser alterado sob o efeito de uma sessão de alongamento passivo para determinados grupamentos musculares que atuam de forma sinérgica. A prática do alongamento como aquecimento, treinamento ou intervenção fisioterápica, associada ao treinamento de força é comum no meio da fisioterapia e educação física. Entretanto, pouco se sabe sobre o efeito agudo da carga de treino durante uma sessão de alongamento no controle motor de exercícios multiarticulares. O presente estudo pode auxiliar na compreensão das alterações neuromusculares e seus efeitos positivos ou deletérios em intervenções de sessões complexas, onde se combina flexibilidade e força.

## 4 REVISÃO DE LITERATURA

Flexibilidade se refere à capacidade biomotora em mover uma ou mais articulações em determinada amplitude de movimento. Isto significa que flexibilidade é quantificada pela amplitude de movimento (Criscimagna-Hemminger, Donchin et al.) possível apresentada pelo sujeito naquele momento (Alter 1999), implicando na quantidade de liberdade de movimento, fluidez de movimento, capacidade de mover a articulação através de certa amplitude de movimento normal, e sem estresse excessivo tecidual (Alter 1999). Alongamento se refere aos exercícios utilizados para manter ou ampliar a capacidade biomotora flexibilidade (Alter 1999; Monteiro 2006). O alongamento agudo é comumente realizado como estratégia para aumentar a amplitude articular livre de dor (Ryan, Beck et al. 2008) e o alongamento crônico na redução do risco de lesões, aumento ou manutenção da flexibilidade e melhora da performance esportiva, auxilia na produção de força através da indução de hipertrofia e aumento da tolerância ao alongamento (menor dor para a mesma carga de alongamento aplicado ao tecido) (Shrier and Gossal 2000; LaRoche, Lussier et al. 2008).

O alongamento agudo pode influenciar a produção de força, potência ou controle dos movimentos em diferentes tarefas e performances esportivas. Este fenômeno é chamado de déficit de força induzido pelo alongamento (DFIA) (Herda, Cramer et al. 2008; LaRoche, Lussier et al. 2008; Ryan, Beck et al. 2008) e pode estar relacionado a carga do treinamento e/ou tipo de alongamento (estático, dinâmico ou FNP) (Herda, Cramer et al. 2008). Existem duas hipóteses primárias para explicar tal fenômeno: (1) Fatores neurais como a diminuição da ativação muscular, alteração das estratégias de controle motor, efeito de inibição do sistema nervoso central e diminuição de sensibilidade dos proprioceptores articulares e musculares (Herda, Cramer et al. 2008; LaRoche, Lussier et al. 2008); (2) Fatores mecânicos como a diminuição da rigidez músculo-tendínea que pode afetar a curva de comprimento-tensão e/ou a taxa da velocidade de encurtamento dos sarcômeros (Cramer and Housh 2005; Herda, Cramer et al. 2008). Quanto ao DFIA em alongamentos agudos, diversos estudos têm reportado que o alongamento antes do exercício ou performance esportiva reduz a força isométrica ou dinâmica, a atividade eletromiográfica (EMG) ou mecanomiográfica



(MMG), o pico de torque concêntrico, além de reduzir a altura do salto, taxa de desenvolvimento de força e pico de sprint em atletas (Fowles, Sale et al. 2000; Power, Behm et al. 2004; Cramer and Housh 2005; Herda, Cramer et al. 2008; Gurjao, Goncalves et al. 2009; Gurjão, Gonçalves et al. 2009; La Torre, Castagna et al. 2010). Entretanto, estudos não conseguiram verificar tais efeitos na redução da força, EMG ou MMG (Beedle, Rytter et al. 2008; Gurjao, Goncalves et al. 2009; Gurjão, Gonçalves et al. 2009). Curiosamente, foram observadas diminuições na produção de força sem efeitos (ou mesmo aumento) na EMG e MMG, propondo alterações apenas na unidade músculo-tendínea (UMT) (Gurjao, Goncalves et al. 2009). Quanto ao efeito do DFIA nas diferentes manifestações de força, estudos mostram que os alongamentos pré-exercícios podem comprometer temporariamente a habilidade muscular em produzir força máxima, chegando a reduções de até 1 hora (Thacker, Gilchrist et al. 2004). Entretanto, tais modificações foram observadas apenas em duas condições (performance ou ações monoarticulares). Não foram encontrados estudos que analisam a influência da carga do alongamento, de um músculo específico, no controle dos músculos que atuam sinergicamente em movimentos multiarticulares como os de cadeia cinética fechada.

Segue abaixo uma síntese das alterações e os possíveis mecanismos que são afetados agudamente após uma conduta de alongamento.

#### **4.1. ALTERAÇÕES APÓS SESSÃO AGUDA DE ALONGAMENTO**

##### **4.1.1. ALTERAÇÕES MECÂNICAS**

Um dos estudos clássicos na área da biomecânica do alongamento foi realizado por Taylor et al., (1990) que em sua pesquisa buscaram demonstrar as propriedades viscoelásticas da UMT após sucessivos alongamentos. Os alongamentos foram realizados antes do ponto de deformação plástica do tecido, objetivando apenas deformações elásticas. Apesar de o estudo ter sido realizado com coelhos as características dos músculos selecionados eram semelhantes às características da UMT do homem. Foram avaliados diferentes protocolos de alongamento, dentre eles o

efeito de um protocolo de alongamento estático. Para tal, foram utilizadas 10 séries de 30 segundos de alongamento estático. Para determinação da intensidade do alongamento os autores primeiramente alongaram a UMT até o ponto de tensão equivalente a 65% da deformação elástica da UMT, então, o comprimento obtido (distância alcançada) neste ponto foi observado e mantido durante os 30 segundos de alongamentos em todas as séries. Os autores observaram diminuição significativa do pico de tensão ao longo das séries de alongamento realizadas, caracterizando a propriedade de relaxamento por estresse da UMT. Outra característica observada foi o Efeito Creep. Segundo os autores, ocorreu um aumento médio do comprimento da UMT de 3,48% ao longo das séries. Uma conclusão interessante do estudo foi que as principais mudanças ocorridas na UMT foram observadas nas primeiras séries do protocolo, sendo observadas mudanças estatisticamente significativas até 4 séries de alongamento. Assim, as características viscoelásticas variam de acordo com a força e tempo, porém aparentemente estas parecem ocorrer nos primeiros momentos do alongamento, ocorrendo com menor magnitude ao longo do tempo.

Cornwell et al., (2002) verificaram que após 6 séries de 30 segundos de alongamento estático houve diminuição da tensão ativa, calculada pela técnica de Cavagna modificada (Cavagna 1970). Também foi analisado a altura de salto, sendo verificada diminuição da altura de salto para saltos contra movimento, porém nenhuma alteração foi verificada na altura de saltos aonde somente a fase concêntrica foi realizada (iniciava-se o salto com o joelho já flexionado). Os autores concluíram que o alongamento afetou o acúmulo e a liberação da energia elástica, propondo diminuição da rigidez da UMT como um dos mecanismos para a diminuição da altura do salto.

A histerese parece ser outra variável afetada pelo alongamento Taylor, Dalton et al. (1990) verificou que diferentes velocidades na aplicação da força de alongamento alteram a curva de histerese, sendo que alongamentos com taxas de aplicação de força mais rápidas armazenam maior quantidade de energia elástica do que os realizados de forma mais lenta, além disso, a histerese parece diminuir após sessão aguda de alongamento. (Taylor, Waring et al. 1995).

Visto que UMT é composta pelos fascículos musculares, tendão e aponeuroses, pesquisadores começaram a verificar os efeitos do alongamento em cada uma dessas estruturas isoladamente. Buscando entender melhor a contribuição de cada estrutura para o aumento total da UMT. Kubo et al., (2001) analisaram as influências do alongamento estático nas estruturas tendínea. Foi verificada diminuição da tensão passiva e da histerese após 10 minutos de alongamento contínuo, o que resultou em aumento da ADM, demonstrando que o alongamento alterou também as propriedades das estruturas tendínea e não apenas dos fascículos musculares. Os autores consideram desconhecidos os mecanismos que levaram ao aumento da ADM, mas baseados em outros estudos foi suposto algumas alterações, dentre elas: diminuição do módulo elástico causado pelo dano induzido pelo alongamento (Fink, Schwinger et al. 1999); adaptações nos componentes elásticos em série e em paralelo (Kubo, Kanehisa et al. 2001); mudanças agudas no arranjo das fibras de colágeno (Stromberg and Wiederhielm 1969). Poucos estudos foram encontrados em relação ao alongamento das fibras de colágenos que aparentemente são inextensíveis, entretanto mudanças na sua conformação, devido à aplicação de cargas tensivas, permitem pequena variação de seu comprimento (Alter 2010). Morse et al., (2008) avaliaram o grau de contribuição de todas as estruturas da UMT (fascículos musculares, tendão e aponeurose) para a extensibilidade total da UMT. Para tal foi verificado o deslocamento da junção miotendínea, através de ultrassonografia, antes e após cinco séries de 1 minuto de alongamento passivo. Os autores concluíram que antes da realização da série de alongamento existe uma contribuição igualitária entre fascículos musculares e tendão para a melhora da ADM.

