



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

Josinaldo Jarbas da Silva

**EFEITO DA CARGA AGUDA DE ALONGAMENTO UNILATERAL NA
ATIVIDADE MIOELÉTRICA E DESEMPENHO DURANTE O BOUNCE DROP
JUMP UNIPODAL**

PIRACICABA

2014

**EFEITO DA CARGA AGUDA DE ALONGAMENTO UNILATERAL NA
ATIVIDADE MIOELÉTRICA E DESEMPENHO DURANTE O BOUNCE DROP
JUMP UNIPODAL**

Josinaldo Jarbas da Silva

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

Josinaldo Jarbas da Silva

**EFEITO DA CARGA AGUDA DE ALONGAMENTO UNILATERAL NA
ATIVIDADE MIOELÉTRICA E DESEMPENHO DURANTE O BOUNCE DROP
JUMP UNIPODAL**

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. Aylton Figueira Junior – UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU

Prof. Dr. Charles Ricardo Lopes - UNIMEP

AGRADECIMENTOS

Começarei agradecendo a pessoa responsável por todos os meus passos acadêmicos, pessoa essa que me motivou e me auxiliou na realização e conclusão deste trabalho, muito obrigado Prof. Dr. Paulo H. Marchetti por sua paciência, atenção, amizade, dedicação e exemplo como pessoa. Tenho profunda admiração por sua pessoa e trabalho.

Agradeço a minha mãe, Teresinha da Silva (em memória), por seu amor, ensinamentos, carinho e por ser meu exemplo de vida, tudo que sou hoje, devo a você mãe, queria muito que estivesse comigo compartilhando este momento, te amo muito.

Agradeço ao meu pai, João Pereira da Silva, por tudo que me ensinou, por todos os momentos que passamos juntos, te amo pai.

Agradeço aos meus irmãos, Antônio Vicente da Silva, José Djaci da Silva, Miguel Carlos da Silva, José Laércio da Silva, Luiz Gonzaga da Silva, José Adjaelson da Silva e Hosana Adjaedna da Silva, obrigado pelo carinho, companheirismo, amor e paciência, amo todos vocês.

Agradeço a minha namorada Thais Porta de Lima pelo carinho, companheirismo, amor, compreensão, por estar compartilhando esse momento especial da minha vida e, pela ajuda na tradução dos textos de Inglês, obrigado, te amo muito Zing.

Agradeço a toda minha família, minhas tias, meus tios, meus primos e primas e a todos que me ajudaram de alguma maneira, seja com orações ou com torcidas.

Agradeço a todos os professores que fizeram parte de minha vida, em especial a Prof.^a Maria do Carmo Severo, um exemplo de pessoa e uma excelente educadora, obrigado por seu incentivo e por suas palavras, “estude com fé na santa meu filho”.

Agradeço a Sandra Medina, por seu incentivo e apoio para estudar quando cheguei em São Paulo, obrigado por suas palavras, por suas impressões e acima de tudo por sua amizade.

Agradeço ao Prof. Dr. Aylton Figueira Junior e ao Prof. Dr. Charles Ricardo Lopes por aceitarem o convite em forma à banca examinadora, por suas contribuições no desenvolvimento do trabalho.

Agradeço aos professores do grupo da UNIMEP por suas contribuições, ao Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior, por disponibilizar seus equipamentos para coleta de dados deste trabalho, muito obrigado.

Agradeço aos amigos e companheiros do Laboratório: Willy Andrade Gomes, Érica Paes Serpa, Enrico Gori Soares, Fernando Henrique Domingues de Oliveira Silva, Daniel Corrêa, Silvio Pecoraro, Antônio Claudio Paulodeto, Bráulio do Nascimento Lima, obrigado pelo companheirismo e amizade de todos.

Agradeço ao meu grande amigo José Anchieta Bezerra de Melo, pelo incentivo e motivação no início de tudo.

Agradeço a todos os sujeitos que disponibilizaram seu tempo para participar de minha pesquisa, muito obrigado pela dedicação de todos.

Por último, agradeço a DEUS, sim por último, por ter colocado todas estas pessoas iluminadas em meu caminho, todas tiveram um papel fundamental em minha vida. E muito obrigado por todos os momentos que tem me proporcionado.

“O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – Brasil”.

*Ninguém é tão inteligente que não tenha a aprender,
ou tão burro que não tenha a ensinar...
(autor desconhecido)*

RESUMO

O Objetivo do estudo foi verificar o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral de membros inferiores sobre o desempenho de saltos verticais unipodais para o membro ipsilateral e contralateral. 17 indivíduos do sexo masculino (idade: 24 ± 5 anos, estatura: 174 ± 7 cm, massa: $77,6 \pm 13$ kg), inexperientes em atividades relacionadas a saltos compareceram no laboratório em apenas uma sessão, fizeram uma familiarização, um breve aquecimento, em seguida foram instrumentados com eletrodos de eletromiografia superficial (EMG) no gastrocnêmio lateral (GL), depois realizaram uma contração voluntária máxima isométrica (CVMI), para ambos os membros inferiores. A técnica de salto utilizada foi o “*bounce drop jump*”. Os indivíduos realizaram três saltos para cada membro inferior, caindo de um *step* de 17 cm de altura sobre uma plataforma de força, depois foram submetidos a um protocolo agudo de alongamento estático, a carga aguda utilizada no protocolo foi $6 \times 45''/15''$. Uma escala subjetiva de desconforto de 0 a 10 foi utilizado como parâmetro, a intensidade foi mantida entre 7-9 durante o alongamento. Pós-protocolo mais três saltos foram realizados sob a plataforma de força, para o membro alongado imediatamente (0'), 10 e 20 minutos após o protocolo de alongamento, e um salto apenas imediatamente pós-protocolo para o membro não alongado. Os resultados mostraram um aumento significativo na amplitude de movimento (ADM), alteração no desempenho do salto (tempo de pico de força,) e na atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral (pré-ativação do sEMG e tempo de pré-ativação) entre condições pré e imediatamente após o alongamento, para o membro alongado. Foram observadas diferenças significantes no cross-effect, com o membro não alongado, para, (altura do salto, impulso, pico do EMG RMS e tempo de pré-ativação). Conclui-se que o alongamento estático melhorou a ADM, reduziu o desempenho do salto e mostrou um efeito de *cross-over* durante 10' pós-protocolo de alongamento em sujeitos inexperientes em salto.

Palavras-Chave: saltos verticais, potência, flexibilidade.

ABSTRACT

The objective of this study was to verify the acute effect of a unilateral stretching session of lower limbs on the performance of vertical jumps unipodals to the ipsilateral and contralateral limb. 17 males (age: 24 ± 5 years, height: 174 ± 7 cm, weight: 77.6 ± 13 kg), inexperienced in jump related activities attended in the lab in only one section. Initially the dominant lower limb was determined, and a brief warm up and a familiarization protocol were made. Subjects were instrumented with the placement of the electrodes surface electromyography (EMG) in the gastrocnemius lateralis (GL) and then were conducted a maximum voluntary isometric contraction (CVMI), for both lower limbs. The deep jump technique used was the "bounce drop jump". Individuals performed three jumps for each lower limb falling from a 17 cm high step on a force platform, then underwent to an acute static stretching protocol, the acute load used in the protocol was 6×45 "/15". A subjective discomfort scale of 0 - 10 were used as parameter, the intensity was maintained between 7-9 during the static stretching which was carried out by an experienced researcher in technique, with the evaluated in dorsal decubitus. After the stretching protocol, three jumps were performed by the stretched member over the force platform immediately (0), 10 and 20 minutes after the stretching protocol and one jump for the non-stretched limb were realized immediately after the stretching protocol. The results showed a significant increase in range of motion (ADM), change in jump performance (time of peak force) and on the lateral gastrocnemius myoelectric activity (pre-activation of sEMG and also pre activation time) between pre and immediately after stretching conditions, for the stretched limb. Significant differences were observed in the cross-effect, with the elongated member for (jump height, impulse, RMS EMG peak and pre-activation time). It is concluded that the static stretching improved ADM, reduced performance and showed a cross-over effect during 10 stretching post-protocol in jump inexperienced subjects.

Keywords: vertical jumps, power, flexibility.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Figura mostrando as fases do CAE. Fase A. Pré-ativação muscular, antes do impacto com o solo; Fase B. Alongamento da musculatura; Fase C. Encurtamento da musculatura, (Komi and Nicol 2000)..... | 20 |
| Figura 2. Reflexo de estiramento. (a) Eventos do reflexo de estiramento pelo qual o estiramento do músculo é refreado. Os eventos estão mostrados em círculo. (b) O reflexo patelar. A percussão do tendão patelar excita fusos musculares no musculo quadríceps, impulsos aferentes seguem para a medula espinal onde fazem sinapses com neurônios motores e interneurônios. Os neurônios motores enviam impulsos que ativam o quadríceps provocando sua contração, o que resulta na extensão do joelho e no movimento para frente do pé, impedindo o estiramento inicial. Os interneurônios fazem sinapses inibitórias com neurônios do corno ventral que inerva o grupo muscular antagonista, impedindo sua resistência à contração (Marieb and Hoehn 2009)..... | 21 |
| Figura 3. Figura ilustrativa das estruturas do sarcômero com as proteínas elásticas actina, miosina, nebulina e titina. Adaptado de (Ferreira and Antunes Neto 2012)..... | 24 |
| Figura 4. Fases do <i>Bounce drop jump</i> unipodal..... | 33 |
| Figura 5. Diagrama esquemático do procedimento experimental. Legenda: ADM (amplitude de movimento)..... | 34 |
| Figura 6. Amplitude de movimento passivo do tornozelo em dorsi-flexão (a) início e (b) final.. | 35 |
| Figura 7. Local da colocação dos eletrodos de eletromiografia de superfície: gastrocnêmios lateral do membro inferior direito e esquerdo..... | 36 |
| Figura 8. Posicionamento da plataforma de força (a) e gráfico demonstrativo da FRSv durante o BDJ unilateral..... | 37 |
| Figura 9. Posicionamento do sujeito para o alongamento do músculo tríceps sural..... | 38 |

- Figura 10.** Gráfico da força de reação do solo (em preto) e eletromiografia do gastrocnêmio lateral (em azul) integrados durante o *Bounce Drop Jump* Unipodal.....39
- Figura 11.** Gráfico representativo das variáveis analisadas através da força de reação do solo vertical durante o *Bounce Drop Jump* Unipodal: (a) pico da FRSv; (b) tempo para atingir o pico da FRSv; (c) tempo de contato.....40
- Figura 12.** Gráfico representativo da fase de pré-ativação (50ms) do sinal eletromiográfico do gastrocnêmio lateral durante o *Bounce Drop Jump* Unipodal.....41
- Figura 13.** Média e desvio padrão do tempo de pico de força para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$43
- Figura 14.** Média e desvio padrão do tempo de contato para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento.....44
- Figura 15.** Média e desvio padrão da altura do salto para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$45
- Figura 16.** Média e desvio padrão do pico de impacto para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento.....45
- Figura 17.** Média e desvio padrão do impulso para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$46
- Figura 18.** Média e desvio padrão da IEMG para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento.....47
- Figura 19.** Média e desvio padrão do pico do EMG RMS para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$48

Figura 20. Média e desvio padrão da pré-ativação para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$, + $P < 0,05$49

Figura 21. Média e desvio padrão do tempo de pré-ativação para os membros alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$50

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-------------|---|
| ABEP..... | Associação Brasileira de Empresa e Pesquisa |
| ADM..... | Amplitude de Movimento |
| ANOVA..... | Análise de Variância |
| CVMI..... | Contração Voluntária Máxima Isométrica |
| CAE..... | Ciclo Alongamento-Encurtamento |
| CCI..... | Coefficiente de Correlação Intra-Classe |
| DP..... | Desvio Padrão |
| ES..... | Effect Size |
| EMG..... | Eletromiografia |
| GL | Gastrocnêmio Lateral |
| Hz..... | hertz |
| MS | milisegundos |
| RMS..... | Root-Mean Square |
| TCLE | Termo de Consentimento Livre e Esclarecido |
| TDF..... | Taxa de Desenvolvimento de Força |
| UNIMEP..... | Universidade Metodista de Piracicaba |

LISTA DE SÍMBOLOS

% - Percentual

DP- Desvio Padrão

cm- Centímetros

mm- Milímetros

Kg- Quilograma

P- Nível de Significância

m- Metros

s- Segundos

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| RESUMO | 6 |
| ABSTRACT | 6 |
| LISTA DE FIGURAS | 7 |
| LISTA DE ABREVIATURAS | 11 |
| LISTA DE SÍMBOLOS | 12 |
| 1 INTRODUÇÃO | 15 |
| 2 OBJETIVO | 17 |
| 2.1 OBJETIVO GERAL: | 17 |
| 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS: | 17 |
| 3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA | 17 |
| 4 REVISÃO DE LITERATURA | 19 |
| 4.1. Ciclo Alongamento-Encurtamento (CAE) | 19 |
| 4.1.1 Reflexo de estiramento | 20 |
| 4.1.3 Efeito elástico dos tecidos passivos | 22 |
| 4.1.3.1 Proteínas elásticas contráteis | 23 |
| 4.1.3.2 Órgãos proprioceptores: órgão tendinoso de golgi e fuso muscular | 24 |
| 4.2. Efeitos do alongamento na performance de saltos | 25 |
| 5 MATERIAIS E MÉTODOS | 31 |
| 5.1 PARTICIPANTES | 31 |
| 5.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO | 31 |
| 5.3 PROCEDIMENTOS | 31 |
| 5.4 ANÁLISE DOS DADOS | 38 |
| 5.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA | 41 |
| 6. RESULTADOS | 43 |
| 7 DISCUSSÃO | 51 |
| 8 CONCLUSÃO | 55 |
| 9 APLICAÇÕES PRÁTICAS | 55 |
| REFERÊNCIAS | 56 |
| ANEXOS | 59 |
| ANEXO I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO | 59 |

| | |
|--|----|
| ANEXO II. CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA (CEP)..... | 60 |
| ANEXO III. ARTIGOS PUBLICADOS | 61 |

1 INTRODUÇÃO

Programas de exercícios físicos frequentemente incluem exercícios de força e flexibilidade, os quais podem ser considerados fundamentais para melhorar a condição física e de qualidade de vida em sujeitos saudáveis, fazendo parte também, de programas de treinamento físico em atletas e praticantes de atividade física (Rubini, Costa et al. 2007).

O treinamento de flexibilidade possui efeitos neurofisiológicos, hormonais, celulares e mecânicos que podem alterar positivamente ou negativamente as respostas do tecido biológico em diversas atividades subsequentes como movimentos de potência, força e controle postural, além de afetar o desempenho físico ou a prevalência de lesões (Behm, Buttom et al. 2001; Avela, Finni et al. 2004; Behm, Bambury et al. 2004; Shier 2004; Thacker, Gilchrist et al. 2004; Behm and Kibele 2007; Rubini, Costa et al. 2007; Behm and Chaouachi 2011; Pacheco, Balius et al. 2011). As alterações na potência, força e no controle postural podem estar relacionados, principalmente as alterações no torque muscular produzido pelo alongamento, o qual modifica a relação força-comprimento, inibindo os padrões de ativação neural, dependendo do estresse imposto ao tecido biológico (complexo músculo-tendíneo), afetando negativamente diferentes níveis do sistema nervoso, promovendo alterações no *feedback* proprioceptivo e conseqüentemente na ativação muscular (Avela, Finni et al. 2004).

