



**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

Silvio Luiz Pecoraro

**EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO UNILATERAL DOS FLEXORES
PLANTARES NO MEMBRO IPSI- E CONTRALATERAL NA TAREFA DE
DESCER UM DEGRAU**

Piracicaba

2017

**EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO UNILATERAL DOS FLEXORES
PLANTARES NO MEMBRO IPSI- E CONTRALATERAL NA TAREFA DE
DESCER UM DEGRAU**

Silvio Luiz Pecoraro

Orientador: PROF. DR. PAULO HENRIQUE MARCHETTI

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

Piracicaba

2017

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP
Bibliotecária: Marjory Harumi Barbosa Hito. CRB-8/9128

P369e	<p>Pecoraro, Silvio Luiz Efeito agudo do alongamento unilateral dos flexores plantares no membro IPSI- e contralateral na tarefa de descer um degrau / Silvio Luiz Pecoraro. – 2017. 42 f. : il. ; 30 cm.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti. Dissertação (Mestrado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, 2017.</p> <p>1. Flexibilidade. 2. Eletromiografia. 3. Alongamento. I. Marchetti, Paulo Henrique. II. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU – 615.825</p>
-------	--

**EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO UNILATERAL DOS FLEXORES
PLANTARES NO MEMBRO IPSI- E CONTRALATERAL NA TAREFA DE
DESCER UM DEGRAU**

Dissertação apresentada a Banca examinadora do Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da UNIMEP, como exigência para obtenção do Título de Mestre.

Aprovado pela Banca Examinadora em 08/02/2017

Banca Examinadora

Prof. Dr. PAULO HENRIQUE MARCHETTI - UNIMEP

Prof. Dr. AYLTON JOSÉ FIGUEIRA JUNIOR - USJT

Prof. Dr. CHARLES RICARDO LOPES - UNIMEP

AGRADECIMENTOS

A Deus, pai e criador, pela oportunidade de evolução material e intelectual.

Aos meus pais Walter (*in memoriam*) e Marly, pelo amor, incentivo e apoio incondicional.

À querida e amável esposa Isabel, que me deu apoio e incentivo nas horas difíceis.

Aos meus amados filhos Sophia, Frederico e Luiza, pelo estímulo incansável.

Ao meu professor, meu orientador e meu amigo incondicional Dr. Paulo Henrique Marchetti, pela orientação, apoio e confiança e pelo empenho dedicado à elaboração deste trabalho e exemplo de homem e caráter.

Agradeço a todos os *professores* por me proporcionarem o conhecimento e dedicação.

Meus *agradecimentos* aos amigos Jarbas, Enrico, Willy, Mauro, Fábio, Gustavo, Roberto, Toshi, companheiros de viagem, trabalhos e irmãos na amizade, que fizeram parte desta fase incrível da minha formação.

"O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES - Brasil".

RESUMO

O objetivo do estudo foi analisar o efeito do alongamento estático unilateral dos flexores plantares na ação muscular e força de reação do solo do membro ipsi- e contralateral na tarefa de descer um degrau. A amostra foi composta por 15 indivíduos do sexo masculino, com idade entre 18 a 35 anos, e fisicamente ativos. Os sujeitos realizaram duas tarefas: (i) transpassar um degrau e (ii) descer de um degrau. Ambas tarefas foram testadas antes e após a realização de protocolo de alongamento nos flexores plantares. A altura do degrau foi ajustada a 30 cm do solo e a cadência da descida foi de 80bpm. Nesta tarefa, foram avaliadas a atividade mioelétrica (gastrocnêmio lateral e tibial anterior) e força de reação do solo vertical. Foram realizadas seis séries de 45 segundos de duração por 15 segundos de intervalo de alongamento estático nos flexores plantares do membro dominante de cada sujeito. A intensidade do protocolo de alongamento foi continuamente ajustada entre 70 e 90% da percepção subjetiva de desconforto do sujeito. Na primeira tarefa foi observado aumento do índice de assimetria entre o membro alongado e não alongado ($P=0,49$). Na segunda tarefa, o alongamento promoveu aumento do pico da FRSv ($P=0,029$), tempo de contato ($P<0,005$) e pré-ativação do tibial anterior ($P<0,001$) somente no membro alongado. Adicionalmente, o alongamento promoveu redução na ativação do gastrocnêmio lateral em ambos os membros ($P<0,005$). O presente estudo concluiu que a realização do alongamento estático aumenta o impacto durante a tarefa de descer um degrau, possivelmente devido à redução da atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral e da redução da rigidez miotendínea. O membro não alongado apresentou redução da atividade mioelétrica, porém, não houve alterações no desempenho, possivelmente pela inexistência de efeitos mecânicos na unidade miotendínea. Para os profissionais que atuam na prescrição de exercícios de alongamento, a intensidade e o volume devem ser ajustados, para evitar alterações no desempenho da atividade subsequente.