Herbert et al., (2011) citam que durante o alongamento passivo os fascículos musculares possam ser progressivamente recrutados e que a maior parte do alongamento da UMT ocorra devido à alterações no tendão. Hoang et al., (2007) propuseram que a deformação (alongamento) que ocorre nos fascículos musculares é maior do que a deformação vista no tendão, porém como os tendões são maiores do que os fascículos musculares a maior parte da contribuição para o alongamento total da UMT é proveniente dos tendões. Ao afetar a UMT com uma sessão de alongamento Morse et al., (2008) não observaram aumento no comprimento do fascículo, porém foi

verificada diminuição da viscosidade muscular, o que contribuiu na viscosidade da UMT como um todo. Em revisão de literatura Gajdosik (2001) atribuiu a diminuição da tensão passiva às alterações na aponeurose, assim como McNair et al., (1996). O tecido conjuntivo (aponeurose e tendão) menos rígido leva à modificações na relação torque – ângulo, e podem levar a uma redução da sensibilidade dos fusos musculares, afetando o *feedback* proprioceptivo e conseqüentemente a ativação de unidades motoras (Avela, Finni et al. 2004). Além disso, a principal função do tendão é transferir a força de contração para a articulação/osso, portanto, um tendão mais rígido consegue realizar esta transferência de força com maior efetividade (Nordin and Frankel 2003). O contrário, um tendão mais complacente, pode diminuir a taxa de produção de força e/ou atrasar a ativação muscular pelo aumento de seu atraso eletromecânico (Enoka 2000; Kubo, Kanehisa et al. 2001; Cornwell, Nelson et al. 2002; Nelson, Driscoll et al. 2005; Rubini, Costa et al. 2007; Serpa, Vilela Junior et al. 2014).

#### **4.1.2. ALTERAÇÕES NEURAIS**

Alguns autores tentam explicar possíveis adaptações agudas frente ao alongamento através de mecanismos neurais. Um desses mecanismos é a redução da sensibilidade proprioceptiva, devido a alterações na relação torque-ângulo (proveniente das modificações na rigidez da UMT) (Avela, Finni et al. 2004). A redução da sensibilidade dos fusos musculares podem afetar o *feedback* proprioceptivo e conseqüentemente a ativação de unidades motoras (Guyton and Hall 2002; Avela, Finni et al. 2004; Powers and Howley 2005). Avela, Kyrolainen et al. (1999) analisaram o efeito de repetidos alongamentos passivos na contração voluntária máxima (CVM) e atividade eletromiográfica, o protocolo resultou em diminuição de 23,2% da ativação eletromiográfica durante a CVM. A autora sugeriu que a diminuição da ativação eletromiográfica pode ter sido causada pela diminuição ou inibição da atividade do fuso muscular e/ou pela ativação dos receptores articulares. Os receptores articulares, especialmente os tipo III e IV, tem a função de promover um *feedback* a medula espinhal em relação à amplitude de movimento do membro, promovendo um meio consciente de reconhecimento da orientação das partes do corpo (Kandel, Schawartz et

al. 2000). Os receptores são divididos em três tipos principais, corpúsculos de Pacini, receptores tipo Golgi (tipo III) e terminações nervosas livres (tipo IV) (Kandel, Schwartz et al. 2000; Powers and Howley 2005).

A teoria dos receptores articulares foi proposta por Bigland-Ritchie, Dawson et al. (1986), e se baseia em um sinal inibitório, provavelmente induzido por uma atividade metabólica ou dano muscular, propagado pelos neurônios aferentes mielinizados e não mielinizados pertencentes aos receptores articulares III e IV. Esses receptores fazem sinapse com interneurônios inibitórios, que inibem a ação do neurônio motor, afetando assim a ativação muscular e conseqüentemente a produção de força pelo músculo (Kandel, Schwartz et al. 2000).

Outro mecanismo neural frente ao alongamento agudo é a ativação do órgão tendinoso de golgi (OTG). Quando os OTG de uma UMT são estimulados pelo aumento da tensão muscular, essas fibras transmitem sinais ao córtex que produz efeitos reflexos inibitórios, através da ação do interneurônio inibitório Ib sobre o neurônio motor  $\alpha$ , relaxando o respectivo músculo (38, 39). Esse reflexo funciona como um mecanismo de feedback negativo que impede o desenvolvimento de tensão exacerbada no músculo (38, 39). Esse efeito é chamado reação de alongamento e é interpretado como um mecanismo de controle ou protetor para impedir a ruptura do músculo, ou a avulsão do tendão, de suas fixações no osso (38, 39).

Diversos estudos vêm reportando uma diminuição da ativação muscular após exercícios de alongamento (Fowles, Sale et al. 2000; Power, Behm et al. 2004; Cramer and Housh 2005; Cramer, Beck et al. 2007). A ativação do OTG, a inibição do fuso muscular e as respostas dos receptores articulares são mecanismos que vem sendo cogitados como um dos possíveis motivos para a DFIA (Rubini, Costa et al. 2007). Fowles, Sale et al. (2000) verificaram diminuição de 16% da atividade eletromiográfica e 28% de diminuição da contração voluntária máxima isométrica (CVMI) logo após 13 exercícios de alongamento com 135 segundos de duração cada (total de 33 minutos de alongamento), 5 minutos após o término do alongamento ainda foram verificadas diminuições na EMG e na CVMI, 13% e 20% respectivamente, entretanto 15 minutos após o alongamento não foram verificadas diminuições na EMG, porém a CVMI ainda

permanecia diminuída. Os autores sugeriram que a ativação do OTG e de receptores articulares levaram a diminuição da EMG e contribuíram para a diminuição da CVMI.

Cornwell, Nelson et al. (2002) verificaram que após 6 séries de 30 segundos de alongamento estático do tríceps sural houve diminuição da EMG do gastrocnêmio (medial e lateral) e do sóleo durante o teste de salto, aonde somente a fase concêntrica foi realizada (iniciava-se o salto com o joelho já flexionado), porém não houve alteração significativa na altura do salto. É possível que uma mudança na estratégia de controle neuromuscular (como uma maior ativação de músculos sinérgicos) tenha ocorrido, o que resultou na manutenção da altura do salto, porém não foi verificado o sinal eletromiográfico destes músculos. Não foram encontrados, até o presente momento, estudos que analisam a influência do alongamento, de um músculo específico, no controle dos músculos que atuam sinergicamente em movimentos multiarticulares.

## **5 MATERIAIS E MÉTODOS**

Trata-se de um estudo transversal, prospectivo, realizado no laboratório de Performance Humana da Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP).

### **5.1 PARTICIPANTES**

A amostra foi composta por 14 adultos jovens, hígidos do gênero masculino. O número de sujeitos foi determinado utilizando os dados da ativação mioelétrica (IEMG) do músculo vasto lateral de um estudo piloto previamente realizado, com indivíduos que possuem as mesmas características das que foram empregadas no presente estudo, baseado em significância de 5% e um poder do teste de 80% (Eng 2003).

Os critérios de inclusão adotados foram: (i) sujeito praticantes de musculação há no mínimo 12 meses; (ii) sem qualquer cirurgia prévia no membro inferior ou lesão meniscal, ligamentar ou lesão condral, (iii) sem qualquer acometimento osteomioarticular em membros inferiores, (iv) apresentar um índice de assimetria entre membros inferiores menor do que 10% (avaliado através da carga máxima alcançada no teste de 1 RM).

Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais por meio de uma reunião entre os responsáveis pelo estudo e os sujeitos, na qual foram esclarecidos de forma clara e detalhada os objetivos, a metodologia, os benefícios relacionados ao estudo e os possíveis riscos envolvidos na pesquisa. Em seguida, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP (Protocolo # 77/12, Anexo II). A metodologia proposta foi formulada respeitando resoluções 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

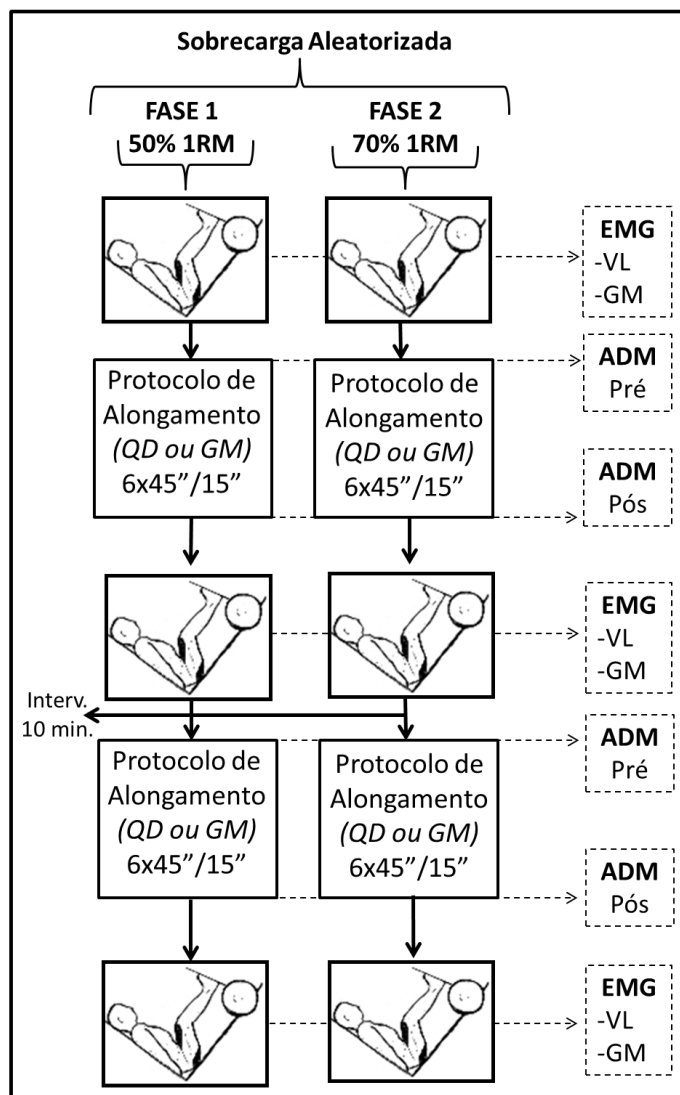
### **5.2 PROCEDIMENTOS**

Os sujeitos se apresentaram no laboratório em 2 sessões diferentes e espaçadas por uma semana. Na primeira sessão, os dados antropométricos foram mensurados como peso, estatura e circunferência (região média) de ambas as coxas e os sujeitos

realizaram uma sessão de familiarização com o exercício leg press 45°, sendo realizado de modo unilateral. Então, foi realizada uma avaliação da força máxima dinâmica (1RM), para ambos os membros inferiores separadamente, no equipamento Leg Press 45°. Os procedimentos para a realização do teste de 1RM se basearam nas orientações da “American Society of Exercise Physiologists” (Brow & Weir, 2001). Nesta mesma sessão, também foi verificada a dominância podal dos sujeitos através do questionamento oral proposto por Maulder and Cronin (2005), sobre a preferência em chutar uma bola.

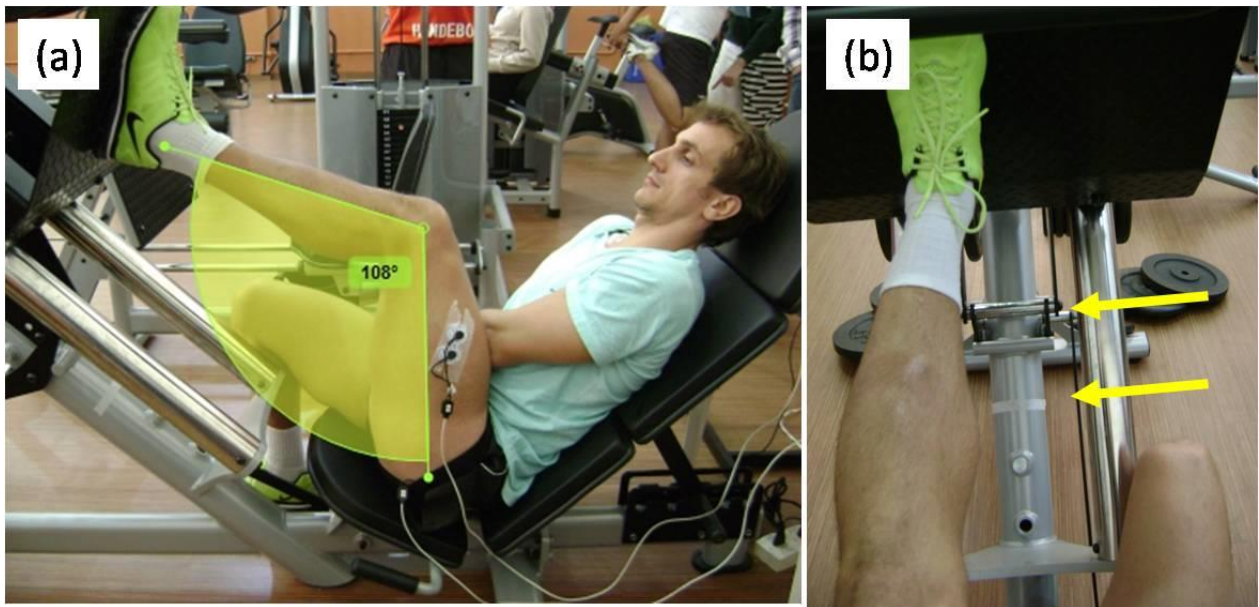
Na segunda sessão, os sujeitos realizaram um breve aquecimento específico no equipamento Leg Press Horizontal, utilizando 1 série de 10 repetições com sobrecarga de 50% de 1RM. Na sequência, os sujeitos realizaram a contração voluntária máxima isométrica (CVMI), específica para cada músculo avaliado (vasto lateral e glúteo máximo), sendo esta atividade muscular mensurada via eletromiografia superficial por 5 segundos e armazenadas para posterior normalização dos sinais EMG. Os procedimentos para a realização do CVMI se basearam nas orientações de Winter (1990) e foram realizadas como segue: vasto lateral: realizava-se uma extensão de joelho com o membro inferior posicionado à 90° e glúteo máximo: em extensão de quadril com os joelhos em semi-flexão.





**Figura 1.** Design do experimento.

A segunda sessão foi dividida em duas fases como mostra a Figura 2. Fase 1: Inicialmente, o posicionamento do membro inferior à  $90^\circ$  de flexão de joelho, para cada sujeito foi determinado e marcado no equipamento Leg Press  $45^\circ$ . Então, os sujeitos realizaram uma contração isométrica unilateral (membro dominante ou não dominante, definido aleatoriamente) de 10 segundos contra uma sobrecarga externa de 70% de 1RM, como o membro inferior à aproximadamente  $90^\circ$  de flexão de joelho (o qual foi previamente determinado). Os dados da atividade muscular foram adquiridos e utilizados como tarefa de referência pré-alongamento (Figura 3).



**Figura 2.** Demonstrativo da tarefa isométrica unilateral: (a) posicionamento do membro inferior; (b) ajuste do alinhamento do membro inferior (setas amarelas).

Após a tarefa pré-alongamento, os sujeitos foram submetidos ao protocolo de alongamento estático visando um dos músculos [alongamento do Quadríceps Femoral (QF) ou Glúteo Máximo, (GM), decidido aleatoriamente] e novamente realizaram a mesma conduta isométrica unilateral e os dados de atividade elétrica de ambos os músculos foi adquirida como tarefa pós-alongamento. Logo após, um intervalo de 10 minutos foi dado aos sujeitos e o protocolo de alongamento foi realizado novamente utilizando o músculo que não foi alongado na primeira parte da sessão (QF ou GM).

Fase 2: Esta fase envolveu o membro inferior contralateral ao utilizado na fase 1 e os sujeitos realizaram novamente uma contração isométrica unilateral (membro dominante ou não dominante) de 10 segundos a aproximadamente 90° graus de flexão de joelho (determinado por uma marca no equipamento previamente feita), entretanto contra uma sobrecarga externa de 50% de 1RM. Novamente, os sujeitos foram submetidos ao protocolo de alongamento passivo, agora visando um dos músculos (QF ou GM) e uma nova coleta eletromiográfica de ambos os músculos foi realizada (tarefa pré-alongamento) utilizando a mesma conduta isométrica unilateral da fase 1. Logo após, um intervalo de 10 minutos foi dado aos sujeitos e o protocolo de alongamento foi realizado novamente, alongando o músculo que não foi estimulado na primeira parte da

sessão (QF ou GM) e uma nova tarefa isométrica unilateral realizada e os dados eletromiográficos foram adquiridos para posterior comparação (tarefa pós-alongamento).