Frequentemente atletas, técnicos ou praticantes de atividade física recreacionais utilizam o alongamento como forma de aquecimento, ou antes, de atividades de força e potência. Entretanto, as tarefas precedidas pelo alongamento estático podem sofrer modificações em seu desempenho ou coordenação em função das alterações teciduais e neurofisiológicas e, as tarefas como os saltos possuem caráter funcional e atlético (Rubini, Costa et al. 2007), sendo essenciais em atividades diárias, esportivas, e podem ser alteradas pelo alongamento prévio.

Dentre as diferentes técnicas de salto, o *drop jump* é uma atividade pliométrica que envolve a queda de uma determinada altura, aterrissagem e a execução máxima do salto imediatamente após a queda (Bompa 2004). O objetivo do *drop jump* é melhorar a capacidade de tendões e músculos em estocarem e liberarem energia elástica quando expostos a altas forças de alongamento (Ball and Scurr 2009). Diversos estudos mostram efeitos deletérios do alongamento em diferentes variáveis do desempenho dos saltos como: altura de salto (Behm, Buttom et al. 2001; Cornwell, Nelson et al. 2002); (Behm and Kibele 2007; Rubini, Costa et al. 2007; Behm

and Chaouachi 2011), tempo de contato (Behm and Kibele 2007; Rubini, Costa et al. 2007) e atividade eletromiográfica (Cornwell, Nelson et al. 2002; Wallmann, Mercer et al. 2005). Isto, possivelmente se deve pelo fato que os saltos dependem do ciclo alongamento-encurtamento, o qual utiliza recursos mecânicos e teciduais (rigidez da unidade músculo-tendínea, retardo eletromecânico) e reflexos (fuso muscular, órgão tendinoso de golgi e as fibras sensoriais III e IV), além das alterações estruturais momentâneas relacionadas ao posicionamento dos filamentos actina-miosina para seu aumento de potência. Desta forma, os diferentes protocolos de alongamento estático podem alterar negativamente, podendo modificar o desempenho e a potência durante os saltos.

Com base na literatura científica, considera-se que o alongamento passivo possa afetar (inibir ou excitar) componentes centrais ou periféricos do sistema nervoso influenciando não apenas o membro alongado, mas o membro contralateral ao membro alongado, através de um efeito chamado de crossover. Alguns estudos mostram o efeito crossover em tarefas de força, onde os estímulos aplicados em um membro afetam o membro contralateral alterando seu desempenho (Kidgell and Pearce 2011). Tais adaptações são consideradas eminentemente neurais, em função da dependência entre hemisférios cerebrais através do corpo caloso. Sendo que uma das funções do corpo caloso é tornar as informações armazenadas no córtex de um hemisfério disponível para as áreas corticais do hemisfério oposto, e isso ocorre devido à presença das fibras com abundantes conexões neurais bidirecionais respectivas das áreas corticais dos dois hemisférios (Guyton and Hall 2006).

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL:

Verificar o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral de membros inferiores sobre o desempenho de saltos verticais unipodais para o membro ipsilateral e o contralateral.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Mensurar o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral na atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral e na produção de força de reação do solo vertical do membro alongado e não alongado durante o *bounce drop jump* máximo unipodal em sujeitos inexperientes em atividades de salto.

Verificar os efeitos de uma sessão de alongamento unilateral no desempenho do membro alongado para as tarefas de salto imediatamente pós (0'), 10 e 20 minutos do protocolo de alongamento.

2.3 HIPOTESES:

O alongamento passivo possa afetar (inibindo ou excitando) os componentes centrais ou periféricos do sistema nervoso influenciando para o membro alongado

O alongamento passivo possa afetar (inibindo ou excitando) os componentes centrais ou periféricos do sistema nervoso influenciando não apenas o membro alongado, mas também o membro contralateral ao membro alongado, através de um efeito chamado de crossover.

3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

Baseado na literatura atual sabe-se que o alongamento agudo gera efeitos de alteração do desempenho em diversas tarefas de potência como saltos e exercícios de força, entretanto pouco se conhece sobre seus efeitos no membro contralateral induzido por modificações neurais tanto periféricas quanto centrais (modificação da propriocepção que poderiam afetar o controle motor) em tarefas dinâmicas. A tarefa dinâmica de *bounce drop jump* foi escolhida por seu caráter específico de desempenho dos flexores plantares, deixando a análise mais controlada na avaliação do efeito do alongamento no tríceps sural. A literatura científica aponta diferenças no

desempenho dos saltos, mas utilizaram protocolos de alongamento gerais realizando o alongamento de diferentes grupos musculares de membro inferior, mesmo que estes não possuam efeito direto na tarefa a ser desempenhada. A prática de alongamento é utilizada associada a diversas capacidades físicas durante o treinamento físico, atividade física ou mesmo esportes, entretanto pouco se conhece sobre seus efeitos na performance dos saltos com quedas, na absorção do impacto. Desta forma, o entendimento dos efeitos agudos do alongamento unilateral em tarefas dinâmicas são fundamentais para o entendimento de como o sistema neuromuscular se adapta, além do conhecimento sobre os efeitos contralaterais e temporais no desempenho.

4 REVISÃO DE LITERATURA

Os treinamentos pliométricos são usados frequentemente dentro de programas de treinamento de força e potência dos membros inferiores, os saltos melhoram a capacidade dos tendões e músculos em armazenar e liberar energia elástica quando exposto a altas forças de alongamentos tais como aqueles encontrados dentro de um programa de treino que envolva saltos ou em algumas fases de corrida (Ball, Stock et al. 2010). Exercícios pliométricos para os membros inferiores combinados a velocidade e a força produzem um movimento reativo-explosivo e estes movimentos envolvem um ciclo de ações musculares excêntricas (alongamento) e concêntricas (encurtamento), geralmente usando o corpo como sobrecarga. Os exercícios pliométricos utilizam a energia elástica acumulada nos músculos durante a fase excêntrica da contração para ajudar no aumento da fase concêntrica. Além disso, se supõe que o ciclo de alongamento-encurtamento (CAE) rápido causa excitação dos reflexos musculares melhorando o desempenho de outros movimentos esportivos como salto, corrida de velocidade e agilidade (Cappa and Behm 2013).

4.1. Ciclo Alongamento-Encurtamento (CAE)

Diversas modalidades esportivas e recreacionais utilizam os saltos como atividades básicas. Os saltos podem ser classificados de diversas formas (ex: salto com contramovimento, saltos concêntricos ou saltos realizados pós-queda, *drop jumps*). Os saltos chamados de *Drop Jump* são compostos por fases, sendo a primeira a queda do sujeito de um local mais alto, e então, realizar-se-á um salto com contramovimento máximo onde o sujeito atingiu a maior altura possível (Komi and Nicol 2000). Este tipo de estratégia resulta em alturas de saltos maiores em função do tipo de efeito imposto ao corpo. Este efeito é caracterizado pela fase excêntrica precedendo à concêntrica, comumente chamada de ciclo alongamento-encurtamento, (CAE). (FIGURA 1). Um aspecto particularmente importante do CAE é que os músculos são pré-ativados antes de serem submetidos ao alongamento, ou seja, ação excêntrica do músculo (Komi and Nicol 2000).

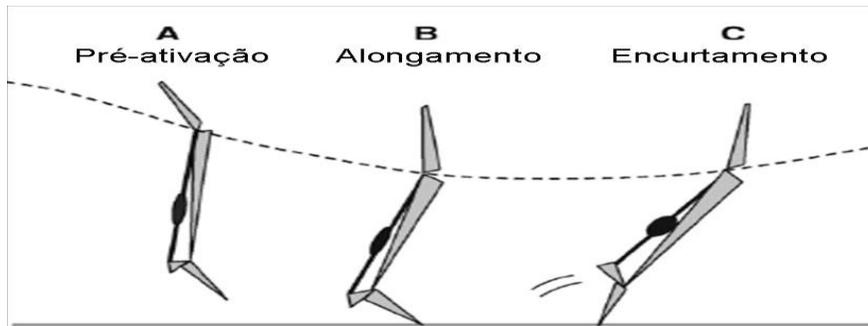


Figura 1. Figura mostrando as fases do CAE. Fase A. Pré-ativação muscular, antes do impacto com o solo; Fase B. Alongamento da musculatura; Fase C. Encurtamento da musculatura. (Komi and Nicol 2000).

O CAE efetivo pode ser pautado em três condições fundamentais: (1) Pré-ativação do músculo bem temporizada, antes da fase excêntrica; (2) uma fase excêntrica curta e rápida, (3) transição imediata [com pequenos atrasos entre as fases de alongamento (ação excêntrica) e encurtamento (ação concêntrica)] e (4) fase de encurtamento (concêntrica máxima) (Komi and Nicol 2000).

O CAE está relacionado a potência muscular, mecanismos passivos e reflexo de estiramento no aumento da força e potência do músculo. Portanto, os efeitos no desempenho relacionados ao CAE dependem de três mecanismos que trabalham simultaneamente:

1. Reflexo de estiramento (ação do fuso muscular):
2. Contração voluntária máxima:
3. Efeito elástico dos tecidos passivos:

4.1.1 Reflexo de estiramento.

Os músculos esqueléticos contêm fibras sensoriais (fusos musculares). Os fusos musculares avaliam o grau de estiramento do músculo, assim como sua velocidade de contração, no reflexo de estiramento, o rápido estiramento do músculo alonga os fusos resultando em um aumento na frequência de potenciais de ação no neurônio sensorial aferente do fuso, essas fibras aferentes excitam os motoneurônios α na medula espinal que inerva o músculo. Este reflexo é uma contração induzida pelo estiramento do músculo sem estímulos cerebrais (Guyton and Hall 2006). O reflexo do estiramento muscular basicamente consiste na contração reflexa de um músculo quando o mesmo é estirado. Assim, é a manifestação mais simples da função do fuso muscular, pois sempre que o músculo é estendido rapidamente, a excitação dos fusos causa a

contração reflexa das fibras musculares extrafusais do próprio músculo estirado (Guyton and Hall 2006) (FIGURA 2). O reflexo de estiramento corresponde ao índice de alongamento muscular, esse reflexo tem respostas mais rápidas ao estímulo, ou seja, ao índice de alongamento muscular. Para garantir que a ação do reflexo de estiramento seja obtida, o músculo deve estar alongado. É muito importante enfatizar que a velocidade do alongamento aumenta rapidamente a frequência de descarga do fuso muscular. Esse efeito pode ser alcançado e explorado por meio de várias formas de pliometria, especialmente os treinamentos com salto em profundidade, pois estes resultam em aumentos significantes no desempenho dos saltos verticais (Bompa 2004).

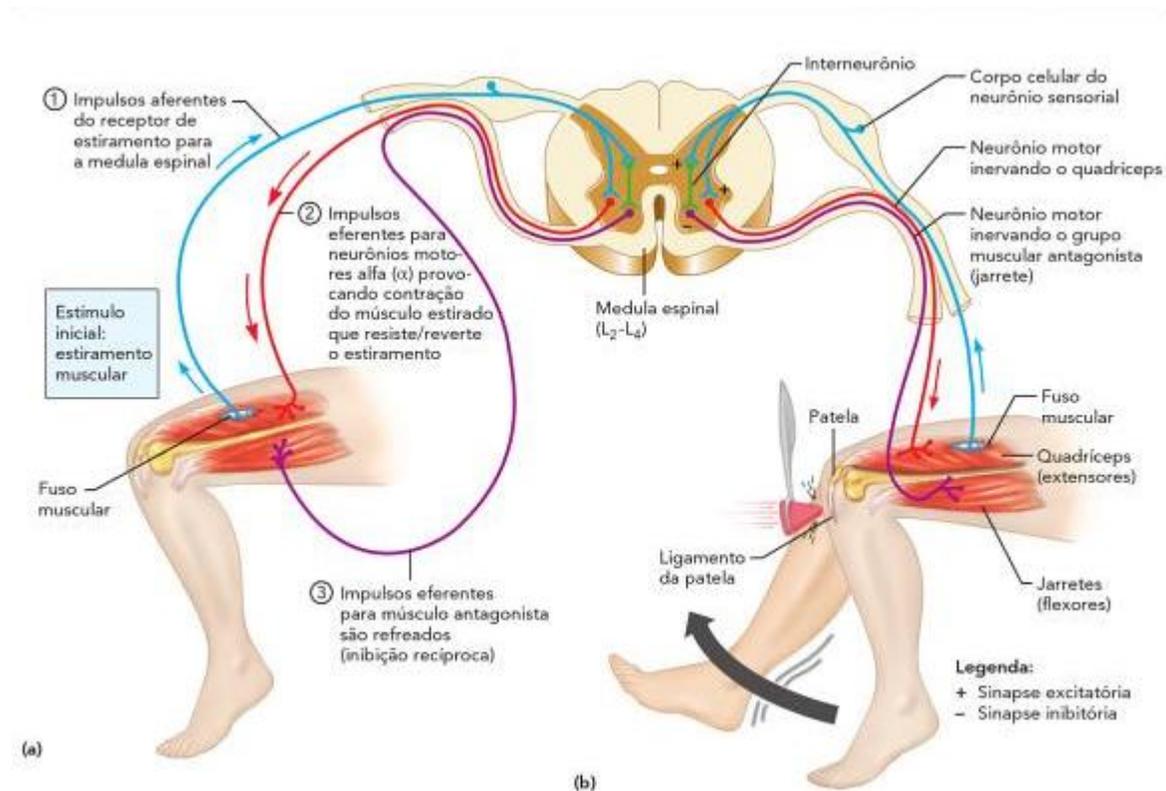


Figura 2. Reflexo de estiramento. (a) Eventos do reflexo de estiramento pelo qual o estiramento do músculo é refreado. Os eventos estão mostrados em círculo. (b) O reflexo patelar. A percussão do tendão patelar excita fusos musculares no musculo quadríceps, impulsos aferentes seguem para a medula espinal onde fazem sinapses com neurônios motores e interneurônios. Os neurônios motores enviam impulsos que ativam o quadríceps provocando sua contração, o que resulta na extensão do joelho e no movimento para frente do pé, impedindo o estiramento inicial. Os interneurônios fazem sinapses inibitórias com neurônios do corno ventral

que inerva o grupo muscular antagonista, impedindo sua resistência à contração (Marieb and Hoehn 2009).

4.1.2 Contração voluntária máxima

A célula muscular possui a capacidade de produzir contrações quando estimulada eletricamente. A função do músculo é desenvolver ou gerar tensão em um processo chamado contração, que, por sua vez, produz movimentos. A contração voluntária máxima é o máximo de força que um músculo consegue gerar dentro de um determinado tempo. As contrações podem ser do tipo isotônicas, concêntricas e dinâmicas que correspondem às contrações nas quais o músculo desenvolve tensão enquanto é contraído (Guyton and Hall 2006). A contração, para ser ou ter uma grande potência, é produzida por uma contração do tipo alongamento-encurtamento, na qual o músculo extensor adquire uma ótima rigidez, aumentando a tensão no tendão, e resultando em uma fase excêntrica, mais eficaz. Adicionalmente, durante o alongamento o reflexo de estiramento proporciona incremento na ativação durante uma contração voluntária. A contração máxima, o tempo de reação e a capacidade de realizar movimentos potentes na mais alta frequência e, em pouco tempo, são habilidades dominantes e fatores importantes para que atletas e ou praticantes de atividades com saltos alcancem o mais alto nível de desempenho (Bompa 2004).