Palavras chaves: flexibilidade, eletromiografia, ação excêntrica.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the effect of unilateral static stretching of the plantar flexors on muscle activation and ground reaction force of the ipsi and contralateral limbs on the task of descending a step. The sample consisted of 15 males, aged 18 to 35 years, and physically active. The subjects performed two tasks (i) step up and over a step and (ii) descend a step. Both tasks were performed before and after a stretching protocol for the plantar flexors. The height of the step was adjusted to 30cm of the ground and a cadence for a descent of 80bpm was used. During this task, myoelectric activity (lateral gastrocnemius and tibialis anterior) and vertical ground reaction force were evaluated. Six sets of 45 seconds with 15 seconds of interval of static stretching interval for the plantar flexors of the dominant limb of each subject was used. The intensity was continuously adjusted to 70 and 90% of the subject's subjective perception of discomfort. On the first task it was observed an increase in asymmetry index between the stretched and non-stretched limb ($P=0,49$). On the second task, the stretching protocol promoted a increase on vGRF ($P=0,029$), contact time ($P<0,05$) and anterior tibialis pre-activation ($P<0,001$) only on the stretched limb. Additionally, the stretching protocol promoted a reduction on lateral gastrocnemius activity in both limbs ($P<0,005$). The present study concludes that the static stretching increase the impact during the task of stepping down a step possibly due to the reduction of muscle activity of lateral gastrocnemius and myotendinous stiffness. The non-stretched limb showed a reduction on myoelectric activity, however, there were no alterations on performance possibly due to the inexistent mechanic effects on myotendinous unit.

Key words: flexibility, electromyography, eccentric action.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Figura ilustrativa das estruturas do sarcômero com as proteínas contráteis estruturais como actina, miosina, nebulina e titina Adaptado	23
Figura 2. Tarefa de transpassar um step (teste “step up/over”).....	26
Figura 3. Tarefa de desceu um degrau.....	27
Figura 4. Diagrama esquemático do procedimento experimental. Legenda: ADM (Amplitude de Movimento). (Lima, Lucareli et al. 2014).....	28
Figura 5. Posicionamento do alongamento passivo de tornozelo.....	29
Figura 6. Gráfico demonstrativo da força de reação do solo vertical: (a) pré-ativação em 50ms; (b) tempo de passo; (c) F100; (d) Pico de força.....	31
Figura 7. Gráfico demonstrativo da atividade muscular e a integração com a força de reação do solo vertical.....	32
Figura 8. Média e desvio padrão das variáveis índice de impacto, tempo de movimento e índice de levantamento do teste sit-up/over. *diferença significativa, $p<0,05$	33
Figura 9. Média e desvio padrão das variáveis dependentes (a) Pico da Força de Reação do Solo Vertical (Pico FRSv); (b) tempo de contato, nos momentos pré- e pós-alongamento estático para o membro alongado e não alongado. *Diferença significativa, $P<0.05$	34
Figura 10. Média e desvio padrão da ativação muscular para as variáveis dependentes (a) pré ativação; e (b) IEMG, nos momentos de pré- e pós-alongamento para ambos os membros inferiores. *Diferença significativa $P<0.05$	35

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM.....	Amplitude de Movimento
ADMP.....	Amplitude de Movimento Passiva
ANOVA.....	Análise de Variância
CAE.....	Ciclo Alongamento-Encurtamento
CCI.....	Coefficiente de Correlação Intra-Classe
cm.....	Centímetros
CO-CON.....	Co-Contração
CVMI.....	Contração Voluntária Máxima Isométrica
DF.....	Distrito Federal
DP.....	Desvio Padrão
EMG.....	Eletromiografia
EUA.....	Estados Unidos da América
FNP.....	Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva
GL.....	Gastrocnêmio Lateral
Hz.....	Hertz
IA.....	Índice de Assimetria
IOT-HC/FMSUP.....	Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Kg.....	Quilograma
LEM.....	Laboratório do Estudo do Movimento
m.....	Metro
mm.....	Milímetro
ms.....	Milissegundo
OTG.....	Órgão Tendinoso de Golgi
PSD.....	Percepção Subjetiva de Desconforto
RMS.....	Root-Mean Square
s.....	Segundos
SENIAM.....	Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles
SPSS.....	Statistical Package for the Social Sciences
TA.....	Tibial Anterior