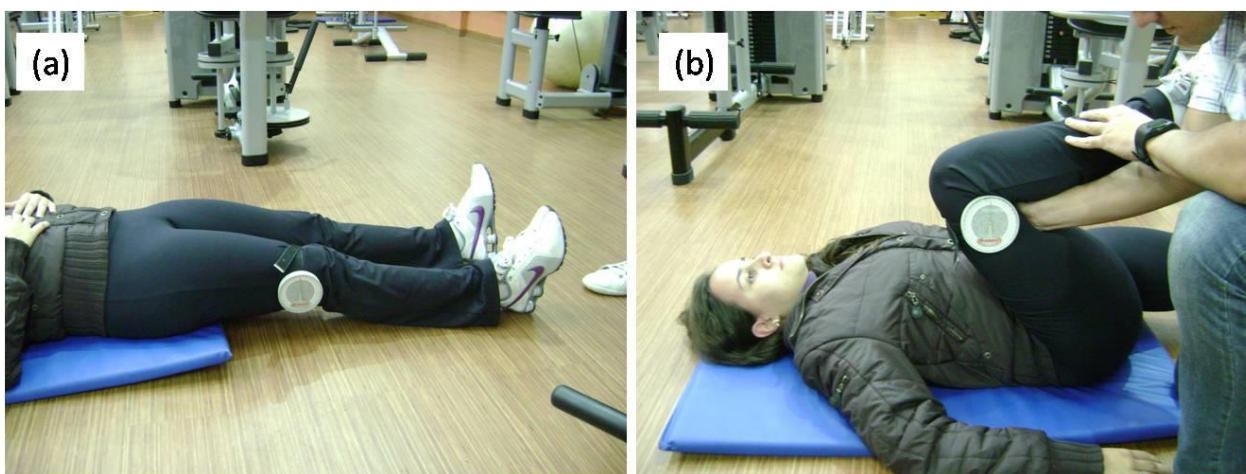
Portanto, os dados eletromiográficos foram adquiridos durante todas as tarefas isométricas unilaterais no equipamento Leg Press 45° nas condições pré e pós-alongamento passivo, em ambas as intensidades. Tanto as intensidades (70% ou 50% de 1RM) quanto os membros inferiores foram aleatorizados em cada sessão, fase e entre sujeitos. A percepção subjetiva de esforço (PSE) também foi avaliada após cada tarefa isométrica.

### **MEDIDAS REALIZADAS:**

**Percepção Subjetiva de Esforço (PSE):** A percepção subjetiva de esforço foi verificada através da escala CR 10 de Borg modificada por (Foster, Florhaug et al. 2001). O sujeito era questionado através da pergunta “Como foi o seu treino?” nos momentos após a realização do exercício Leg Press 45 em todas as condições.

**Eletromiografia Superficial (sEMG):** Para a coleta dos dados sEMG, foi utilizado um eletromiógrafo de 2 canais (EMG System do Brasil). Foram utilizados pares de eletrodos ativos de superfície (ganho de 10x), circulares, autoadesivos, Ag/AgCl com 1cm de raio, e espaçamento entre eletrodos de 2 cm (centro a centro), associados a um gel condutor. Os eletrodos foram colocados sobre o vasto lateral (VL) e o glúteo máximo (GM) segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*). Para o VL os eletrodos foram colocados a 2/3 da linha entre a crista ilíaca e a região lateral da patela e para o GM os eletrodos foram colocados a no ponto médio entre a linha do trocânter maior e as vértebras sacrais. Para a colocação dos eletrodos os pelos foram removidos da região e leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e aumento da impedância. O eletrodo monopolar de referência autoadesivo, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado a um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula. A aquisição dos dados foi feita a uma frequência de 1000 Hz utilizando um notebook.

**Flexibilidade:** A flexibilidade foi avaliada através de um flexímetro (marca Sanny, Brazil) nas condições de pré e pós-alongamento. Todas as avaliações da amplitude de movimento (ADM) foram realizadas pelo mesmo avaliador. Para a avaliação da ADM do ângulo de joelho o flexímetro foi colocado na parte distal da perna dominante do sujeito e então o pesquisador realizou a maior flexão de joelhos passivamente com o sujeito na posição ortostática. E, para a avaliação da ADM de quadril o sujeito permaneceu deitado em decúbito dorsal e o pesquisador realizou o maior movimento de flexão de quadril com o joelho fletido de forma passiva (Figura 5 e 6).



**Figura 3.** Fotos demonstrativas do procedimento de avaliação da amplitude passiva de movimento de quadril (a) início e (b) final.

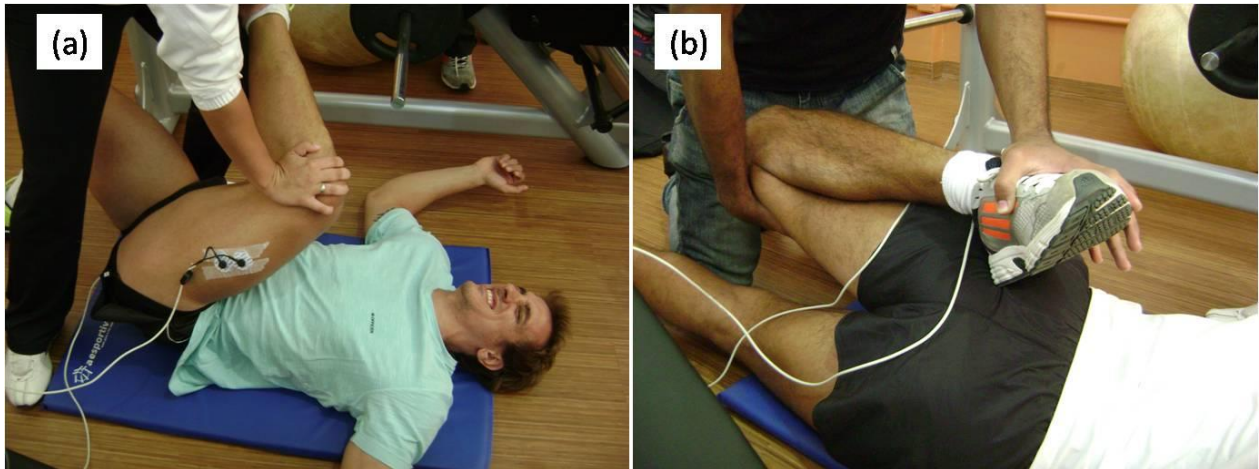


**Figura 4.** Fotos demonstrativas do procedimento de avaliação da amplitude passiva de movimento de joelho (a) início e (b) final.

### **INTERVENÇÃO**

**Protocolo de Alongamento:** Durante o protocolo de alongamento apenas um músculo foi alongado passivamente por sessão (QF ou GM), escolhido de forma aleatória. A carga de treino aguda utilizada foi de 6 séries de 45" por um intervalo entre séries de 15". A percepção subjetiva de desconforto (PSD) foi utilizada como parâmetro de controle da intensidade em cada série. No presente estudo, foi utilizado um escore de PSD entre 70-90% acima do ponto de desconforto durante o alongamento. Para o alongamento do GM, os sujeitos foram instruídos a permanecerem deitados em decúbito dorsal e então o pesquisador realizou passivamente uma flexão de quadril com rotação medial no membro dominante do sujeito (Figura 4a). Para o alongamento do QF, os sujeitos foram instruídos a ficarem em decúbito ventral, mantendo a coxa alinhada com o membro contralateral apoiado no chão e então o pesquisador realizou passivamente uma flexão de joelho no membro dominante do sujeito (figura 4b).





**Figura 5.** Fotos demonstrativas (a) alongamento de glúteo máximo e (b) alongamento de quadríceps femoral.

### 5.3 ANÁLISE DOS DADOS

Todos os dados sEMG foram processados através de uma rotina escrita no software Matlab (Mathworks Inc., EUA). Inicialmente, os dados sEMG da CVMI de cada músculo foi processado através do *root-mean square* (RMS) janelado (150ms) e o pico do RMS foi utilizado para normalizar os dados sEMG de todas as tarefas isométricas. Para os dados sEMG de cada tarefa isométrica, o primeiro e último segundo foi removido visando evitar ajustes corporais ou o efeito da fadiga. Então, foram analisados apenas os 3 primeiros segundos de cada tarefa. O processamento do sinal sEMG seguiu a seguinte ordem: os sinais sEMG foram filtrados com um filtro de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero. Foi utilizada a *RMS* com uma janela de 150 ms, com sobreposição de ponto a ponto, para a amplitude do sinal sEMG (RMS EMG), e então a RMS foi integrada (IEMG). Para a análise no domínio de frequências foi utilizada a transformada rápida de Fourier (FFT) e a frequência mediana (FMed) do espectro de potência foi calculada. Foi calculada também a razão entre a ativação através da divisão dos dados da IEMG do músculo VL pelos dados da IEMG do músculo GM, em cada tarefa.