4.1.3 Efeito elástico dos tecidos passivos

O CAE baseia-se no acúmulo de energia potencial elástica aproveitando-se da força elástica produzida pelos tecidos. O componente elástico de um determinado grupo muscular é precedido por uma ação excêntrica e a ação concêntrica resultante gera uma força maior. Quando um determinado grupo muscular é colocado em posição de alongamento em um período curto de tempo, gera-se a energia elástica no sentido contrário ao alongamento, é o que se observa, por exemplo, em um salto, no qual a musculatura envolvida é rapidamente alongada instante antes do impulso, e rapidamente produz energia elástica para realização do salto (Komi and Nicol 2000). Os exercícios pliométricos desenvolvem o sistema de reação neuromuscular ou a atividade excêntrica e concêntrica, a qual sobrecarrega os componentes elásticos e contráteis do músculo. A elasticidade natural das fibras musculares e componentes elásticos em série (tendão) permitem

que o músculo estoque energia potencial durante a fase excêntrica do movimento, que depois é liberada como energia cinética (energia relacionada ao movimento), associada à energia potencial elástica na contração concêntrica, causando movimentos rápidos e explosivos. (Bompa 2004).

4.1.3.1 Proteínas elásticas contráteis

Rubini et al., (2004) cita que o filamento fino é composto pela actina e por várias proteínas adicionais, como a nebulina, a troponina, a tropomiosina e a titina que constitui aproximadamente 10% de massa da miofibrila (FIGURA 3). Por isso, juntamente com a nebulina é chamada de proteína gigante. Uma importante propriedade da titina é sua capacidade de prover miofibrilas inativas (relaxadas) com elasticidade, ou seja, desenvolver tensão passiva, que se refere à força mecânica exercida pelo sarcômero contra o alongamento, em contraste à força ativa produzida pela interação actina/miosina.

Outra propriedade é a de posicionar o filamento de miosina no centro do sarcômero quando o sarcômero é alongado, a parte da molécula de titina ligada à miosina apresenta-se rigidamente ligada aos filamentos grossos, enquanto a parte da molécula de titina que se liga da linha Z até a extremidade da miosina (banda I) comporta-se elasticamente é essa elasticidade que é importante para a compreensão da flexibilidade, visto que os outros filamentos jamais alteram o seu comprimento, sendo totalmente rígidos, durante o alongamento, a estrutura elástica mais afetada é a titina, que passa a oferecer menos resistência passiva do que todas as outras estruturas (Rubini and Gomes 2004).

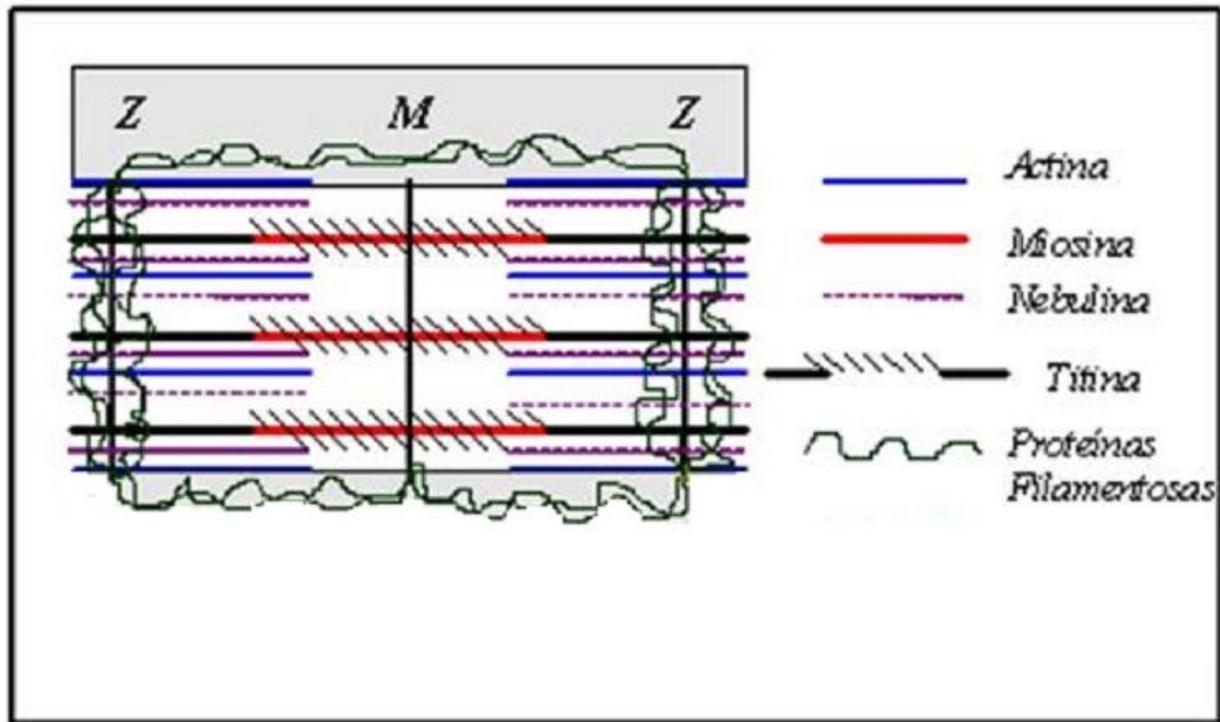


Figura 3. Figura ilustrativa das estruturas do sarcômero com as proteínas elásticas actina, miosina, nebulina e titina. Adaptado de (Ferreira and Antunes Neto 2012).

4.1.3.2 Órgãos Proprioceptores: Órgão Tendinoso de Golgi e Fuso Muscular

Os músculos e os tendões são abundantemente supridos por dois tipos especiais de receptores sensoriais: Os fusos musculares e o OTG. Os Fusos Musculares que se distribuem por todo o corpo dos músculos e enviam informações para o sistema nervoso mostrando o comprimento ou a velocidade de variação do comprimento dos músculos (Guyton and Hall 2006). Os Órgãos Tendinoso de Golgi estão localizados nos tendões musculares e transmitem informações sobre a tensão dos tendões ou a velocidade de variação da tensão mecânica imposta por um alongamento (Guyton and Hall 2006). Os sinais desses dois receptores são quase que totalmente para o propósito do controle muscular intrínseco, e operam quase que inteiramente em nível subconsciente, ainda assim, eles transmitem uma enorme quantidade de informações, não só para a medula espinal como também para o cerebelo e para o córtex cerebral ajudando cada uma dessas partes do sistema nervoso em sua função de controlar as ações musculares (Guyton and Hall 2006).

4.2. Efeitos do alongamento na performance de saltos

A flexibilidade é considerada uma capacidade física relacionada à capacidade de deslocar o segmento ou articulação em sua máxima amplitude de movimento (ADM), o alongamento é definido por ser uma forma de manter ou aumentar a ADM, aprimorando a flexibilidade (Alter 1999). O treinamento de flexibilidade possui características neurofisiológicas celulares e mecânicas e os protocolos de alongamento podem modificar as respostas do tecido biológico nas atividades subsequentes, como movimentos de potência e força Rubini et al (2007). O alongamento passivo aplicado antes da atividade física de forma estática não compromete o desempenho da atividade, exceto em atividades que exijam força ou velocidade de execução (potência), porém nesses casos um trabalho dinâmico pode ser um fator determinante para uma boa preparação gerando melhora no desempenho.

Os treinamentos pliométricos (saltos) dependem totalmente ciclo alongamento encurtamento (CAE), cuja sua função fisiológica é aumentar a eficiência mecânica dos movimentos que utilizam ações musculares excêntricas seguidas imediatamente por ações concêntricas tornando o movimento subsequente máximo e potente. Os protocolos de alongamento máximo e submáximo pode alterar a complacência na unidade músculo-tendínea e altera a relação de comprimento-tensão no músculo alongado e, afeta de forma significativa todas as atividades subsequentes de força explosiva e potência especialmente quando expressadas com contrações isométricas máximas comprometendo assim o desempenho dos diversos tipos de saltos. Wallmann et al.(2005) afirmam que o aquecimento associado ao alongamento, visando o salto vertical, acompanhado de atividade dinâmica, não tem significativa diferença de desempenho quando é executado somente atividade dinâmica. Para Pacheco et al., (2011) o alongamento feito de forma ativa e estática pode ser recomendado para uma dinâmica eficiente durante o aquecimento dos exercícios que envolvem força explosivas e potência, porém o objetivo do estudo foi demonstrar os efeitos de curto prazo de diferentes exercícios de alongamento nos membros inferiores durante o período de aquecimento e o protocolo de alongamento utilizado foi (sem alongamento [SA], alongamento estático passivo [AEP], técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva [FNP], alongamento estático ativo em tensão passiva [AETP], alongamento estático ativo em tensão ativa [AETA], Behm et al (2011) em um estudo

de revisão sobre os efeitos agudos do alongamento estático e dinâmico no desempenho, afirma que, quando a duração total do alongamento estático em um único grupo é $> 90s$ (ou seja, 3 séries de 30s) há fortes provas para deficiência de desempenho, no entanto se a duração total do alongamento estático for $< 90s$ parece haver mais variabilidade na evidência para deficiência no desempenho. Mas vale a pena ressaltar que o protocolo de alongamento para ter um efeito deletério no desempenho dos saltos tem que manter uma sobrecarga de (270 a 3600 s), dentro de uma escala subjetiva de desconforto de (0 a 10) onde 0 é sem dor alguma e 10 o máximo de dor imaginável e a intensidade do alongamento dever permanecer entre 7-9 de acordo com Behm et al (2011). Um estudo similar ao do Pacheco et al., (2011) feito por Bradley et al., (2007) teve como objetivo comparar os efeitos agudos dos diferentes modos de alongamento no desempenho do salto vertical onde o protocolo de alongamento foi o seguinte: (a) controle, (b) 10 minutos de alongamento estático, (c) 10 minutos de alongamento balístico e (d) 10 minutos de alongamento por facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP). Os resultados contrariam os achados no estudo de Pacheco et al., (2011), as alturas dos saltos verticais diminuíram pós os alongamentos estático e, FNP e também houve um pequeno decréscimo pós o alongamento balístico, mas o protocolo de alongamento feito no estudo Pacheco et al., (2011) foi de curta duração enquanto Bradley et al., (2007) usou um protocolo de longa duração explicando assim a diferença nos resultados e reforçando ainda mais as informações fornecidas por Behm et al (2011). No entanto, o desempenho dos saltos foi totalmente recuperado após 15 minutos dos alongamentos o estudo concluiu que o desempenho do salto vertical é diminuído por 15 minutos, se for feito pós o alongamento estático ou FNP, considerando que o alongamento balístico tem pouco efeito no desempenho do salto, conseqüentemente, alongamento por FNP ou o alongamento estático não devem ser realizados imediatamente antes de um movimento atlético explosivo. Em um estudo feito por Ball et al. (2010) analisaram as forças de reação do solo vertical bilateral e componentes temporais do *bounce drop jump* a partir de três alturas diferentes (0,20; 0,40 e 0,60 m). O protocolo de alongamento envolveu um aquecimento padronizado de cinco minutos na esteira e alongamentos dinâmicos, incluindo levantamento da panturrilha em caminhada e levantamento dos isquiotibiais em caminhada, antes de realizarem três *bounce drop jumps* para cada uma das três alturas de salto, os resultados indicaram que as variáveis de força e tempo aumentaram com o aumento da altura do salto, para as alturas 0,20 e 0,40 m foi observado diferenças bilaterais no tempo para atingir a força pico, força média, e impulso e não houve diferenças bilaterais para

todas as variáveis quando a altura foi 0,60 m, o estudo concluiu que a altura de 0,60 m para o *bounce drop jump* é indicado para garantir que não ocorra nenhuma diferença nas forças verticais bilaterais e componentes temporais, no entanto, os tempos de contato mais curtos foram encontrados em alturas menores 0,20 e 0,40 m. Hough et al., (2009) ao avaliar os efeitos do alongamento estático (AE) e do alongamento dinâmico (AD) no desempenho de impulsão vertical (IV) e na atividade eletromiográfica (EMG) do músculo vasto medial demonstram que o AE tem uma influência negativa no desempenho da IV, indo ao encontro com os achados no estudo de Ball et al (2010) e Pacheco et al (2011), enquanto o AD tem um impacto positivo, confirmando os achados no estudo do Wallmann et al (2005), o estudo atribuiu o aumento do desempenho da IV após o AD à potencialização pós-ativação, enquanto a redução no desempenho da IV depois do AE, foi atribuída a um enfraquecimento neurológico e a uma possível alteração nas propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendínea (UMT) corroborando com os achados no estudo do Rubini et al (2007), que reporta as características neurofisiológicas, celulares e mecânicas do treinamento de flexibilidade e os protocolos de alongamento altera as respostas do tecido biológico nas atividades subsequentes, como movimentos de potência e força explosiva. O estudo conclui que é necessária a inclusão do AD e a exclusão do AE na preparação para atividades que exijam alto desempenho como os saltos ou forças explosivas. Fortier et al (2013) investigou os efeitos agudos do alongamento estático isolado de curta duração ou combinado com exercícios de pliometria no desempenho de parâmetros anaeróbios (força, salto e corrida de velocidade). O protocolo foi composto por alongamento estático, alongamento estático combinado com exercícios pliométricos e nenhum alongamento. A duração total do alongamento foi de 20 segundos para cada grupo muscular (quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural). Os resultados mostraram que em todas as situações, a força máxima e as corridas de velocidade permaneceram inalteradas, fortalecendo os resultados do estudo do Pacheco et al., (2011) e Behm et al (2011), enquanto a altura e a impulsão vertical caiu significativamente, reforçando os resultados encontrados no estudo do Hough et al (2009) e La Torre et al (2010), que ao examinar os efeitos do alongamento estático nos músculos extensores da perna durante o *squat jump* (SJ) em diferentes ângulos iniciais do joelho com o seguinte protocolo: (condição de controle) por alongamento estático de 10 minutos dos músculos do quadríceps e do tríceps sural durante o SJ em diferentes ângulos iniciais do joelho: 50°, 70°, 90° e 110°, os resultados demonstraram que o desempenho foi significativamente menor na