TCLETermo de Consentimento Livre e Esclarecido
TDF.....Taxa de Desenvolvimento de Força
UNIMEP.....Universidade Metodista de Piracicaba
FRSv.....Força de Reação do Solo Vertical

LISTA DE SÍMBOLOS

%.....	Percentual
<i>d</i>	Tamanho do Efeito
P.....	Significância
α	Alfa
Δ	Delta

SUMÁRIO

RESUMO.....	6
ABSTRACT.....	7
LISTA DE FIGURA.....	8
LISTA DE ABREVIATURAS.....	9
LISTA DE SÍMBOLOS	11
1. INTRODUÇÃO.....	14
2. OBJETIVOS.....	15
2.1. OBJETIVO GERAL	15
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
3. REVISÃO DE LITERATURA	15
3.1. Metodologia da Revisão de Literatura.....	15
3.2. Características neuromecânicas da tarefa de descer um degrau	16
3.3. Efeitos do alongamento sobre testes de força dinâmico, isométrico e isocinético.....	17
3.4. Efeitos neuromecânicos da realização de um protocolo de alongamento.....	19
4. JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA	24
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	24
5.1. AMOSTRA	24
5.2. PROCEDIMENTOS	25
5.3. ANÁLISE DE DADOS	30
5.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA	32
6. RESULTADOS	33
6.1. Protocolo de alongamento	33
6.2. Tarefa 1 -Teste step up/over	33
6.3. Tarefa 2 - Teste de descer degrau	33
7. DISCUSSÃO.....	35
7.1. Protocolo de alongamento	36
7.2. Tarefa 1 - Teste step up/over	37

7.3. Tarefa 2 - Teste de descer degrau	37
8. CONCLUSÃO.....	38
REFERÊNCIAS	39
ANEXO I. Certificado de aprovação do comitê de ética (CEP)	42

1. INTRODUÇÃO

Subir e descer escadas são tarefas de locomoção cotidiana as quais se assemelham à marcha normal, pois apresentam as fases de apoio e balanço dos membros inferiores. Entretanto, o ato de descer ou subir uma escada exige maior amplitude do movimento principalmente nas articulações do quadril e do joelho (Trew and Everett 2010). Neuromecanicamente, existem importantes diferenças entre o ato de subir ou descer uma escada, como o deslocamento do centro de massa, amplitude de movimento e a ação dos músculos envolvidos em cada tipo de movimento. Outra possível variação a ser observada são as diferenças decorrentes de diferentes alturas de degrau (Spanjaard, Reeves et al. 2007; Spanjaard, Reeves et al. 2008).

Tarefas que demandem força e manutenção da postura em diferentes condições de deslocamento (como a ultrapassagem de obstáculos, marcha, corrida e subir/descer degraus), são essenciais tanto em atividades diárias quanto esportivas (Rubini, Costa et al. 2007). É prática comum utilizar diferentes estratégias de alongamento como parte do aquecimento ou mesmo para o aumento da amplitude de movimento antes de atividades de força ou equilíbrio voltado à prática da atividade física ou mesmo na reabilitação. Entretanto, diferentes tarefas precedidas pelo alongamento podem sofrer modificações em seu desempenho ou coordenação, pois este pode afetar e alterar os diferentes sistemas biológicos. Dentre eles, destacam-se os efeitos neurofisiológicos, hormonais, celulares e mecânicos, que por sua vez, influenciam as respostas motoras em diversas atividades subsequentes que envolvam potência, força e equilíbrio (Behm, Buttom et al. 2001; Avela, Finni et al. 2004; Behm, Bambury et al. 2004; Shrier 2004; Thacker, Gilchrist et al. 2004; Behm and Kibele 2007; Rubini, Costa et al. 2007; Behm and Chaouachi 2011; Pacheco, Balias et al. 2011).