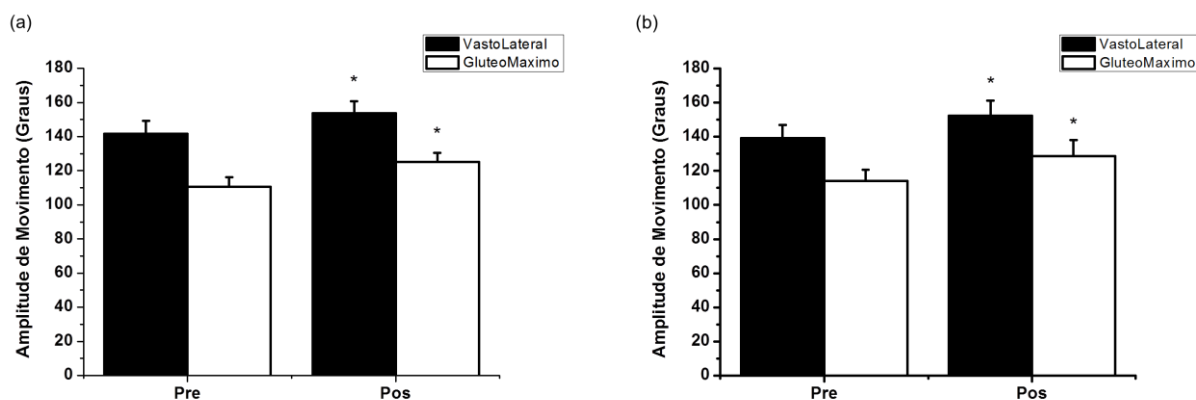
Os valores de ADM passiva e PSE foram utilizados para verificar diferenças entre as condições (pré e pós-alongamento).

## 5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Shapiro-Wilk* e de *Levene*, respectivamente. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média. Foi utilizado um teste t-student pareado para verificar diferenças entre a ADM pré e pós de cada articulação. Uma ANOVA (2x3) medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferenças na IEMG, Fmed, índice de ativação e PSE para cada músculo analisado, tendo como fator a sobrecarga utilizada (50% e 70% de 1RM) e a condição pré, pós-alongamento do QF e pós-alongamento do GM. Um post hoc de *Bonferroni* (com correção) foi utilizado para verificar as diferenças. O cálculo do efeito do tamanho (Effect Size, ES) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam nos seguintes critérios: <0.35 efeito trivial; 0.35-0.80 pequeno efeito; 0.80-1.50 efeito moderado; e >1.5 grande efeito, para sujeitos treinados de forma recreacional baseado em Rhea (2004). Significância ( $\alpha$ ) de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 18.0.

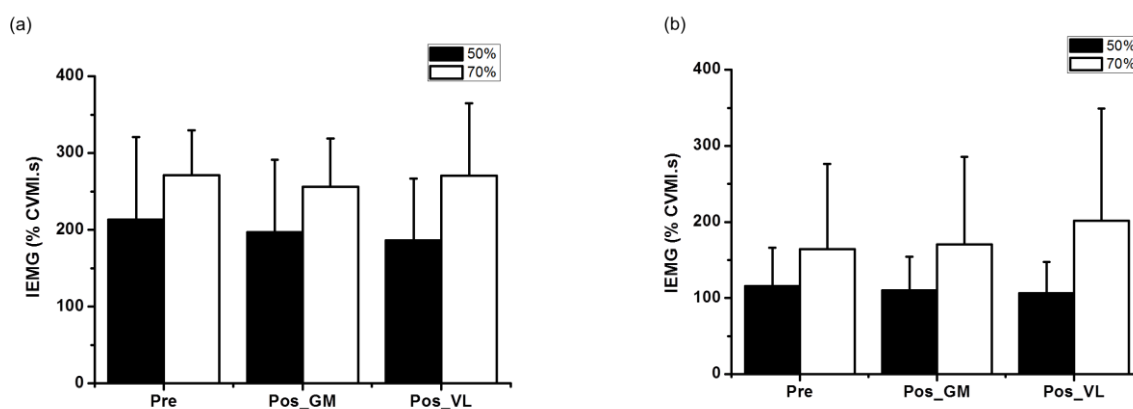
## 6. RESULTADOS

Os resultados de ADM mostraram aumento significativo entre as condições pré e pós o protocolo de alongamento para o membro dominante na articulação do joelho (média±desvio padrão: 141,6°±7 e 153,9°±6, respectivamente [ $P<0,001$ , TE=18,8,  $\Delta\%=8,8$ ]), para a articulação do quadril (média±desvio padrão: 110,7°±5 e 125,2°±5, respectivamente [ $P<0,001$ , TE=29,  $\Delta\%=13,1$ ]) e para o membro não dominante na articulação do joelho (média±desvio padrão: 139,2°±7 e 152,5°±8, respectivamente [ $P<0,001$ , TE=27,  $\Delta\%=9,5$ ]) e na articulação do quadril (média±desvio padrão: 114,21°±6 e 128,7°±9, respectivamente [ $P<0,001$ , TE=18,9,  $\Delta\%=12,8$ ]) (Figura 7a e 7b).



**Figura 6.** Média e desvio padrão da amplitude de movimento passivo para (a) membro dominante e (b) membro não dominante, nas condições de pré e pós protocolo de alongamento. \* $P < 0,001$ .

Para a IEMG referente à ativação do vasto lateral não foram observadas diferenças significantes entre diferentes sobrecargas (50% e 70% 1RM) e entre condições (pré e pós-alongamento [GM e VL]) (Figura 9a). Para a IEMG referente à ativação do glúteo máximo não foram observadas diferenças significantes entre diferentes sobrecargas (50% e 70% 1RM) e entre condições (pré e pós-alongamento [GM e VL]) (Figura 9b).



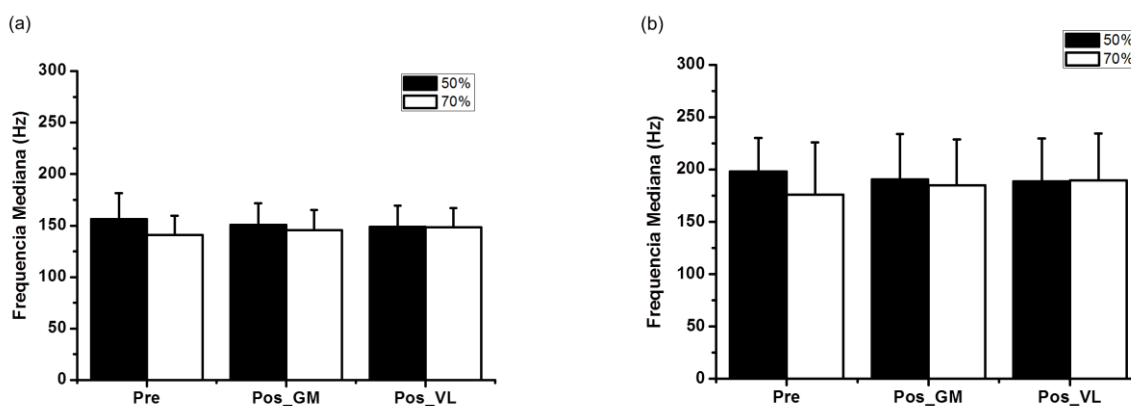
**Figura 7.** Média e desvio padrão da eletromiografia integrada do músculo (a) vasto lateral e (b) glúteo máximo, para as duas intensidades (50% e 70% de 1RM) nas condições de pré e pós-alongamento passivo.



**Tabela 1.** Tamanho do efeito entre tarefas para a IEMG dos músculos analisados nas diferentes sobrecargas.

Tarefa	Vasto Lateral		Glúteo Máximo	
	50%1RM	70%1RM	50%1RM	70%1RM
Pré x Pós GM	0,15	0,24	0,10	0,05
Pré x Pós VL	0,28	0	0,19	0,28
Pós GM x Pós VL	0,12	0,17	0,07	0,23

Para a frequência mediana referente ao vasto lateral e glúteo máximo não foram observadas diferenças significantes entre diferentes sobrecargas (50% e 70% 1RM) e entre condições (pré e pós-alongamento [GM e VL]) (Figura 10 a e b).

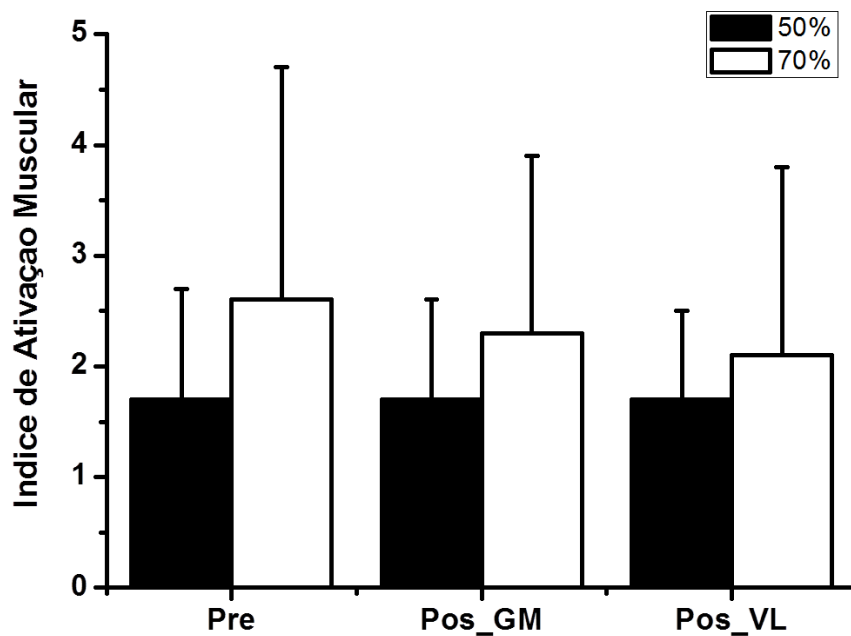


**Figura 8.** Média e desvio padrão da frequência mediana do sinal eletromiográfico (a) vasto lateral e (b) glúteo máximo, para as duas intensidades (50% e 70% de 1RM) nas condições de pré e pós-alongamento passivo.