condição de alongamento estático que no grupo controle, a altura do SJ, o pico da força e a velocidade máxima aumentaram de acordo com a amplitude do ângulo tanto na condição de controle como na de alongamento, demonstrando uma influência negativa do AE no desempenho da IV. Fortier et al (2013) concluiu que o alongamento estático isolado ou combinado com exercícios pliométricos, mesmo de curta duração, não se mostraram eficientes para melhorar o desempenho em força, competência de salto e corridas de velocidade e deveriam ser excluídos das sessões de alongamento, enquanto La Torre et al (2010), sugerem que uma rotina aguda de alongamento estático reduz a potência e o desenvolvimento de força durante o SJ, portanto, o uso do alongamento estático pode ser questionável para as atividades de potência que requerem maior poder para ângulos de joelho próximos à extensão total. Donti et al., (2014) analisaram os efeitos da flexibilidade basal e a habilidade do salto vertical no aumento da amplitude de movimento (ADM) com as pernas estendidas e o desempenho do *counter-movement jump* (CMJ) seguidos de diferentes volumes de alongamentos e exercícios de potências. A ADM e o CMJ foram medidos após dois protocolos de aquecimento diferentes envolvendo alongamento estático e exercícios de potência. O aquecimento inclui o alongamento estático com curta duração (15 s) seguido por 5 *tuck jumps*, enquanto o outro incluiu alongamento estático de longa duração (30 s) seguido de 3 séries x 5 *tuck jumps*. A ADM e CMJ foram medidos pré, durante e 12 min pós as rotinas dos dois protocolos de aquecimentos. Os resultados mostraram grandes diferenças entre os três grupos no desempenho basal da ADM e SCJ. Um tipo de interação entre aquecimento x tempo foi encontrada por ambos ADM e SCJ. No entanto, todos os sujeitos, independentemente do grupo, responderam de uma maneira semelhante aos diferentes protocolos de aquecimento para ambos ADM e SCJ, conforme indicado pela falta de interações significativas para o grupo (condição x grupo, tempo x grupo ou condição x tempo x Grupo). A ADM e o SMJ permaneceram inalterados pós o protocolo de aquecimento de curta duração, enquanto no protocolo de aquecimento de longa duração a ADM e o SMJ aumentaram pós-alongamento. A ADM aumentou após o protocolo de alongamento longo e após 12 min caiu sem atingir os níveis basais. Os achados no estudo do Donti et al., (2014), corroboram com Bradley et al., (2007), Pacheco et al., (2011), e Behm et al (2011), que só encontraram resultados significativos pós-protocolos de alongamentos de longa duração. Behm et al., (2007) examinaram os efeitos de intensidades submáximas dos músculos quadríceps, isquiotibiais e flexores plantares, sendo considerado menor que o ponto de desconforto (PDD), do alongamento estático na performance

de atividades subsequentes. Dez estudantes universitários foram pré-testados executando duas repetições de três alongamentos diferentes para avaliar a amplitude de movimento (ADM) e duas repetições de cinco diferentes tipos de saltos. Após o pré-teste, os participantes foram alongados quatro vezes durante 30 s cada, com 30 s de recuperação para os músculos quadríceps, isquiotibiais e flexores plantares a 100%, 75% e 50% do PDD ou em uma condição de controle. Cinco minutos após as condições de alongamento ou de controle, os sujeitos foram testados pós-alongamentos nas mesmas condições pré-teste. Todas as três intensidades de alongamento afetaram negativamente a alturas do salto. Com os dados recolhidos sobre a intensidade do alongamento, houve uma diminuição significativa na altura do salto para o *drop jump* (DJ), *squat jump* (SJ), *counter-movement jump* (CMJ) com uma flexão dos joelhos em 70°, utilizando o CMJ como o salto estratégico preferido e amplitude curta CMJ, respectivamente. Um efeito agudo com intensidade máxima ou submáxima do alongamento pode prejudicar diversos estilos de saltos.

Power et al., (2004) examinaram como uma rotina de alongamento estática (AE) reduziu a força isométrica, a ativação muscular, a performance do salto e a melhoria da amplitude de movimento (ADM). Em segundo lugar, o estudo comparou a duração das alterações das variáveis dependentes com a duração da mudança na ADM. Doze estudantes universitários foram avaliados pré e pós (30, 60, 90 e 120 min) AE do quadríceps e flexores plantares (F P) ou em um período semelhante de não alongamento (controle). Medições durante contrações isométricas incluindo contração voluntária máxima (CVM), propriedades contráteis evocadas (contração de pico e tétano), a atividade eletromiográfica integrada de superfície (IEMG) dos grupos musculares agonista e antagonistas, e inativação muscular como medida pela técnica de interpolação de estímulos (TIT). As medidas dos saltos verticais (SV) incluíram somente altura do salto unilateral concêntrico (sem contramovimento), bem como a altura do drop jump e tempo de contato. ADM associado à flexão do quadril sentada, extensão do quadril deitado, e flexão plantar dorsiflexão também foi registrado. Os resultados pós AE, mostrou que houve uma diminuição significativa de 9,5% e 5,4% no torque ou a força do quadríceps para CMV e TIT, respectivamente. A força permaneceu significativamente menor por 120 min (10,4%), em paralelo com o aumento significativo da percentagem (6%) em atingir ADM (120 min). Depois de AE, não houve mudanças significativas no desempenho do salto ou nas medidas de FP. Concluiu-se o paralelo da duração de alterações na ADM e na força isométrica do quadríceps

pode sugerir uma associação entre as alterações induzidas pelo o alongamento na complacência muscular e produção de força isométrica.

Os estudos acima mostram efeitos deletérios dos protocolos de alongamento em diferentes variáveis de desempenho como: altura de salto, (Behm and Kibele 2007), (Bradley, Olsen et al. 2007), (Hough, Ross et al. 2009), (Ball, Stock et al. 2010), (La Torre, Castagna et al. 2010), impulsão vertical, (Hough, Ross et al. 2009), EMG, (Hough, Ross et al. 2009), pico de força, (Hough, Ross et al. 2009), força explosiva, (Pacheco, Balius et al. 2011), ADM, (Donti, Tsolakis et al. 2014), (Power, Behm et al. 2004), (Behm and Kibele 2007), Os protocolos de alongamento alteram os recursos mecânicos e teciduais (rigidez da unidade músculo-tendínea), provocando um retardo eletromecânico nas fibras sensoriais III (mecanorreceptoras), aferentes IV (nociceptoras) e no órgão tendinoso de golgi.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Tratou-se de um estudo transversal, prospectivo, realizado no laboratório de Performance Humana da Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), baseado nas recomendações do CONSORT (Martins, Souza et al. 2009).

5.1 PARTICIPANTES

A amostra foi composta por 17 indivíduos do sexo masculino (idade: 24 ± 5 anos, estatura: 174 ± 7 cm, massa: $77,6\pm 13$ kg), todos inexperientes em atividades esportivas relacionadas à saltos. O número de sujeitos ($n=15$) foi determinado utilizando os dados da altura de salto de um estudo piloto previamente realizado, com indivíduos que possuem as mesmas características que foram empregadas no presente estudo, baseado em significância de 5% e um poder do teste de 80% (Eng 2003). Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais por meio de uma reunião entre os responsáveis pelo estudo e os sujeitos, sendo esclarecidos 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, ANEXO I), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP (Protocolo #74/12, ANEXO II). A metodologia proposta foi formulada respeitando resoluções 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

5.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Os critérios de inclusão adotados foram: (i) sujeitos não praticantes de atividade esportiva que apresentassem quaisquer tipos de saltos, (ii) sujeitos que apresentassem baixo nível de aptidão em atividades físicas gerais, (iii) não apresentar qualquer acometimento osteo-mioarticular e ligamentar nos membros inferiores e tronco.

5.3 PROCEDIMENTOS

Os sujeitos se apresentaram no laboratório em apenas uma sessão e foram orientados à se absterem de quaisquer atividades físicas por no mínimo 72 horas antes das avaliações.

Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre sua preferência em chutar uma bola (Maulder and Cronin 2005), então os dados antropométricos (peso, estatura) foram mensurados, e os sujeitos foram questionados sobre o tempo e nível de condição física, além da idade.

No primeiro momento, os sujeitos realizaram a familiarização com a tarefa de salto, um breve aquecimento com saltitos, e então a devida instrumentação foi realizada (colocação dos eletrodos de eletromiografia superficial (sEMG) no gastrocnêmio lateral (GL) de ambos os membros inferiores. Foi realizada a contração voluntária máxima isométrica (CVMI) visando a máxima contração em extensão de tornozelos, por 5 segundos, em posição neutra, para ambos os membros inferiores, para posterior normalização dos dados do sinal sEMG obtidos nas tarefas (Hermens, Freriks et al. 2000).

A técnica de salto utilizada no presente estudo foi o salto em profundidade chamado de “*bounce drop jump*”. Este salto foi escolhido por utilizar apenas a ação dos músculos extensores de tornozelo na aterrissagem e propulsão do salto. Assim, após a aterrissagem de uma queda pré-determinada, o executante realiza um salto máximo, o mais rápido possível, focando nos extensores plantares e envolvendo minimamente os movimentos de quadril e joelho, e visando utilizar os mecanismos neuromusculares envolvidos no ciclo alongamento-encurtamento (CAE), (Ball, Stock et al. 2010). Os sujeitos caíram de um *step* de 17 cm de altura (Lees and Fahmi 1994); (Voight, Simonsen et al. 1995), estando na posição de pé e com as mãos apoiadas no peito. A partir daí, realizaram uma queda unipodal sobre a plataforma de força, executando a seguir e de forma contínua, um salto vertical unipodal procurando atingir a maior altura possível e aterrissando com o mesmo membro inferior. É importante ressaltar que no momento de iniciar a queda, os sujeitos não poderiam realizar nenhum impulso, e caso o mesmo ocorresse, o salto seria desconsiderado (FIGURA 4).



Figura 4. Fases do *Bounce drop jump* unipodal. A) fase inicial, B) fase de queda, C) fase de contato do ante pé, D) fase final, E) fase do início da propulsão, F) fase propulsiva.

Os sujeitos realizaram 3 execuções máximas do *bounce drop jump* unipodais, para cada membro inferior (membro alongado e não alongado), nas condições pré e pós-alongamento. As medidas de pós-alongamento foram realizadas apenas uma vez nas condições: imediatamente (0'), 10 e 20 minutos após o protocolo de alongamento unilateral para o membro alongado e apenas as condições pré e imediatamente após foram utilizadas para o membro não alongado (FIGURA 5).

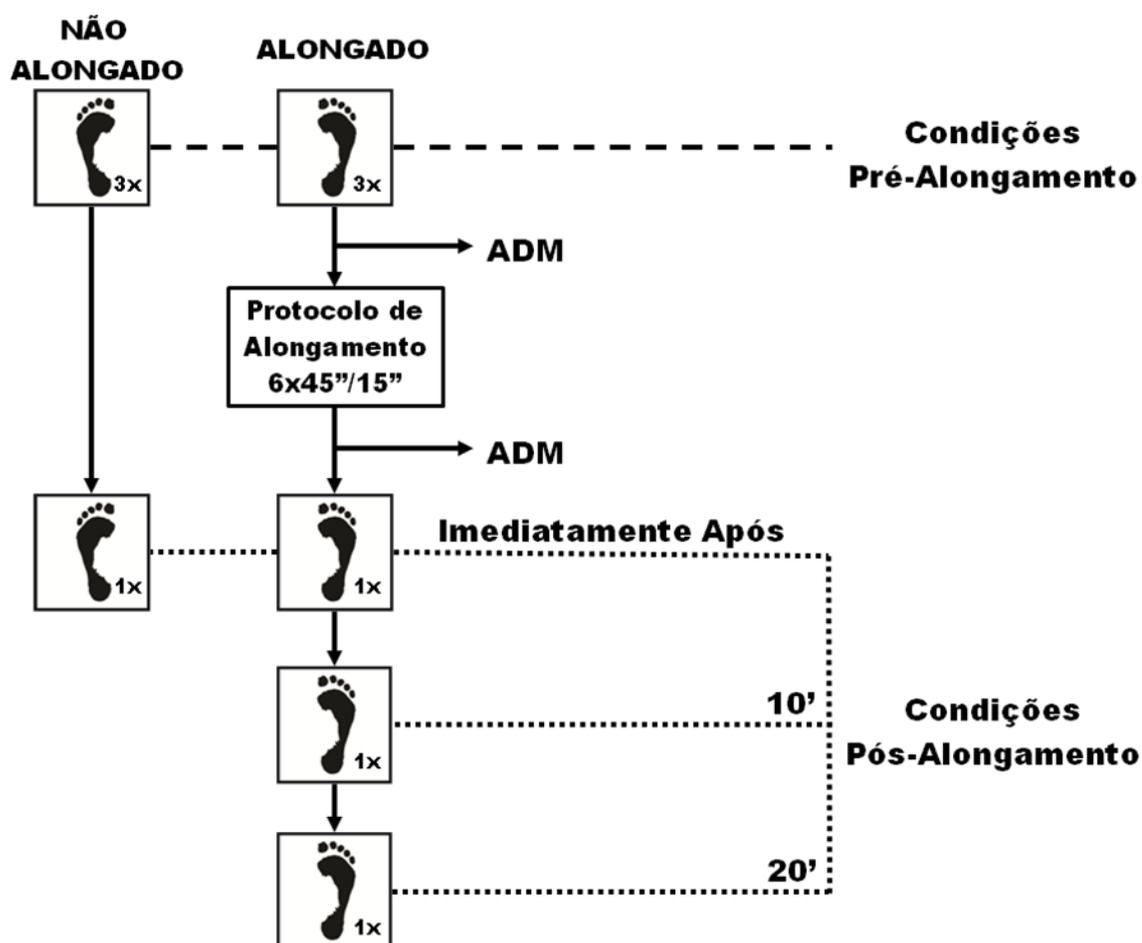


Figura 5. Diagrama esquemático do procedimento experimental. **Legenda:** ADM (amplitude de movimento)

MEDIDAS REALIZADAS:

Flexibilidade (ADM passiva): Medidas de flexibilidade (amplitude máxima de movimento passivo, ADMP) foram mensuradas apenas no membro inferior alongado, através do movimento de dorsi-flexão utilizando um flexímetro (*Sanny*, Brasil) nas condições de pré e imediatamente após o protocolo de alongamento unilateral.

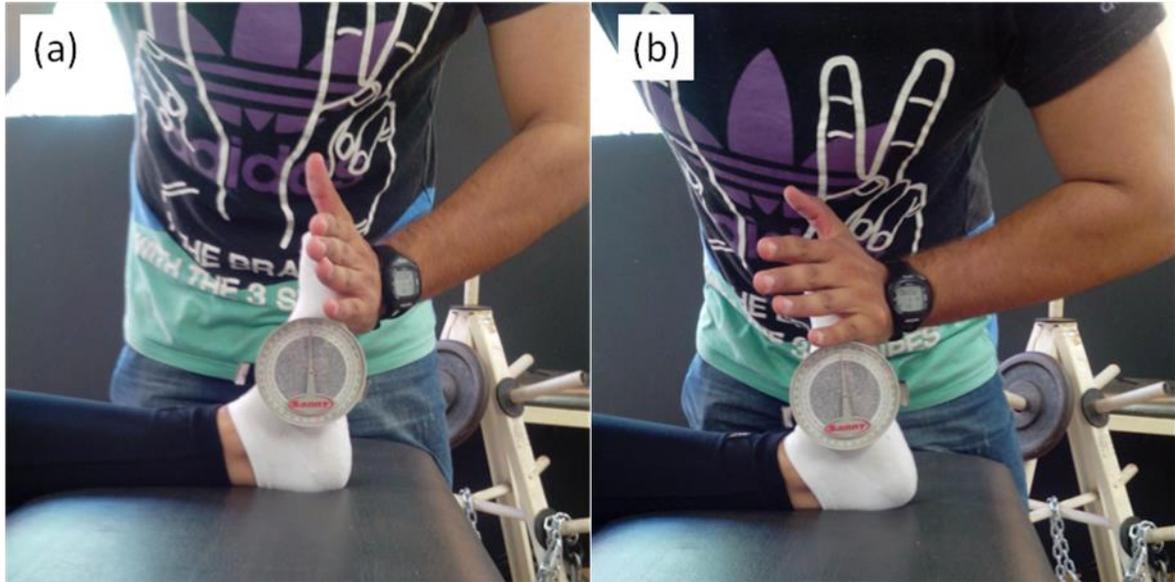


Figura 6. Amplitude de movimento passivo do tornozelo em dorsi-flexão (a) início e (b) final.