Além disso, o alongamento pode afetar diferentes níveis do sistema nervoso influenciando o *feedback* proprioceptivo, conseqüentemente a ativação do músculo alongado e também o músculo homólogo contralateral (efeito cruzado “*crossover*”). Este efeito é observado em diferentes tarefas dependentes de força (Kidgell and Pearce 2011; Marchetti, Bucchianico et al. 2012), fadiga (Kawamoto, Aboodarda et al. 2014), ou equilíbrio (Lima 2013; Silva, Behm et al. 2015). Curiosamente, até o presente momento a literatura científica carece de estudos que analisaram o efeito do

alongamento em tarefas excêntricas nos membros ipsi- e contralateral, principalmente em tarefas cotidianas como descer degraus.

Com base na literatura científica, o alongamento estático pode inibir componentes centrais ou periféricos do sistema nervoso influenciando o membro alongado, bem como o membro contralateral através do efeito *crossover*. Alguns estudos mostram o efeito negativo em tarefas dependentes de força no membro contralateral após o alongamento estático do membro ipsi-lateral (Li, Yongye et al. 2009). Tais adaptações são consideradas eminentemente neurais, em função da dependência entre os 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. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do estudo foi analisar o efeito do alongamento estático unilateral dos flexores plantares na atividade muscular e força de reação do solo vertical do membro ipsi- e contralateral na tarefa de descer um degrau.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Avaliar e comparar os efeitos na pré-ativação mioelétrica de flexores e extensores plantares durante a tarefa de descer degrau antes e após um protocolo agudo de alongamento passivo no membro alongado e não alongado.

Avaliar e comparar os efeitos na força de reação do solo vertical durante a tarefa de descer degrau antes e após um protocolo de alongamento unilateral passivo no membro alongado e não alongado.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Metodologia da Revisão de Literatura

O presente trabalho foi realizado a partir de uma revisão bibliográfica. Para a elaboração do texto, foram selecionados livros e artigos nacionais e internacionais

retirados das bases de dados: Google Acadêmico e PUBMED; e publicados entre os anos de 1989 e 2016. Os termos chave utilizados no idioma português foram: flexibilidade, alongamento, ação excêntrica, contração excêntrica, marcha, escada, degrau. Os termos foram utilizados de forma individual e em combinações. Os mesmos termos foram traduzidos para o inglês.

3.2. Características neuromecânicas da tarefa de descer um degrau

O padrão de movimento envolvido no ato de descer um degrau envolve duas fases principais que são o apoio e o balanço (Protopapadaki, Drechsler et al. 2007; Trew and Everett 2010). Para a fase de descida do degrau, na fase de apoio (realizado pelo membro de trás), o contato com o degrau é feito com a margem anterolateral do pé e a articulação do tornozelo assume a posição neutra ou dorsiflexão. Visando o amortecimento do membro da frente no degrau, as articulações do quadril e dos joelhos do membro de trás são flexionadas, controladas pela ação excêntrica de seus extensores. Nesta fase, o momento (torque) produzido pelo tornozelo do membro de trás pode atingir ~ 75% da contração voluntária máxima, enquanto o joelho apresenta apenas ~ 30% (Spanjaard, Reeves et al. 2007). Neste momento, o membro da frente, em balanço realiza a ação concêntrica do quadríceps, enquanto o tronco se move horizontalmente para deslocar o centro de massa sobre o novo membro apoiado. O controle da estabilidade da articulação do tornozelo nesta fase se dá pela co-contração dos músculos tibial anterior e tríceps sural. O deslocamento do corpo para o degrau inferior é realizado pela ação excêntrica dos flexores do tornozelo, joelho e quadril. Esta estratégia é realizada visando receber o peso do corpo para início do próximo ciclo. Portanto, a tarefa de descer um degrau exige um bom equilíbrio, além de certo grau de força muscular (visando o controle e propulsão) (Reid, Lynn et al. 2007; Trew and Everett 2010).