**Tabela 2.** Tamanho do efeito entre tarefas para a frequência mediana do sinal sEMG para os músculos analisados nas diferentes sobrecargas.

Tarefa	Vasto Lateral		Glúteo Máximo	
	50%1RM	70%1RM	50%1RM	70%1RM
Pre x Pos GM	0,21	0,20	0,18	0,19
Pre x Pos VL	0,30	0,37	0,24	0,27
Pre GM x Pos VL	0,04	0,10	0,02	0,09

Para o índice de ativação não foram observadas diferenças significativas entre diferentes sobrecargas (50% e 70% 1RM) e entre condições (pré e pós-alongamento [GM e VL]) (Figura 11).

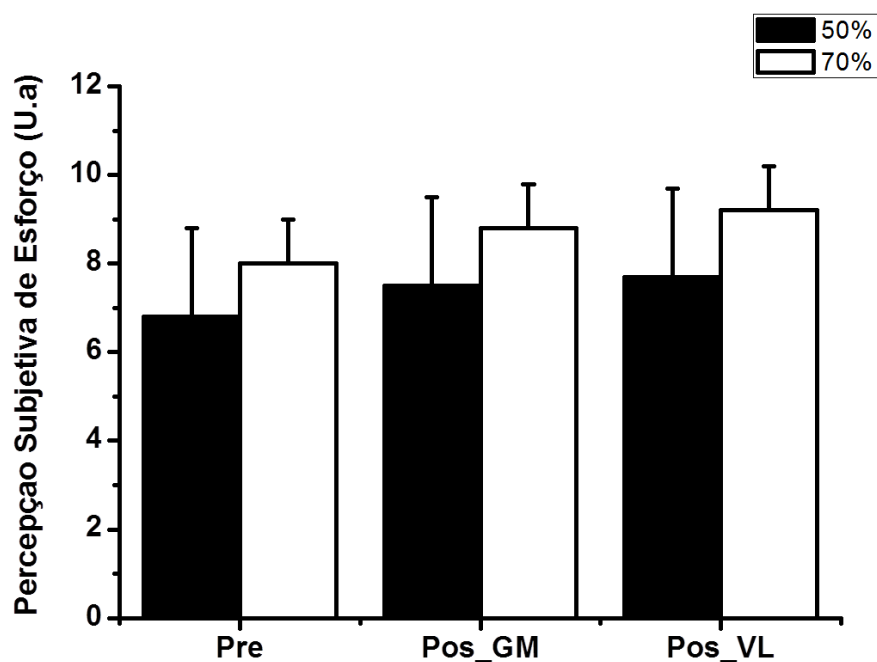


**Figura 9.** Média e desvio padrão do índice de ativação muscular para as duas intensidades (50% e 70% de 1RM) nas condições de pré e pós-alongamento passivo.

**Tabela 3.** Tamanho do efeito para os valores do índice de ativação muscular nas diferentes sobrecargas.

Tarefa	50%1RM	70%1RM
Pre x Pos GM	0	0
Pre x Pos VL	0	0
Pos GM x Pos VL	0	0

Para a PSE não foram observadas diferenças significativas entre diferentes sobrecargas (50% e 70% 1RM) e entre condições pré e pós protocolos de alongamento passivo [alongamento do glúteo máximo e alongamento do quadríceps femoral] (Figura 8).



**Figura 10.** Média e desvio padrão da percepção subjetiva de esforço para as duas intensidades (50% e 70% de 1RM) nas condições pré e pós (alongamento do glúteo máximo e do vasto lateral) protocolo de alongamento.

**Tabela 4.** Calculo do delta percentual ( $\Delta\%$ ) para os valores da percepção subjetiva de esforço entre intensidades.

<b>Tarefa</b>	<b><math>\Delta\%</math></b>
50% Pre x 70% Pré	14%
50% Pos GM x 70% Pos GM	15%
50% Pos VL x 70% Pos VL	16%

## 7 DISCUSSÃO

O objetivo principal do presente estudo foi mensurar o efeito de uma sessão aguda de alongamento estático na atividade mioelétrica do vasto lateral e do glúteo máximo em uma tarefa multiarticular isométrica em duas diferentes intensidades.

Inicialmente, o protocolo de alongamento utilizado neste estudo apresentou aumento da ADM para todas as condições e articulações analisadas. As hipóteses propostas para explicar o aumento agudo da ADM após a realização de exercícios de alongamento envolvem questões relacionadas a efeitos psicológicos, onde após o sujeito ser submetido ao alongamento passa a tolerá-lo em amplitudes maiores (Magnusson, Simonsen et al. 1996), a alterações mecânicas na UMT alongada (Taylor, Dalton et al. 1990; Serpa, Vilela Junior et al. 2014) e a alterações neurais (Avela, Kyrolainen et al. 1999; Cornwell, Nelson et al. 2002). No presente estudo a ADM foi verificada sempre por um mesmo avaliador e de forma passiva, reduzindo assim a variabilidade dos valores obtidos e possíveis interferências referentes à tolerância a dor no resultado. Sendo assim, as mudanças na ADM passiva verificadas neste estudo devem ter ocorrido devido a alterações mecânicas na UMT, e/ou a alterações neurofisiológicas. O efeito creep juntamente com o efeito de relaxamento por estresse são apontados como os principais efeitos viscoelásticos na UMT que levam a aumentos da ADM passiva (Knudson 2006; Wepler and Magnusson 2010; Serpa, Vilela Junior et al. 2014). Já se tratando do caráter neural, a inibição do motoneurônio  $\alpha$ , devido a ativação de organelas como OTG, mecanorreceptores e nociceptores, também podem contribuir para o aumento da ADM passiva (Avela, Kyrolainen et al. 1999; Behm and Chaouachi 2011).

Protocolos de alongamento com duração total acima de 90 segundos por grupo muscular realizados em uma intensidade alta são considerados efetivos para a melhora da ADM e quando realizados logo antes de exercícios de força e potência podem levar ao fenômeno de déficit de força induzido pelo alongamento (DFIA) (Rubini, Costa et al. 2007; Behm and Chaouachi 2011). O protocolo utilizado no presente estudo consistiu em um volume total de 360 segundos, onde 270 segundos foram de alongamento passivo com intensidade entre 70 e 90% da Percepção Subjetiva de Desconforto e 90

segundos de intervalo entre as séries (tempo de repouso). Um protocolo semelhante já havia sido utilizado anteriormente por Power, Behm et al. (2004) onde foi realizado um protocolo com volume total de alongamento igual ao empregado neste estudo, porém realizou-se 2 exercícios com 3 séries de 45 segundos com intervalo entre séries de 15 segundos por grupo muscular, resultando em um aumento de 10% da ADM do quadril imediatamente após o alongamento dos músculos isquiotibiais, o que se aproxima dos valores de ADM obtidos no presente estudo, para articulação do joelho com aumentos de 8,8% e 9,5% membro dominante e não dominante, respectivamente, e articulação do quadril aumentos de 13,1% e 12,8% membro dominante e não dominante, respectivamente.

A diminuição da tensão passiva (i.e. força interna produzida passivamente contra força externa de alongamento), para um mesmo comprimento, também é verificada após alongamentos estáticos em condição aguda (Knudson 2006), levando a uma mudança no comportamento da curva comprimento-tensão (Knudson 2006; Knudson 2007; Weppeler and Magnusson 2010; Serpa, Vilela Junior et al. 2014). Com uma menor tensão passiva a curva comprimento-tensão se desloca para a direita, ou seja, para uma mesma tensão desenvolvida o comprimento muscular agora se apresenta maior (Knudson 2006; Serpa, Vilela Junior et al. 2014), possivelmente provocando uma modificação nas estratégias da ativação muscular e consequente, sinergismo.