Avaliação de Eletromiografia Superficial (sEMG): Para a coleta dos dados sEMG, durante a tarefa de salto unipodal, foi utilizado um eletromiógrafo de 2 canais (EMG System do Brasil, Brasil). Foram utilizados pares de eletrodos ativos de superfície (ganho 10x), circulares, autoadesivos, Ag/AgCl com 1cm de raio, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados à um gel condutor, sendo colocados sobre o gastrocnêmio lateral (GL) de ambos os membros inferiores. A localização específica dos eletrodos no GL foi norteadada segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*) (Hermens, Freriks et al. 2000), sendo posicionado a 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o calcânhar (FIGURA 7). 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 auto-adesivo, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado à um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula.



Figura 7. Local da colocação dos eletrodos de eletromiografia de superfície: gastrocnêmios lateral do membro inferior direito e esquerdo.

Avaliação da Força de Reação do Solo Vertical (FRSv): a FRSv foi adquirida através de uma plataforma de força (EMG system do Brasil, Brasil), posicionada á 17 cm abaixo do step. Os dados da FRSv foram integrados ao dados eletromiográficos durante a análise do sinal sEMG. A aquisição dos dados da plataforma de força e eletromiografia foram feitas a uma frequência de 2000 Hz (Figura 8).

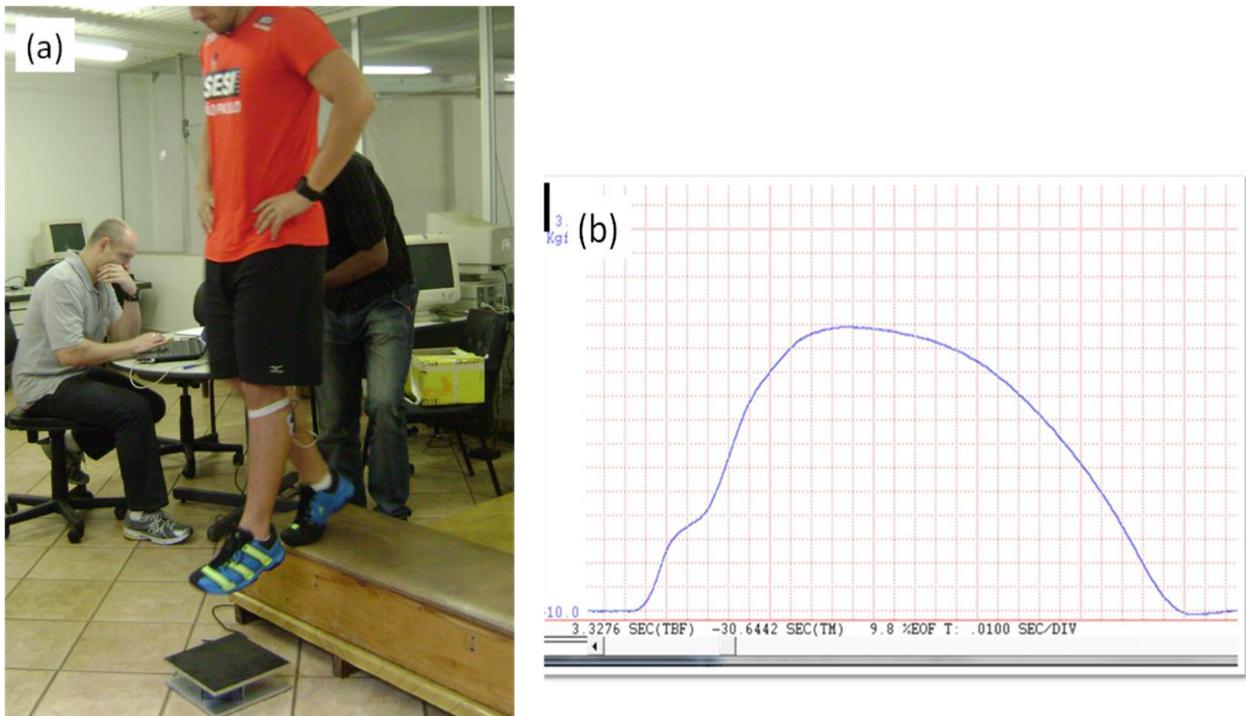


Figura 8. Posicionamento da plataforma de força (a) e gráfico demonstrativo da FRSv durante o BDJ unilateral.

INTERVENÇÃO:

Protocolo de Alongamento Passivo: O protocolo de alongamento foi realizado no membro inferior dominante, com os indivíduos deitados realizando o alongamento no movimento de flexão de tornozelo, visando o alongamento dos músculos extensores de tornozelo tríceps sural (gastrocnêmios lateral e medial e sóleo). A intensidade do alongamento foi mantida pelo avaliador através de um questionamento oral sobre uma escala de percepção subjetiva de desconforto (PSD) sentido pelo sujeito durante o alongamento. Tal escala de PSD variou entre 0 a 100% PSD, sendo 0 sem qualquer desconforto e 100% o máximo desconforto imaginável durante o alongamento (Behm and Kibele 2007); (Behm and Chaouachi 2011). A carga aguda de treino utilizada foi de 6 séries de 45” por um intervalo entre séries de 15” (Behm, Bambury et al. 2004), com a PSD variando entre 70-90% PSD. O alongamento foi executado passivamente pelo pesquisador responsável, sendo sempre o mesmo avaliador a executar os protocolos para garantir uma alta confiabilidade entre avaliadores (FIGURA 9).



Figura 9. Posicionamento do sujeito para o alongamento do músculo tríceps sural.

5.4 ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente, os valores de ADM foram avaliados para garantir o efeito do protocolo de alongamento passivo. Assim, as análises da tarefa do BDJU foram realizadas para ambos os membros inferiores (alongado e não alongado), sendo os resultados comparados entre membros e entre condições [pré e pós-alongamento (0', 10', 20')] (FIGURA 10).

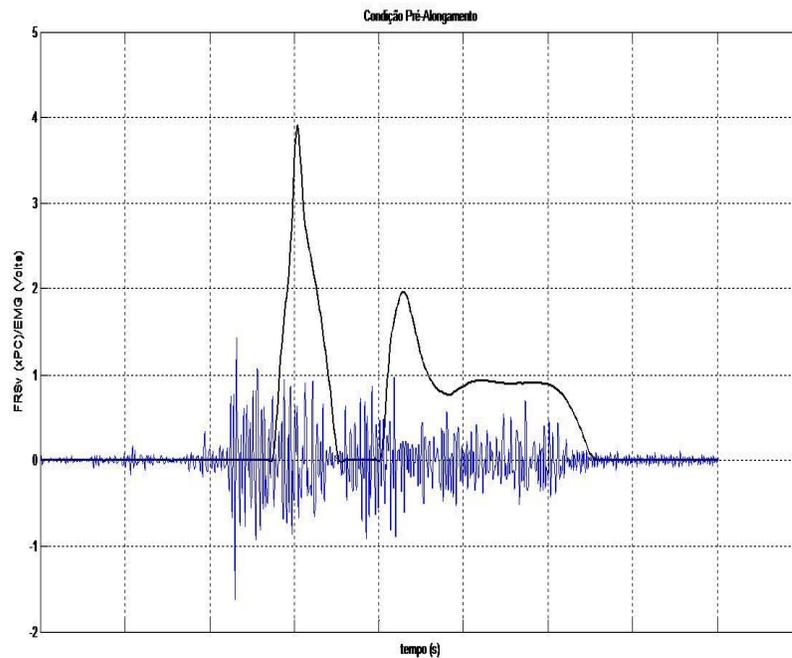


Figura 10. Gráfico da força de reação do solo (em preto) e eletromiografia do gastrocnêmio lateral (em azul) integrados durante o *Bounce Drop Jump* Unipodal.

Para os valores de FRSv, os dados foram normalizados pelo peso corporal de cada sujeito e então as seguintes análises foram realizadas: (1) tempo para o pico de impacto (tempo entre o início do toque na plataforma até o valor da FRSv máxima), tempo de contato (dado pelo tempo entre o toque do pé na plataforma e sua saída), altura do salto [calculada considerando o valor da curva de velocidade, como segue: $\text{Altura do Salto (cm)} = V_{\text{takeoff}}^2 / 2g$, onde V é a velocidade de *takeoff* e g a aceleração da gravidade (9,8 m/s) (Marchetti 2009)], pico de impacto (maior valor na curva de FRSv após a queda do sujeito do *step*), impulso (definido pela integral da curva de FRSv) (FIGURA 11).

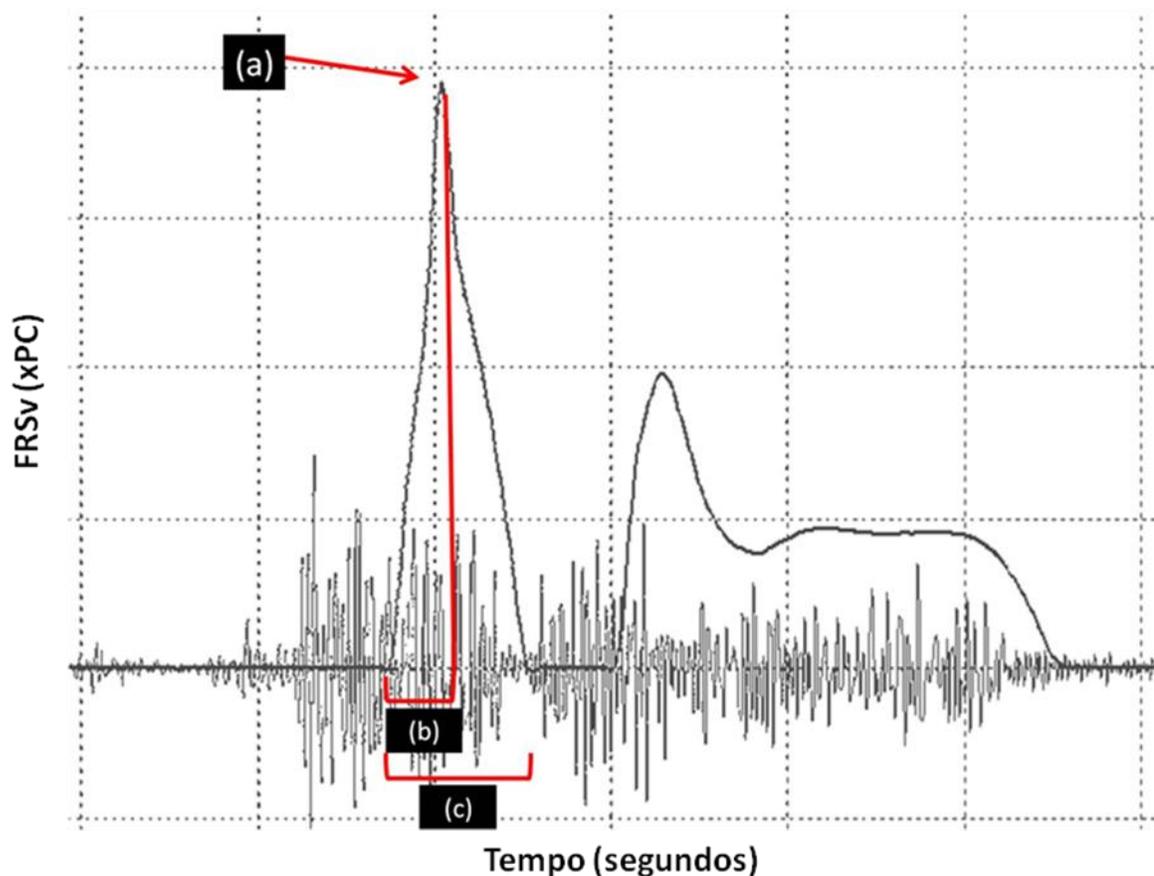


Figura 11. Gráfico representativo das variáveis analisadas através da força de reação do solo vertical durante o *Bounce Drop Jump* Unipodal: (a) pico da FRSv; (b) tempo para atingir o pico da FRSv; (c) tempo de contato.

As análises do sinal sEMG, foram definidos através das informações advindas da FRSv. 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 *root-mean square* (RMS) com uma janela de 150 ms, na amplitude do sinal sEMG (RMS EMG). Depois foi calculada a área sobre a curva do RMS EMG, definindo-se a sEMG integrada (IEMG). Após o processamento do sinal sEMG foram realizadas as seguintes análises: atividade e tempo da sEMG de pré-ativação (avaliada nos 50ms antes do contato do pé com a plataforma de força, durante a fase de queda do *step*), a atividade sEMG durante o tempo de contato no solo (IEMG e pico do EMG RMS) (FIGURA 12).

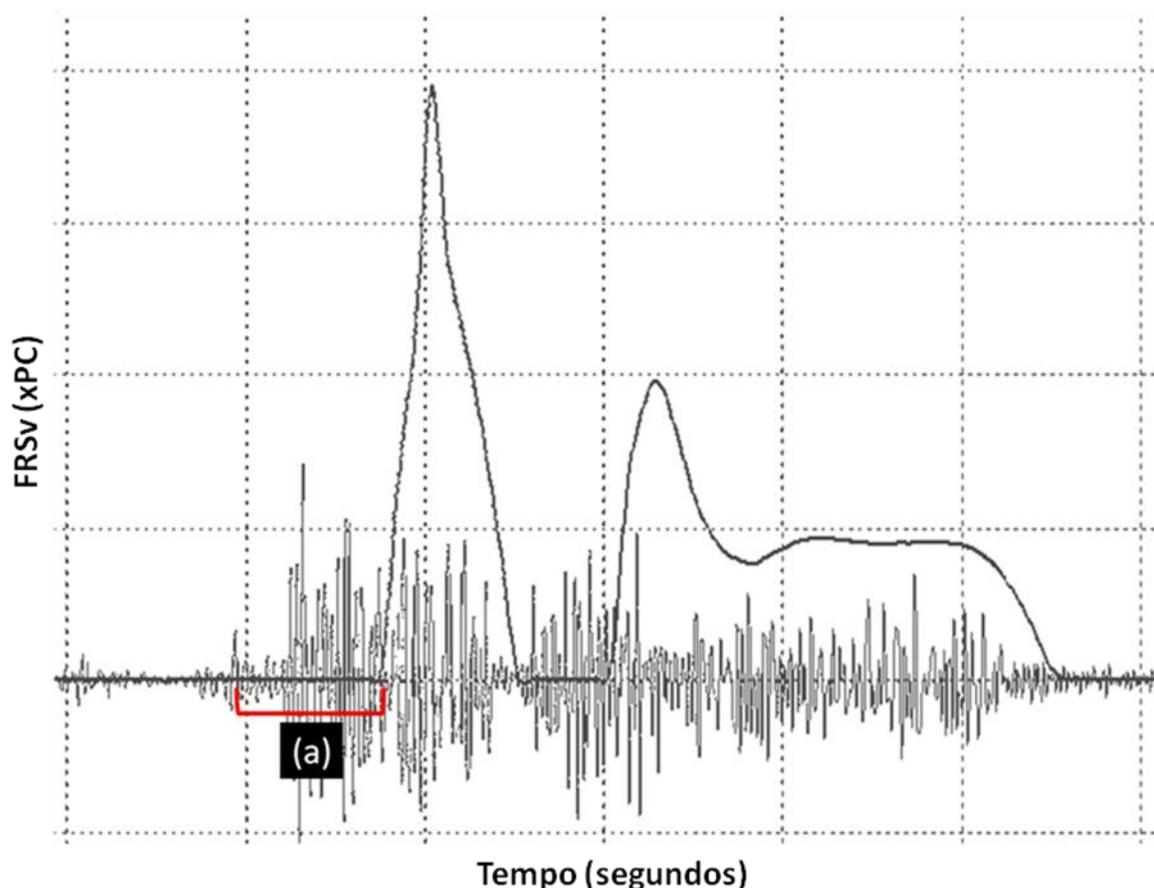


Figura 12. Gráfico representativo da fase de pré-ativação (50ms) do sinal eletromiográfico do gastrocnêmio lateral durante o *Bounce Drop Jump* Unipodal.

5.5 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. Um teste *t de student* pareado foi utilizado para verificar diferenças na ADM antes e após o protocolo de alongamento unilateral apenas do membro alongado. ANOVA (2x2) medidas repetidas foram utilizadas para comparar as diferenças das variáveis dependentes analisadas entre os membros (alongado e não alongado) e condições (pré e pós-alongamento). ANOVA medidas repetidas foi utilizado para verificar as diferenças entre condições no membro alongado (pré, imediatamente após, 10' e 20' após o protocolo de alongamento). Um post hoc de Bonferroni foi utilizado para verificar as diferenças. O cálculo do tamanho do efeito (TE) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam

nos seguintes critérios: <0,50 efeito trivial; 0,50-1,25 pequeno efeito; 1,25-1,90 efeito moderado; e >2,00 grande efeito, para sujeitos treinados baseado em Rhea (2004). A confiabilidade das variáveis dependentes (altura de salto) foram determinadas utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI). Significância (α) de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 18.0.

6. RESULTADOS

Os resultados da amplitude de movimento mostraram aumento significativo entre as condições pré e pós o protocolo de alongamento (média \pm desvio padrão: $21,4^\circ \pm 5,7$ e $26,5^\circ \pm 5$, respectivamente [$P < 0,001$, TE=1,26, $\Delta\% = 19,2\%$]).

A altura de salto foi calculada a reprodutibilidade das três tentativas através do CCI para ambos os membros, nas condições de pré-alongamento (membro alongado=0,91, membro não alongado=0,97) e pós-alongamento (membro alongado=0,95, membro não alongado=0,98).

O tempo de pico de força (FIGURA 13) apresentou diminuição significativa entre as condições de pré-alongamento e imediatamente pós-alongamento no membro alongado ($P = 0,029$, TE=2,85, $\Delta\% = 27,83\%$). Não foram observadas diferenças significantes entre os membros (alongado e não alongado).

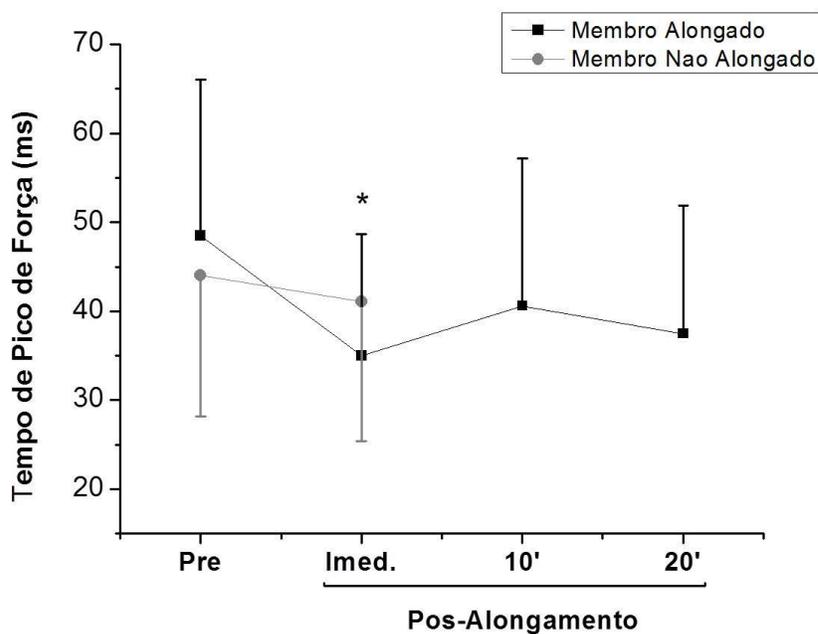


Figura 13. Média e desvio padrão do tempo de pico de força nos membros, alongados e não alongados nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$.

O tempo de contato (FIGURA 14) não apresentou diferenças significantes entre as condições de pré-alongamento e pós-alongamento e entre os membros (alongado e não alongado).

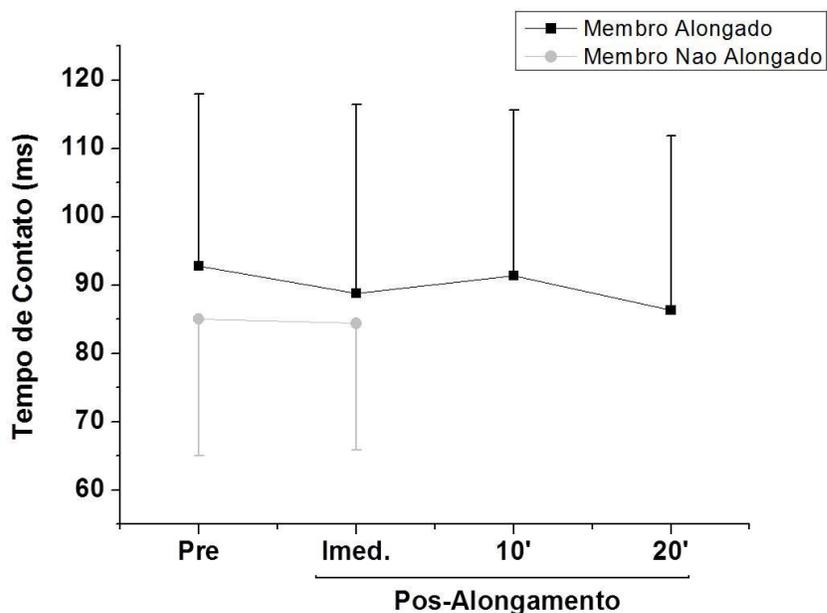


Figura 14. Média e desvio padrão do tempo de contato nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento.

A altura do salto (FIGURA 15) apresentou diferença significativa entre as condições de pré-alongamento e imediatamente pós-alongamento no membro não alongado ($P=0,032$, $TE=0,67$, $\Delta\%=9,5\%$). Não foram observadas diferenças significantes entre os membros (alongado e não alongado).

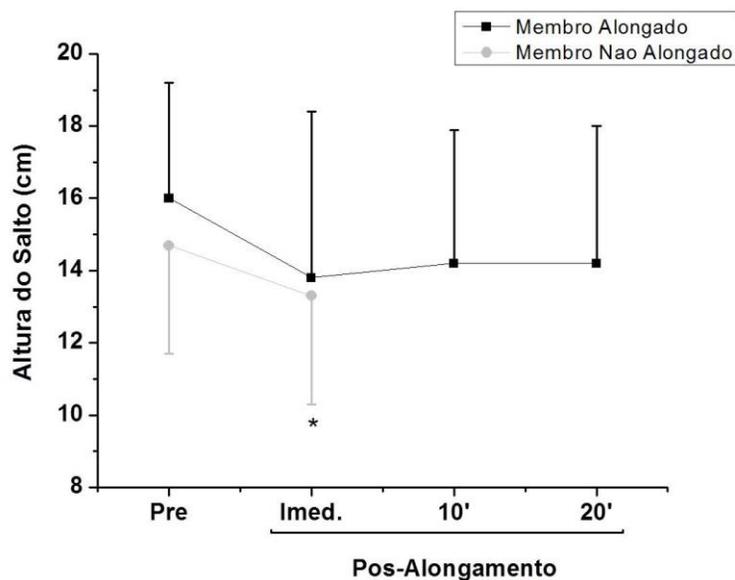


Figura 15. Média e desvio padrão da altura do salto nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$.

O pico de impacto (FIGURA 16) não apresentou diferenças significantes entre as condições de pré-alongamento e pós-alongamento e entre os membros (alongado e não alongado).

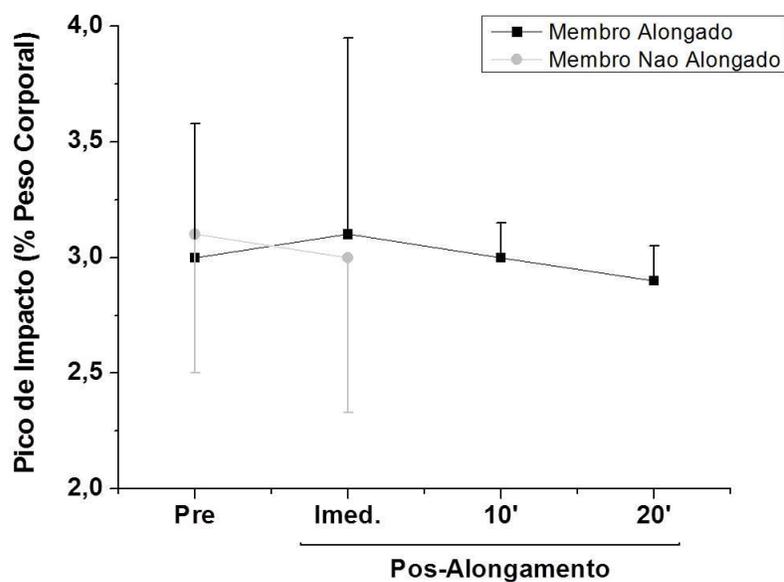


Figura 16. Média e desvio padrão do pico de impacto nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento.

O impulso (FIGURA 17) apresentou diminuição significativa entre as condições de pré-alongamento e imediatamente após-alongamento no membro não alongado ($P=0,03$, $TE=0,29$, $\Delta\%=5,7\%$). Não foram observadas diferenças significantes entre os membros (alongado e não alongado).

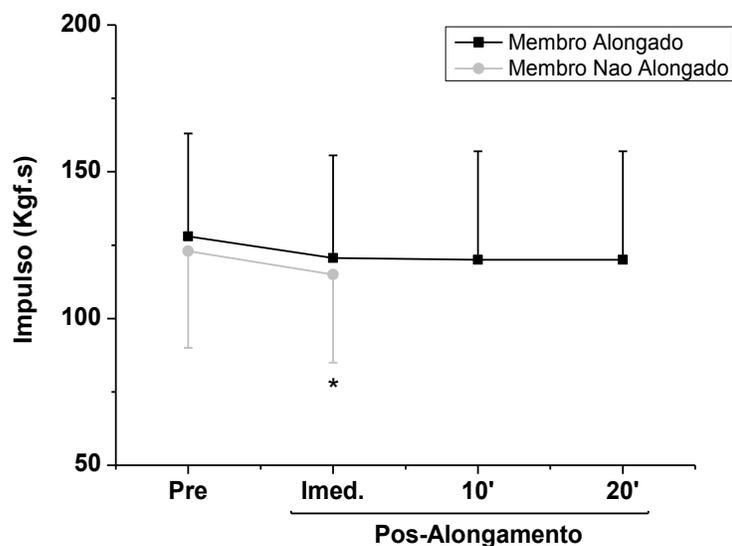


Figura 17. Média e desvio padrão do impulso nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento. * $P<0,05$.

A IEMG (FIGURA 18) não apresentou diferenças significantes entre as condições de pré-alongamento e pós-alongamento e entre os membros (alongado e não alongado).

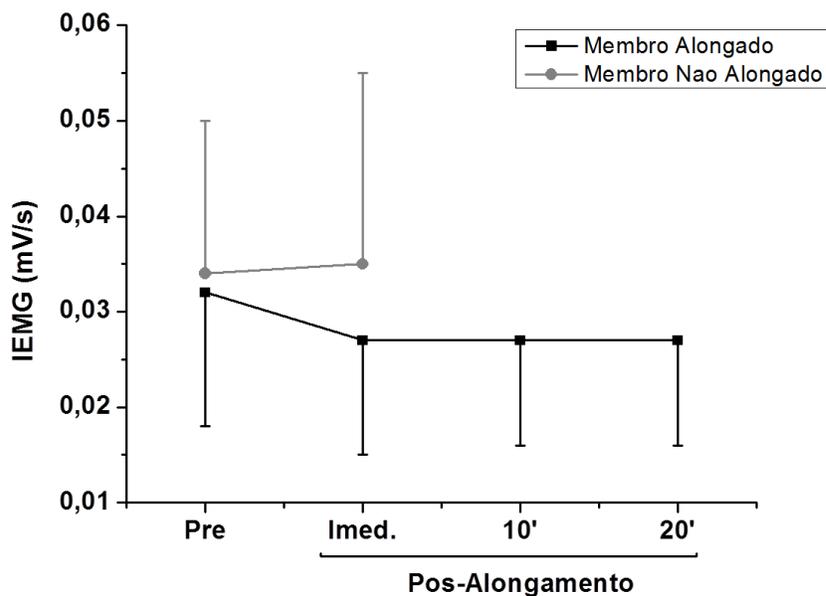


Figura 18. Média e desvio padrão da IEMG nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento.

O pico do EMG RMS (FIGURA 19) apresentou aumento significativo entre as condições de pré-alongamento e imediatamente pós-alongamento no membro não alongado ($P=0,04$, $TE=0,05$, $\Delta\%=2,32\%$). Não foram observadas diferenças significantes entre os membros (alongado e não alongado).

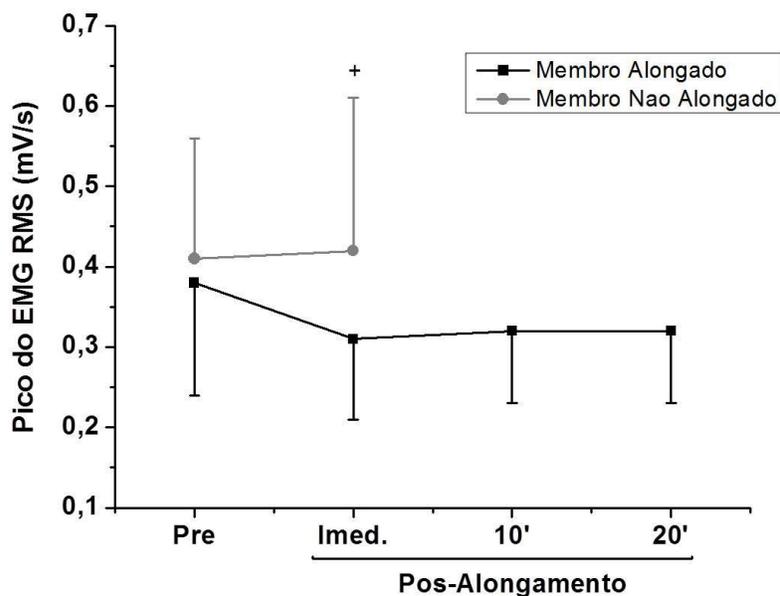


Figura 19. Média e desvio padrão do pico do EMG RMS nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$.

A pré-ativação do sEMG (FIGURA 20) apresentou diminuição significativa entre as condições de pré-alongamento e imediatamente pós-alongamento no membro não alongado ($P=0,015$, $TE=0,17$, $\Delta\%=28,57\%$). E foi observada diferença significativa entre membros (alongado e não alongado) apenas na condição imediatamente pós-alongamento no membro alongado ($P=0,004$, $TE=0,01$, $\Delta\%=33,33\%$).