Referente ao grau de ativação muscular, avaliado através da IEMG, não foram observadas diferenças entre intensidades ou mesmo tipo de articulação alongada. Muitos estudos mostram efeitos de redução na EMG após a intervenção do alongamento estático (Avela, Kyrolainen et al. 1999; Fowles, Sale et al. 2000; Cornwell, Nelson et al. 2002; Marek, Cramer et al. 2005). Avela, Kyrolainen et al. (1999) reportou diminuição no recrutamento de UM e na frequência de disparo após repetidos alongamentos passivos tríceps sural. Behm, Button et al. (2001) verificou 20% de diminuição na IEMG do reto femoral após alongamento do quadríceps (protocolo de alongamento 4 exercícios com 4 séries de 45 segundos com 15 segundos de intervalo entre séries). Cramer, Beck et al. (2007) observou diminuição em 10% na ativação muscular do músculo reto femoral após alongamento do quadríceps (4 exercícios com 4 séries de 30 segundos de duração). Os exatos mecanismos que levam a diminuição da

ativação muscular após o alongamento ainda não estão totalmente elucidados, porém as principais hipóteses estão relacionadas a via neural que envolvem mecanismos como a ativação do órgão tendinoso de golgi (OTG), inibição do fuso muscular e ativação de mecanorreceptores e nociceptores articulares (Rubini, Costa et al. 2007; Behm and Chaouachi 2011). Entretanto, todos os estudos supracitados avaliaram a ação muscular em condições mecânicas de exercícios isolados (monoarticulares), e onde não há pouca distribuição de força ou torque entre segmentos e articulações. Possivelmente, exercícios multiarticulares e de cadeia fechada, como o realizado no presente estudo, possam apresentar diferenças nas estratégias de controle intermusculares, o que acabam por não levar à alterações na atividade dos músculos alongados. Esta resposta não significativa pode talvez ser explicada pela relação não linear entre força e EMG (Madeleine et. al. 2001; Solomonow, et. al. 1986). Os primeiros estudos a respeito da relação entre força – EMG reportam uma relação linear (Bigland and Lippold, 1954; Lippold, 1952) entretanto, estudos mais atuais demonstram uma relação não linear ou curvilínea entre força e EMG para a musculatura do quadríceps durante ações isométricas (Alkner et. al. 2000) e dinâmicas (Fujita et. al., 2011). Uma relação não linear entre a força – EMG indica que a EMG não é sensível a todas as mudanças na força. A relação não linear entre força-EMG pode não verificar possíveis mudanças pequenas na ativação. Adicionalmente, diminuições na força sem reduções na atividade EMG também foram reportadas em exercícios de força em instabilidade (Anderson e Behm, 2004; Behm et. al. 2010, Behm e Colados, 2012). Então, esse poderia ser o motivo da sEMG não ter sido sensível o suficiente para captar as diferenças entre condições que tenham sido relativamente pequenas (~5%). Sendo assim para os resultados apresentados no presente estudo, não podemos excluir a hipótese de que não tenha havido mudanças na ativação dos músculos que atuaram sinergicamente na tarefa isométrica realizada (vasto lateral e glúteo máximo), mas talvez a EMG não tenha sido sensível o suficiente para captá-las.

A frequência mediana do sinal eletromiográfico é uma variável que pode ser afetada pelo recrutamento e pela frequência de disparo das unidades motoras em cada

músculo avaliado. Até o presente momento não foram encontrado estudos que investigassem o efeito do alongamento na análise de frequência mediana.

Visando investigar possíveis diferenças na proporção de ativação entre os músculos alongados nas diferentes condições, foi calculado um índice de ativação muscular (iEMG VL/ iEMG GL). Não foram verificadas diferenças significativas em nenhuma das condições, porém para a condição de sobrecarga externa de 70% de 1RM ocorreu uma diminuição, não significativa, da média nas condições de alongamento do glúteo e do quadríceps, ao passo que para condição de sobrecarga de 50% de 1 RM não foi verificada diminuição entre as condições de alongamento.

A percepção subjetiva de esforço se apresentou condizente com o grau de esforço realizado, se mostrando mais elevada quando a sobrecarga externa utilizada era maior, porém não sendo afetada pelo protocolo passivo de alongamento imposto no estudo. Considerando a hipótese de que, mesmo que pequena, houve uma modulação da ativação e da força entre os músculos envolvidos na tarefa isométrica era esperado que a percepção subjetiva de esforço não se altera-se entre as situações de alongamento, visto que devido a modulação da ativação entre músculos, o esforço total para a realização do exercício não se alteraria.

O presente estudo apresenta algumas limitações como a dificuldade em produzir um grande efeito de alongamento para o músculo quadríceps femoral, já que este acaba sendo totalmente solicitado na maioria dos sujeitos analisados, não havendo como intensificar a deformação tecidual.



## **8 CONCLUSÃO**

Baseado nos resultados apresentados neste trabalho pode-se concluir que o protocolo de alongamento utilizado é eficiente na melhora aguda da amplitude de movimento de ambas as articulações analisadas. Em relação ao controle neuromuscular frente ao alongamento, aparentemente os efeitos de uma sessão aguda de alongamento estático no controle neuromuscular em exercícios multiarticulares se apresentam de forma diferente ao que se tem reportado atualmente em exercícios monoarticulares. A musculatura alongada não parece sofrer efeitos de redução da sua ativação após a sessão de alongamento estático. Apesar de não ter havido alterações nas variáveis da EMG, é possível que ocorra uma modulação na ativação muscular dos músculos envolvidos sinergicamente na tarefa isométrica realizada, porém devido à baixa magnitude desta modulação a EMG não foi sensível suficiente para captá-la.

## **9 APLICAÇÕES PRÁTICAS**

Exercícios de alongamento são utilizados em diferentes modalidades esportivas (ginástica artística, ginástica rítmica, artes marciais e etc...), os resultados obtidos no presente estudo se mostram importantes para a melhora da compreensão dos efeitos do alongamento no controle neuromuscular. Através dos dados apresentados percebemos que o alongamento de um músculo que se encontra envolvido em uma tarefa multiarticular parece não afetar significativamente o controle neuromuscular do mesmo e de outros músculos envolvidos nesta tarefa, diferente do que se é visto em exercícios monoarticulares. É importante frisar que o fato de não ter havido diferenças significativas na ativação muscular do músculo alongado e dos outros músculos envolvidos na tarefa, não quer dizer que a força não tenha sido afetada pelo alongamento.

## 10 REFERÊNCIAS

- Alter, M. J. (1999). Ciência da flexibilidade. São Paulo, Artmed.
- Alter, M. J. (2010). Ciência da Flexibilidade.
- Avela, J., T. Finni, et al. (2004). "Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches." Journal of Applied Physiology **96**(6): 2325-2332.
- Avela, J., H. Kyrolainen, et al. (1999). "Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching." Journal of Applied Physiology **86**(4): 1283-1291.
- Beedle, B., S. J. Rytter, et al. (2008). "Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength." Journal of Strength and Conditioning Research **22**(6): 1838-1843.
- Behm, D. G., D. C. Button, et al. (2001). "Factors affecting force loss with prolonged stretching." Can J Appl Physiol **26**(3): 261-272.
- Behm, D. G. and A. Chaouachi (2011). "A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance." European Journal Applied Physiology **111**(11): 2633-2651.
- Bigland-Ritchie, B. R., N. J. Dawson, et al. (1986). "Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions." The Journal of Physiology **379**.
- Cavagna, G. A. (1970). "Elastic bounce of the body." Journal of applied physiology **29**(3): 279-282.
- Cohen, H. (2001). Neurociência para fisioterapeutas, Manole.
- Cornwell, A., A. G. Nelson, et al. (2002). "Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex." Eur J Appl Physiol **86**(5): 428-434.
- Cramer, J. T., T. W. Beck, et al. (2007). "Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle - torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography." Journal Sports Science **25**(6): 687-698.
- Cramer, J. T. and T. J. Housh (2005). "The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanography." Journal of Sports Physiology **25**(6): 530-539.
- Criscimagna-Hemminger, S. E., O. Donchin, et al. (2003). "Learned dynamics of reaching movements generalize from dominant to nondominant arm." Journal Neurophysiology **89**(1).
- Eng, J. (2003). "Sample Size Estimation: How many individuals should be studied?" Radiology **227**(2): 309-313.
- Enoka, R. M. (2000). Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo, Manole.
- Enoka, R. M. (2008). Neuromechanics of Human Movement, Human Kinetics.
- Fink, B., G. Schwinger, et al. (1999). "Biomechanical properties of tendons during lower-leg lengthening in dogs using the Ilizarov method." Journal of biomechanics **32**(8): 763-768.
- Foster, C., J. A. Florhaug, et al. (2001). "A new approach to monitoring exercise training." Journal of Strength and Conditioning Research **1**(15).
- Fowles, J. R., D. G. Sale, et al. (2000). "Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors." Journal of Applied Physiology **89**: 1179-1188.
- Gajdosik, R. L. (2001). "Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications." Clinical Biomechanic **16**(2): 87-101.
- Gurjao, A. L., R. Goncalves, et al. (2009). "Acute effect of static stretching on rate of force development and maximal voluntary contraction in older women." Journal Strength Condicione Research **23**(7): 2149-2154.
- Gurjão, A. L. D., R. Gonçalves, et al. (2009). "Acute effect of static stretching on rate of force development and maximal voluntary contraction in older women." Journal of Strength and Conditioning Research **23**(7): 2149-2154.
- Guyton, A. C. and J. E. Hall (2002). Tratado de fisiologia médica. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- Herbert, R. D., J. Clarke, et al. (2011). "In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units." Journal Physiology **589**: 5257-5267.
- Herda, T. J., J. T. Cramer, et al. (2008). "Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanography of the biceps femoris muscle." Journal of Strength and Conditioning Research **22**(3): 809-817.
- Hoang, P. D., R. D. Herbert, et al. (2007). "Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo." Journal of Experimental Biology **210**: 4159-4168.
- Kandel, E. R., J. H. Schwartz, et al. (2000). Principles of Neural Science, McGraw-Hill Companies.
- Knudson, D. (2006). "The Biomechanics of Stretching." Journal of Exercise Science & Physiotherapy **2**: 3-12.
- Knudson, D. (2007). Fundamentals of Biomechanics, Springer.
- Kubo, K., H. Kanehisa, et al. (2001). "Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo." Journal of Applied Physiology **90**(2): 520-527.