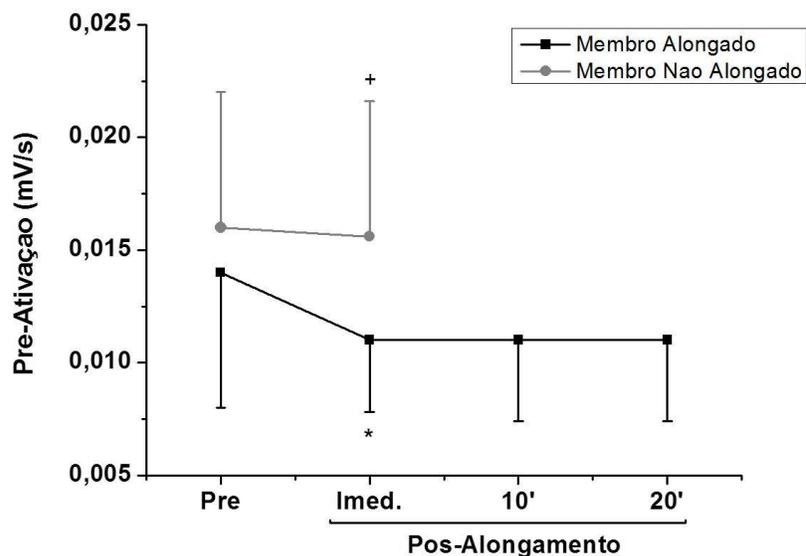


Figura 20. Média e desvio padrão da pré-ativação nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$, ⁺ $P < 0,05$.

O tempo de pré-ativação (FIGURA 21) apresentou diminuições significantes entre as condições de pré-alongamento e imediatamente pós-alongamento para ambos os membros: alongado ($P=0,021$, $TE=0,098$, $\Delta\%=15,45\%$) e não alongado ($P=0,046$, $TE=0,09$, $\Delta\%=19,7\%$). Não foram observadas diferenças significantes entre os membros (alongado e não alongado).

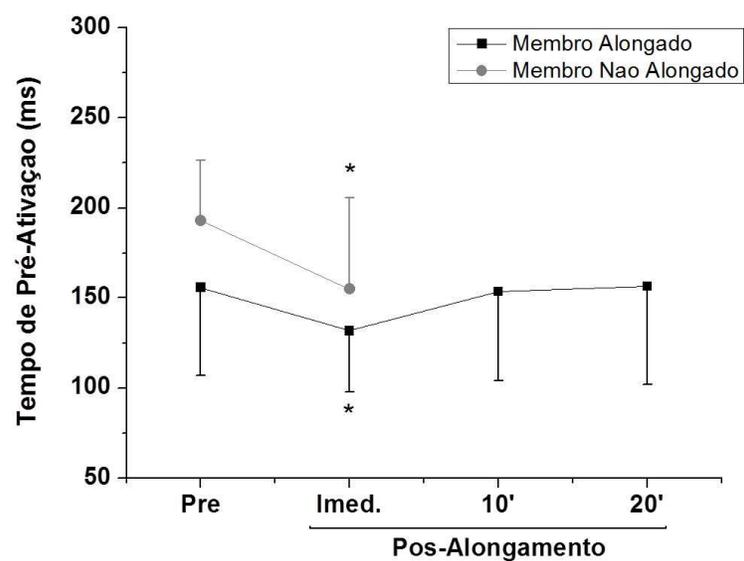


Figura 21. Média e desvio padrão do tempo de pré-ativação nos membros, alongado e não alongado nas condições de pré e pós-alongamento. * $P < 0,05$.

7 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito agudo de uma sessão de alongamento estático unilateral de membros inferiores sobre o desempenho de saltos verticais unipodais do membro ipsilateral e contralateral. Baseado na metodologia proposta no presente estudo, o protocolo agudo de alongamento estático, mostrou-se eficiente para o aumento da amplitude de movimento (ADM), mostrando diferenças significativas entre as condições pré e pós-protocolo. De acordo com Behm et al (2011) esse aumento da ADM pode ser atribuído às possíveis alterações na relação comprimento-tensão e na rigidez da unidade musculotendínea (UMT), para o membro afetado pelo alongamento. A alteração na rigidez da UMT pode estar relacionada ao efeito de histerese tecidual (Serpa, Vilela Junior et al. 2014), que ocorre quando se alonga o tecido considerado viscoelástico ocorrendo certo acúmulo de energia potencial elástica, e então quando o mesmo é cessado (descarga), ocorre uma perda desta energia acumulada no alongamento (por conversão em calor). Power et al (2004) examinaram uma rotina de alongamento estático (AE) e observou redução na força isométrica, na ativação muscular, na performance do salto e na melhoria da amplitude de movimento (ADM). Os resultados pós-AE, mostraram aumento significativo da percentagem (6%) de ADM, e esse aumento pode estar relacionado à combinação das variáveis da carga aguda de alongamento estático (volume e intensidade). Corroborando o estudo acima citado, o aumento da ADM no presente estudo possivelmente alterou as diferentes respostas biológicas como as mecânicas (rigidez e relação comprimento-tensão), as neurofisiológicas (propriocepção, OTG, fuso muscular e as fibras sensoriais III e IV) e as celulares (alterações estruturais momentâneas relacionadas ao posicionamento dos filamentos actina-miosina), (Avela, Finni et al. 2004; Hough, Ross et al. 2009).

O protocolo agudo de alongamento estático afetou negativamente a atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral no membro alongado para as variáveis de pré-ativação e o tempo de pré-ativação do sEMG. Isto pode ser explicado pela relação não linear entre força e sEMG, sendo que durante o salto o ciclo alongamento-encurtamento atua intensamente, utilizando estruturas neuromecânicas e teciduais, além de possíveis alterações estruturais celulares, momentâneas, relacionadas ao posicionamento dos filamentos actina-miosina, visando o aumento de potência de

salto. Embora o protocolo agudo de alongamento estático não tenha apresentado diferenças significativas no IEMG pós-alongamento, observou-se diferença para o pico do EMG RMS entre as condições de pré-alongamento e imediatamente após-alongamento, para o membro não alongado. Avela et al (2004) atribui os efeitos negativos do protocolo agudo de alongamento estático à modificações na relação força-comprimento, e também a certo grau de inibição os padrões de ativação neural, isto dependendo do estresse imposto ao tecido biológico (complexo músculo-tendíneo). Hough et al (2009) avaliou o efeito do alongamento estático e dinâmico no desempenho da impulsão vertical e na atividade eletromiográfica (EMG) do músculo vasto medial e os resultados mostram uma potencialização do sEMG após o alongamento dinâmico, para o alongamento estático observou-se um resultado negativo para impulsão vertical, corroborando com os achados no presente estudo, onde o tempo de pico de força apresentou queda entre as condições de pré e pós-alongamento para o membro alongado. No estudo de Hough et al (2009), esta queda no pico de força após os protocolos de alongamento estático são atribuídos a um enfraquecimento neurológico (mecanismo inibitório) e as alterações na complacência muscular e propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendínea (UMT).

O efeito agudo de uma sessão de alongamento estático unilateral do tríceps sural na produção de força de reação do solo vertical do membro alongado e não alongado durante o *bounce drop jump* máximo unipodal mostrou achados interessantes para as variáveis como altura de salto, impulso, pico do EMG RMS, pré-ativação e tempo de pré-ativação para o membro não alongado. Os protocolos agudos de alongamento estático, normalmente inibem componentes centrais e periféricos do sistema nervoso, influenciando, desta forma, não apenas o membro alongado, mas também o membro não alongado, efeito chamado de *cross-over*. Kidgell et al (2011) mostraram o efeito *cross-over* em tarefas de força, onde os estímulos aplicados em um membro afetaram o membro contralateral, alterando seu desempenho, e essas adaptações são consideradas eminentemente neurais em função da dependência entre os hemisférios cerebrais, provavelmente via corpo caloso. O cérebro é formado por dois hemisférios, o direito e o esquerdo, estes dois hemisférios comunicam-se entre si através de fibras ou conjuntos de axônios e dendritos que trafegam de um hemisfério para o outro, fazendo a comunicação entre diversas áreas diferentes entre os dois lados, durante essa comunicação entre os hemisférios direito e esquerdo o corpo caloso torna as informações armazenadas no córtex de um hemisfério disponível para as áreas corticais do hemisfério oposto através das conexões neurais bidirecionais

entre as áreas corticais dos dois hemisférios (Guyton et al, (2006). Assim, as modificações causadas pelo protocolo agudo de alongamento estático podem afetar os componentes neurais de um membro (alongado) produzindo efeito *cross-over* no controle dos movimentos do membro contralateral (não alongado) em subseqüentes tarefas de potência (saltos). Bradley et al., (2007) ao comparar os efeitos agudos dos diferentes modos de alongamento (estático, balístico e por facilitação neuromuscular proprioceptiva [FNP]) no desempenho dos saltos verticais com contramovimento mostrou que as alturas dos saltos verticais diminuiram após os alongamentos estáticos e o FNP, além de um pequeno decréscimo na altura do salto após o alongamento balístico.

O protocolo agudo de alongamento estático melhorou a ADM, alterou a atividade mioelétrica do sEMG e o desempenho do *bounce drop jump* unipodal, mas, não apresentou diferenças importantes para as seguintes variáveis como tempo de contato, pico de impacto e IEMG. De acordo com Marchetti et al (2011), a eletromiografia integrada (IEMG) é um forte indicador para avaliar o nível da atividade muscular total, uma vez que o IEMG é calculada pela área sobre a curva retificada, e não discrimina ruídos ou *cross-talk* advindos de músculos próximos como sóleo ou mesmo tibial anterior, como demonstrado por (Lima, Lucareli et al. 2014) que ao analisar o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral no controle postural unipodal do membro ipsilateral e contralateral em sujeitos sedentários demonstrou um aumento da IEMG na condição imediatamente após o protocolo de alongamento em relação à condição basal além de um grande tamanho do efeito.

A técnica de salto escolhida no presente estudo pode ter influenciado o tempo de contato e o pico de impacto em função das características de potência em curto tempo, caracterizado pela técnica de execução do *bounce drop jump*. Ball et al (2009) utilizou a mesma técnica de saltos o *bounce drop jump*, mas, para comparar as forças de reação do solo vertical bilateral e os componentes temporais a partir de três diferentes alturas (0,20, 0,40 e 0,60 m). O estudo concluiu que a altura de 0,60m, para o *bounce drop jump*, é sugerido para garantir que não ocorra nenhuma diferença nas forças verticais bilaterais e componentes temporais, no entanto, os tempos de contato mais curtos foram encontrados em alturas menores.

Os efeitos agudos da sessão de alongamento unilateral, no desempenho do membro alongado para as tarefas de salto imediatamente pós (0'), 10 e 20 minutos do protocolo de alongamento, apresentou total reestabelecimento após 10', corroborando com os achados no

estudo de Lima et al., (Lima, Lucareli et al. 2014) o qual verificou o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral de tornozelo sobre o controle postural unipodal do membro ipsilateral e contralateral em sujeitos não treinados, usando o mesmo protocolo agudo de alongamento estático aplicado no presente estudo. O estudo apresentou efeitos do alongamento temporários, sendo reestabelecidas após 10 minutos do protocolo de alongamento, exatamente como ocorreu no presente estudo. Donti et al., (2014) analisaram os efeitos da flexibilidade basal e a habilidade do salto vertical no aumento da amplitude de movimento (ADM) com as pernas estendidas e o desempenho do *counter-movement jump* (CMJ) seguidos de diferentes protocolos de alongamentos e exercícios de potência. A ADM e o CMJ foram medidos após dois protocolos de aquecimento diferentes envolvendo alongamento estático e exercícios de potência. A ADM e CMJ foram medidos pré, durante e 12 min pós as rotinas dos dois protocolos de aquecimentos. Os resultados mostraram grandes diferenças entre os três grupos no desempenho basal da ADM e SCJ. A ADM e o SMJ permaneceram inalterados após o protocolo de aquecimento de curta duração, enquanto no protocolo de aquecimento de longa duração a ADM e o SMJ aumentaram pós-alongamento. A ADM aumentou após o protocolo de alongamento longo e após 12 min caiu sem atingir os níveis basais. Bradley et al., (2007) compararam os efeitos agudos dos diferentes modos de alongamento no desempenho do salto vertical, o protocolo de alongamento utilizado foi: (a) controle, (b) 10 minutos de alongamento estático, (c) 10 minutos de alongamento balístico e (d) 10 minutos de alongamento por facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP). Os resultados mostraram uma diminuição na altura dos saltos verticais após os alongamentos, estático e FNP e também um pequeno decréscimo após o alongamento balístico, no entanto, o desempenho dos saltos foi totalmente recuperado após 15 minutos.

Os resultados do presente estudo podem estar sujeito a algumas limitações, como a falta de controle da angulação nas articulações do joelho e quadril, durante o *bounce drop jump*, e a possibilidade de haver um efeito de *cross-talk* advindos de músculos próximos como sóleo ou mesmo tibial anterior durante as coletas do sEMG do gastrocnêmio lateral, além da escolha do protocolo de alongamento adotado para o presente estudo, uma vez que ele não corresponde a um protocolo comumente utilizado no dia a dia por atletas, fisioterapeutas e praticantes de atividades físicas recreacionais.

8 CONCLUSÃO

O protocolo agudo de alongamento estático unilateral aumentou a ADM no complexo articular do tornozelo, além de reduzir o desempenho do *bounce drop jump* unipodal na condição imediatamente após o protocolo no membro alongado. O membro não alongado apresentou um efeito de *cross-over* pós-protocolo de alongamento nos sujeitos inexperientes em atividades de salto. Todos estes efeitos demonstraram ser temporários perdurando por 10' pós o protocolo de alongamento estático unilateral.

9 APLICAÇÕES PRÁTICAS

O objetivo dos exercícios de salto com queda (pliométricos) é melhorar a habilidade dos tendões e músculos de estocar e liberar energia elástica quando expostos a altas forças de alongamento como as encontradas nas aterrissagens de salto e nas fases de apoio de corridas de velocidade, dessa forma o entendimento sobre o efeito do alongamento no treinamento do salto com queda permite ao atleta aumentar a pré-ativação, o pré-alongamento dos músculos e promove aumento da potência durante as atividades com salto. O presente trabalho reporta dados que pode contribuir para o entendimento da influência dos protocolos agudos de alongamento estático sobre a atividade seguinte e aos ajustes do sistema nervoso central (SNC) a novas condições mecânicas e neurais durante aos exercícios de força e potência pós-protocolos de alongamentos já que o trabalho de flexibilidade gera queda aguda de potencia até 10` pós-protocolo de alongamento.

REFERÊNCIAS

- Alter, M. J. (1999). Ciência da flexibilidade. São Paulo, Artmed Editora S. A.
- Avela, J., T. Finni, et al. (2004). "Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1h of repeated fast passive stretches." Journal of Applied Physiology **96**: 2325-2332.
- Ball, N. B. and J. C. Scurr (2009). "Bilateral neuromuscular and force differences during a plyometric task." Journal of Strength and Conditioning Research **23**(5): 1433-1441.
- Ball, N. B., C. G. Stock, et al. (2010). "Bilateral contact ground reaction forces and contact times during plyometric drop jumping." Journal of Strength and Conditioning Research **24**(10): 2762-2769.
- Behm, D. G., A. Bambury, et al. (2004). "Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time." Medicine Science and Sports Exercise **36**(8): 1397-1402.
- Behm, D. G., D. Buttom, et al. (2001). "Factors affecting force loss with stretching." Canadian Journal of Applied Physiology **26**: 262-272.
- Behm, D. G. and A. Chaouachi (2011). "A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance." European Journal of Applied Physiology **111**: 2633-2651.
- Behm, D. G. and A. Kibele (2007). "Effects of differing intensities of static stretching on jump performance." European Journal of Applied Physiology **101**: 587-594.
- Bompa, T. O. (2004). Treinamento de potência para o esporte. São Paulo, Editora Phorte.
- Bradley, P. S., P. D. Olsen, et al. (2007). "The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance." Journal of Strength and Conditioning Research **21**(1): 223-226.
- Cappa, D. F. and D. G. Behm (2013). "Neuromuscular characteristics of drop and hurdle jumps with different types of landings." Journal of Strength and Conditioning Research **27**(11): 3011-3020.
- Cornwell, A., A. G. Nelson, et al. (2002). "Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex." European Journal of Applied Physiology **86**: 428-434.
- Donti, O., C. Tsolakis, et al. (2014). "Effects of baseline levels of flexibility and vertical jump ability on performance following different volumes of static stretching and potentiating exercises in elite gymnasts." Journal of Sports Science and Medicine **13**: 105-113.

Eng, J. (2003). "Sample size estimation: how many individuals should be studied?" Radiology **227**(2): 309-313.

Ferreira, A. D. and J. M. F. Antunes Neto (2012). "Adaptações moleculares das fibras musculares induzidas pelo exercício sistematizado." EFDeportes.com, Revista Digital **17**,(167).

Fortier, J., G. Lattier, et al. (2013). "Acute effects of short-duration isolated static stretching or combined with dynamic exercises on strength, jump and sprint performance." International journal of sports science **10**.

Guyton, A. C. and J. E. Hall (2006). Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro, Elsevier Editora Ltda.

Hermens, H. J., B. Freriks, et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." Journal of Electromyography and Kinesiology **10**(5): 361-374.

Hough, P. A., E. Z. Ross, et al. (2009). "Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity." Journal of Strength and Conditioning Research **23**(2): 507–512.

Kidgell, D. J. and A. J. Pearce (2011). "What has transcranial magnetic stimulation taught us about neural adaptations to strength training? A brief review." Journal of Strength and Conditioning Research **25**(11): 3208-3217.

Komi, P. V. and C. Nicol (2000). "Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle" Journal of Biomechanics **33**: 1197-1206.

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.

Lees, A. and E. Fahmi (1994). "Optimal drop heights for plyometric training." Ergonomics **37**: 141-148.

Lima, B. N., P. R. G. Lucareli, et al. (2014). "The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static-stretching on postural sway and gastrocnemius muscle activity during unipodal quiet standing task." Journal of Sports Science & Medicine **13**: 559-565.

Marchetti, P. H. (2009). Investigações sobre o controle motor e postural nas assimetrias em membros inferiores. Biodinâmica do Movimento Humano. São Paulo, Universidade de São Paulo. **PhD**: 89.

Marchetti, P. H. and M. Duarte (2011). "Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal." Terapia Manual **9**(44): 548-553.

Marieb, E. N. and K. Hoehn (2009). Anatomia e Fisiologia. Porto Alegre, Artmed Editora S. A.

- Martins, J., L. M. Souza, et al. (2009). "The CONSORT statement instructions for reporting randomized clinical trials." Medicina (Ribeirão Preto) **42**(1): 9-21.
- 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.
- Pacheco, L., R. Balius, et al. (2011). "The acute effects of different stretching exercises on jump performance." Journal of Strength and Conditioning Research **25**(11): 2991–2998.
- Power, K., D. Behm, et al. (2004). "An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance." Medicine Science and Sports Exercise **36**(8).
- 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. L. Costa, et al. (2007). "The effects of stretching on strength performance." Sports Medicine **37**(3): 213-224.
- Rubini, E. C. and P. S. C. Gomes (2004). "A titina e suas implicações na elasticidade muscular – breve revisão." Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício **3**(1).
- Serpa, E. P., G. B. Vilela Junior, et al. (2014). Aspectos biomecânicos da unidade músculo-tendínea sob efeito do alongamento. Revista CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida. Campinas-SP. **6**: 2178-7514.
- Shier, I. (2004). "Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature." Clinical Journal of Sport Medicine **14**(5): 267-273.
- Thacker, S. B., J. Gilchrist, et al. (2004). "The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature." Medicine & Science in Sports & Exercise **36**(3): 371-378.
- Voight, M., E. B. Simonsen, et al. (1995). "Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads." Journal of Biomechanics **28**: 293-307.
- Wallmann, H. W., J. A. Mercer, et al. (2005). "Surface electromyographic assessment of the effects of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance." Journal of Strength and Conditioning Research **19**(3): 684-688.

ANEXOS

ANEXO I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O presente estudo tem como objetivo geral verificar o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral de membros inferiores sobre a *performance* unipodal de saltos verticais do membro ipsilateral e contralateral. E como objetivos específicos mensurar e comparar o efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral na ação muscular do tríceps sural e força de reação do solo vertical do membro ipsilateral e contralateral durante o *bounce drop jump* máximo unipodal em sujeitos treinados e verificar os efeitos de uma sessão de alongamento unilateral nas tarefas de salto imediatamente pós (0'), 10 e 20 minutos do protocolo de alongamento. Você será submetido a um protocolo de alongamento de 6 series de 45'' com 15'' de intervalo entre eles, o alongamento será mantido entre 7-9 em uma escala subjetiva de desconforto de 0-10, onde 0 é sem desconforto algum e 10 o máximo de desconforto imaginável. Você será submetidos a riscos mínimos durante o período experimental, pois irá realizar saltos máximos, podendo causar apenas fadiga ou um breve desconforto muscular na perna. 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 uma plataforma de força. 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. O participante tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem qualquer prejuízo pessoal. 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. Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa e não haverá a necessidade de ressarcimento. Assim como cada sujeito será acompanhado pelos responsáveis da pesquisa, bem como por colaboradores qualificados durante todos os procedimentos. 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)

| | |
|--|---|
|  UNIMEP Universidade Metodista de Piracicaba | Comitê de Ética em Pesquisa CEP-UNIMEP |
| <h1>Certificado</h1> | |
| <p>Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "<i>Efeito agudo do alongamento na performance de saltos verticais e controle postural</i>", sob o protocolo <i>nº 74/12</i>, do pesquisador <i>Prof. Paulo Henrique Marchetti</i> 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 effect of stretching on vertical jumping and postural control</i>", protocol <i>nº 74/12</i>, by Researcher <i>Prof. Paulo Henrique Marchetti</i> 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 | |

ANEXO III. ARTIGOS PUBLICADOS

©Journal of Sports Science and Medicine (2014) 13, 559-563
<http://www.jssm.org>

Research article

The Acute Effects of Unilateral Ankle Plantar Flexors Static-Stretching on Postural Sway and Gastrocnemius Muscle Activity during Single-Leg Balance Tasks

Bráulio N. Lima¹, Paulo R.G. Lucareli², Willy A. Gomes¹, Josinaldo J. Silva¹, Andre S. Bley², Erin H. Hartigan³ and Paulo H. Marchetti^{1,4}✉

¹ Department of Human Movement Sciences, Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ² Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil; ³ Department of Physical Therapy, University of New England, Portland, Maine, USA; ⁴ Faculty of Physical Education (YMCA), Sorocaba, São Paulo, Brazil

Abstract

The aim of this study was to investigate the acute effects of unilateral ankle plantar flexors static-stretching on surface electromyography (sEMG) and the center of pressure (COP) during a single-leg balance task in both lower limbs. Fourteen young healthy, non-athletic individuals performed unipedal quiet standing for 30s before and after (stretched limb: immediately post-stretch, 10 and 20 minutes and non-stretched limb: immediately post-stretch) a unilateral ankle plantar flexor static-stretching protocol [6 sets of 45s/15s, 70-90% point of discomfort (POD)]. Postural sway was described using the COP area, COP speed (antero-posterior and medio-lateral directions) and COP frequency (antero-posterior and medio-lateral directions). Surface EMG (EMG integral [IEMG] and Median frequency[FM]) was used to describe the muscular activity of gastrocnemius lateralis. Ankle dorsiflexion passive range of motion increased in the stretched limb before and after the static-stretching protocol (mean \pm SD: 15.0° \pm 6.0 and 21.5° \pm 7.0 [p < 0.001]). COP area and IEMG increased in the stretch limb between pre-stretching and immediately post-stretching (p = 0.015 and p = 0.036, respectively). In conclusion, our static-stretching protocol effectively increased passive ankle ROM. The increased ROM appears to increase postural sway and muscle activity; however these findings were only a temporary or transient effect.

Key words: Balance, postural stability, stabilometry, motor control.

Introduction

Ankle sprains continue to occur frequently in athletes despite advances in prevention protocols to improve strength, flexibility, proprioception, and neuromuscular control (Beynon et al., 2002; McKeon and Hertel, 2008). Previous evidence suggests that longer durations of static stretching negatively impact performance, whereas dynamic stretching either has no impact or can improve performance (Behm et al., 2001; 2004; Behm and Chaouachi, 2011; Behm and Kibele, 2007; Kokkonen et al., 1998; Young et al., 2006). However, making comparisons between studies is difficult, as the stretching protocols and acute variables of performance are often not similar (Behm and Chaouachi, 2011; Shrier, 2004). In addition, the necessary change in flexibility to indicate a clinically meaningful increase in the joint range of motion

or muscle length after the stretching protocol is not agreed upon and is absent in the literature.

Those who support the practice of static stretching prior to athletic activities often include stretching as a way to slowly prepare the body as it transitions from a state of rest to one of activity, in order to increase the range of movement of joints and the flexibility of soft tissues such as muscles and tendons and to potentially reduce the risk of injury (Rubini et al., 2007). However, recent studies have reported static stretch-induced impairments in human performance (i.e., force, power, and coordination) attributed to effects on several biological systems (i.e., neurological, structural, cellular, and hormonal) (Avela et al., 2004; Behm et al., 2001; 2004; Behm and Chaouachi, 2011; Behm and Kibele, 2007; Pacheco et al., 2011; Rubini et al., 2007; Shrier, 2004; Thacker et al., 2004). Findings of altered human performance after static stretching may be related to changes in the musculo-tendinous unit (i.e., stiffness and torque-length characteristics), neural activity (i.e., mechanoreceptors of the skin and joints, Ia afferents, and Golgi tendon organs) and proprioception (Avela et al., 2004). Yet, the acute effects of a standardized static stretching protocol in increasing passive ankle range of motion and concurrent results in changes in performance measures such as postural sway remain unclear.

The control of posture while standing is a fundamental task achieved by a complex integration of the neuromuscular, vestibular, visual, and somatosensory systems (Horak, 2006; Jancová, 2008), and measures of postural sway while standing on one limb are repeatable and reliable measures (Muehlbauer et al., 2011). Ankle plantar flexors are considered postural tonic muscles and can affect postural control by managing ankle strategy (Gribble and Hertel, 2004). High volume of static stretch-induced can inhibit both afferent and mechanical responses, consequently negatively affecting postural control by reducing balance. Behm et al. (2004) analyzed the effects of a static stretching protocol on static balance using a 5-min warm-up followed by 3 x 45s at the discomfort point, with 15s rest periods, for the quadriceps, hamstrings, and plantar flexors of male university students and a control group. A significant impairment in balance was observed only for the stretch condition. Whether isolated stretching of the plantar flexors results in altered standing balance

Acute Effects on Maximal Isometric Force with and without Knee Wrap During Squat Exercise

Willy Andrade Gomes, Érica Paes Serpa, Enrico Gori Soares, Josinaldo Jarbas da Silva, Daniel Corrêa, Fernando Henrique Domingues de Oliveira, Francisco de Abreu Neto, Gustavo Martins, Guanís de Barros Vilela Junior, Paulo Henrique Marchetti*

Department of Human Movement Sciences, Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil

Abstract The aim of this study was to investigate the acute effects on maximal isometric force without and with two kinds of knee wraps (hard and soft) during squat exercise. Ten physical active participants were evaluated during this study. All subjects were familiarized with the isometric squat position in all conditions: without and with knee wrap (hard and soft stiffness). The squat exercise position was set up individually, guaranteeing their thigh parallel to the floor, the arms crossed on the chest, and the feet were kept always in the same position for all trials and conditions. All subjects performed three maximal isometric squat contractions in 3 different conditions: without knee wrap (WKW), with soft knee wrap (SKW) and with hard knee wrap (HKW). The peak of force was acquired at a 100Hz sampling frequency, during 3 seconds, 5 minutes of resting and all conditions were randomized. The results shows significant differences for peak force between conditions WKW and HKW ($P=0.029$, $ES=1.27$, $\Delta\%=22\%$) and WKW and SKW ($P=0.038$, $ES=1.20$, $\Delta\%=21\%$). The use of the knee wrap under the presented conditions seem to increase the maximal isometric force during the squat exercise, independent of the level of stiffness of the knee wrap.

Keywords Biomechanics, Exercise performance, Strength

1. Introduction

The knee wrap is an equipment commonly used by weightlifters and powerlifters aiming to stabilize the knee, to improve the strength performance (gain mechanical advantage) or to improve the confidence during squat exercises [1, 2]. The knee wrap is a long wrap of elastic material (tick canvas interwoven with rubber filaments) with approximately 2 meter long, which is wrapped around the knees as tight as possible [3, 4]. There are some studies that investigated both kinematics and kinetics of the squat exercise using the knee wrap in powerlifters [5, 6] and trained subjects [4], however little has been known about its effects of loading capacity. Eiter et al. [5] studied the use of knee wrap in powerlifters and analyzed the general characteristics of the squat exercise (execution time, percentage of the transition cycle (upward-downward displacement) of the center of mass and the bar vertical displacement) with and without knee wrap, with no differences between them. Lake et al. [4] studied the use of knee wrap in trained subjects with and without knee wrap. The authors analyzed the ground reaction force, output of the

mechanical force applied to the center of mass, vertical impulse, horizontal displacement of the bar, mechanical work and peak power. They observed that the elastic properties of the knee wrap increased the production of mechanical force by changing the squat technique.

In general, when the knee is flexed against an external resistance during a squat exercise, the elastic material is stretched during the lowering phase, returning this energy during the lifting phase. This potential energy accumulated is transferred to the lifter and added to the strength performance of the movement in the concentric phase [1], and this additional effect on the strength performance is also known as *carry-over*. Only two studies reported the amount of *carry-over* of 19.8% in elite powerlifters [6] and 25.1% in subjects trained [3], respectively, during squat exercise. However, little is known about the effects of different models (stiffness) of knee wrap in the peak force during the squat exercise and how much *carry-over* can actually be related to the knee wrap instead of the stretch-shortening cycle. Therefore, the purposes of the present study was to compare the acute effects on maximal isometric force without knee wrap and two kinds of knee wrap stiffness (hard and soft) during squat exercise.

* Corresponding author:
 dr.pmachetti@gmail.com (Paulo Henrique Marchetti)
 Published online at <http://journal.sapub.org/sports>
 Copyright © 2014 Scientific & Academic Publishing. All Rights Reserved

2. Methods

Subjects