- La Torre, A., C. Castagna, et al. (2010). "Acute effects of static stretching on squat jump performance at different knee starting angles." Journal of Strength and Conditioning Research **24**(3): 687-694.
- LaRoche, D. P., M. V. Lussier, et al. (2008). "Chronic stretching and voluntary muscle force." Journal of Strength and Conditioning Research **22**(2): 589-596.
- Latash, M. L., M. F. Levin, et al. (2010). "Motor control theories and their applications." Medicina **46**(6): 382-392
- Magnusson, S. P., E. B. Simonsen, et al. (1996). "A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle." J Physiol **497** ( Pt 1): 291-298.
- Marchetti, P. H., W. G. Gomes, et al. (2013). "Aspectos neuromecânicos do exercício agachamento." Revista Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida **5**(2): 1-16.
- Marchetti, P. H. and M. C. Uchida (2011). "Influência da fadiga unilateral d emembro inferior sobre oo salto vertical bilateral." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **17**(16): 401-404.
- Marek, S. M., J. T. Cramer, et al. (2005). "Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output." Journal Athletic Training **40**(2): 94-103.
- Maulder, P. and J. Cronin (2005). "Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability." Physical Therapy in Sport **6**(2): 74-82.
- McNair, P. J. and S. N. Stanley (1996). "Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint." British journal of sports medicine **30**(4): 313-318.
- Monteiro, G. A. (2006). Treinamento de flexibilidade: sua aplicabilidade para a saúde. Londrina, Midiograf.
- Morse, C. I., H. Degens, et al. (2008). "The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit." J Physiol **586**(1): 97-106.
- Nelson, A. G., N. M. Driscoll, et al. (2005). "Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance." J Sports Sci **23**(5): 449-454.
- Nordin, M. and V. H. Frankel (2003). Biomêcanica básica do sistema musculoesquelético. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan.
- Power, K., D. Behm, et al. (2004). "An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance." Med Sci Sports Exerc **36**(8): 1389-1396.
- Powers, S. K. and E. T. Howley (2005). Fisiologia do exercicio: teoria e aplicação ao condicionamento. Barueri, Manole.
- Rhea, M. R. (2004). "Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size." Journal of Strength and Conditioning Research **18**(4): 918-920.
- Rubini, E. C., A. L. Costa, et al. (2007). "The effects of stretching on strength performance." Sports Med **37**(3): 213-224.
- Ryan, E. D., T. W. Beck, et al. (2008). "Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study." Medical Science Sports Exercise **40**(8): 1529-1537.
- Serpa, E. P., G. B. Vilela Junior, et al. (2014). "Aspectos biomecânicos da unidade músculo-tendínea sob efeito do alongamento." Revista Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida **6**(1).
- Shrier, I. and K. G. Gossal (2000). "Myths and truths of stretching." The physician and sports medicine **28**(8).
- Stromberg, D. D. and C. A. Wiederhielm (1969). "Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation." Journal of Applied Physiology **26**(6): 857-862.
- Taylor, B. F., C. A. Waring, et al. (1995). "The effects of therapeutic application of heat or cold followed by static stretch on hamstring muscle length." The Journal of orthopaedic and sports physical therapy **21**(5): 283-286.
- Taylor, D. C., J. D. Dalton, Jr., et al. (1990). "Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching." The american journal of sports medicine **18**(3): 300-309.
- Thacker, S. B., J. Gilchrist, et al. (2004). "The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature." Medicine Science Sports Exercise **36**(3): 371-378.
- Weppler, C. H. and S. P. Magnusson (2010). "Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation?" Physcal Therapy **90**(3): 438-449.
- Winter, D. A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. USA, Wiley.

## ANEXOS

### ANEXO I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O objetivo do projeto é medir se uma sessão de flexibilidade pode afetar um exercício que envolve mais de uma articulação. O presente estudo justifica-se pela importância clínica do entendimento de como os músculos trabalham em exercícios multiarticulares após uma sessão de alongamento passivo para determinado grupamento muscular. A prática clínica do alongamento como aquecimento ou parte de uma intervenção fisioterápica, associada ao treinamento de força é comum no meio da fisioterapia e educação física, mas pouco se sabe sobre o efeito agudo da sessão de alongamento na ação dos músculos em exercícios que movimentam mais do que uma articulação. Você será submetido a uma análise da ativação muscular, serão colocados eletrodos sobre os músculos da coxa e quadril e você irá realizar contrações máximas e submáximas no leg press 45°. Você deverá se apresentar no laboratório em 2 sessões diferentes. Na primeira sessão serão medidos seu peso, estatura e circunferência (região média) de ambas as coxas e realizará uma sessão de familiarização e avaliação de força máxima unilateral (1RM), no equipamento Leg Press inclinado a 45°, de ambas as pernas. Na segunda sessão um breve aquecimento será realizado no equipamento Leg Press e após este você será submetido a primeira avaliação de ativação muscular. Para tal você permanecerá no aparelho Leg Press 45°, com o joelho flexionado a 90°, resistindo ao peso, sem movimento, durante 10 segundos, utilizando 70% ou 50% de 1RM, então você será submetido a uma sessão de alongamento (alongamento dos músculos da coxa ou glúteo) e novamente realizará a mesma tarefa isométrica no Leg Press 45°. Então, um intervalo de no mínimo 30 minutos será dado e o protocolo de alongamento será realizado novamente com o músculo que não foi alongado na primeira parte da sessão (VL ou GM) e mais uma vez realizará a tarefa isométrica no Leg Press 45° para avaliação da atividade muscular. Então a mesma conduta será realizada na perna contralateral, porém agora será utilizada uma sobrecarga diferente da primeiramente utilizada (50% ou 70% de 1RM). A carga de treino no alongamento será de 6 séries de 45" por um intervalo entre séries de 15". A sensação de desconforto muscular causada por cada série será utilizada como parâmetro de controle

da intensidade. Você será submetido a riscos mínimos durante o período experimental, irão realizar contrações máximas e submáximas sem movimento das articulações, podendo causar apenas fadiga ou um breve desconforto muscular na coxa. Os procedimentos serão imediatamente interrompidos diante de qualquer relato de fadiga, dor ou câibra. Os testes realizados têm mínimas chances de ocorrerem lesões. Os dados serão coletados através de eletrodos fixados à pele por fita adesiva, sendo esta antialérgica. O participante tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando. Quando julgar necessário, você poderá acessar as informações sobre os procedimentos, riscos e benefícios relacionados ao estudo, podendo retirar o seu consentimento e deixando de participar do estudo, sem que haja algum prejuízo. Este estudo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF. Comprometemos em manter o sigilo e privacidade absoluta de suas informações e indenização por eventuais danos a saúde decorrente da pesquisa. Poderão ser realizadas imagens como filmagem e / ou fotografia, que poderão ser anexadas ao estudo, com rosto devidamente encoberto. Você será acompanhado pelos responsáveis da pesquisa, bem como por colaboradores qualificados durante todos os procedimentos da pesquisa. Toda e qualquer dúvida sobre o projeto será esclarecida pelo responsável por meio de telefone ou pessoalmente após agendamento. Os resultados do trabalho serão publicados nos meios acadêmicos. Entretanto, os resultados individuais de cada voluntário e sua identificação serão mantidos em sigilo e os seus dados serão somente acessíveis aos pesquisadores envolvidos no trabalho.

---

**ANEXO II. CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA (CEP)**

 <b>UNIMEP</b> Universidade Metodista de Piracicaba	Comitê de Ética em Pesquisa CEP-UNIMEP
<i>Certificado</i>	
<p>Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “<i>Efeitos agudos da carga de flexibilidade no controle muscular em tarefas multiarticulares de cadeia cinética fechada</i>”, sob o protocolo nº 77/12, do pesquisador <b>Prof. Paulo Henrique Marchetti</b> esta de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/1996, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.</p>	
<p>We certify that the research project with title “<i>Acute effects of the flexibility in muscle control in closed kinetic chain multijoint tasks</i>”, protocol nº 77/12, by Researcher <b>Prof. Paulo Henrique Marchetti</b> is in agreement with the Resolution 196/96 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.</p>	
	Piracicaba, 27 de novembro de 2012
Prof. Dr. Rodrigo Batagello Coordenador CEP - UNIMEP	