A fase crítica desta tarefa se encontra no momento em que o pé toca o solo ou outro degrau, pois diferentes capacidades são necessárias como força excêntrica e equilíbrio, de formas diferentes, mas em ambas as pernas. Desta forma, a tarefa de descer um degrau tem sido muito utilizada tanto na área do treinamento (pliométrica, treinamento funcional) ou como forma de reabilitação em casos de tendinopatias. Entretanto, a prática do alongamento tanto no treinamento quanto na reabilitação, pode afetar de forma direta ou indireta a tarefa citada. Portanto, o entendimento dos efeitos

agudos do alongamento é fundamental não apenas para reduzir seus possíveis efeitos negativos, mas para entender as possíveis alterações nas ações excêntricas.

3.3. Efeitos do alongamento sobre testes de força dinâmico, isométrico e isocinético

O efeito agudo do alongamento no desempenho da força foi muito estudado, mas ainda existe controvérsia nos resultados apresentados. Kokkonen et al. (1998), Behm e Chaouachi (2011) realizaram exercícios de alongamento com duração total variando de 90s a 3600s, e os resultados mostraram redução na produção de força da atividade principal, comprometendo o desempenho. A maioria dos estudos se baseia nos efeitos produzidos pelo alongamento estático, como investigado por (Worrell, Smith et al. 1994), que utilizaram um grupo de 19 estudantes universitários sem histórico de lesões nos músculos isquiotibiais, aplicando um protocolo de alongamento que consistiu em alongar os isquiotibiais com o joelho estendido e quadril em flexão de 90°, em 4 séries de 15s a 20s, com 15s de intervalos entre séries, 5 vezes na semana por 3 semanas, completando assim, 15 sessões de alongamento. Entretanto, Nelson et al., (2001) utilizaram o alongamento por Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) (Marek, Cramer et al. 2005; Rubini, Pereira et al. 2005) e verificaram que a diminuição da força para 1RM na flexão e extensão de joelhos, variou em 4,8% a 28% nas condições (isométrica, isotônica e isocinética).

Curiosamente, na grande maioria dos estudos, os exercícios utilizados foram para a parte inferior do corpo, sendo que (Evetovich, Nauman et al. 2003), investigando o músculo bíceps braquial em condições: isotônico (1RM), isocinético (pico de torque) e isométrico (pico de torque e CVM). Em outro experimento (Mattos, Marchetti, 2015) com os músculos flexores de punho, um grupo de 14 homens adultos jovens, sem quaisquer lesões ou desordens neurológicas, aplicaram protocolos de alongamentos contínuos e intermitentes, e logo após foram submetidos à avaliação isométrica da força máxima integrada à atividade mioelétrica de flexores de punho, verificaram aumento na ADM, aumento na taxa de produção de força e redução na força isométrica para flexão de punho em ambos os protocolos. Contrapondo os resultados apresentados, outros autores (Muir, Chesworth et al. 1999), (Egan, Cramer et al. 2006) não apresentaram efeito prejudicial na tarefa avaliada após a realização prévia de alongamento que teve uma duração total do estímulo variando de 30s a 480s. Bandeira, Mello et al. (2003) utilizaram um alongamento estático, com duração de 15s, totalizando 90s, e não observaram diminuição na produção de força. Em contrapartida, utilizando 60s de

alongamento para cada exercício (360s de estímulos no total), houve uma diminuição na força de flexão de quadril, mas não foi observada diminuição da força nos extensores do quadril.

Winchester et al., (2009), em seu estudo com flexores de joelho concêntrico, encontrou significativa redução (~6,3% da contração voluntária máxima), Siatras et al., (2008) em um estudo com 50 homens não atletas, com idade entre 19-23 anos, foram divididos aleatoriamente em 05 grupos nos quais foram aplicados diferentes durações de alongamento (10s, 20s, 30s, 60s e grupo controle que não foi submetido a qualquer exercício de alongamento). Medidas de flexibilidade da articulação do joelho e pico de torque isométrico de quadríceps foram feitas antes do experimento principal para todos os grupos. Depois de um prévio aquecimento de 5min em cicloergômetro, com 50W de resistência e velocidade de 60rpm, foram mensurados a flexibilidade da articulação do joelho, pico de torque isocinético, isométrico e concêntrico para a perna dominante, seguido de descanso passivo de 5min para aplicação do protocolo de alongamento do músculo quadríceps (não assistido) para 10, 20, 30 e 60s, com intensidade controlada ao ponto de dor na parte anterior da coxa. Os resultados revelaram um significativo aumento da flexibilidade da articulação do joelho e uma redução do pico de torque isocinético, isométrico e concêntrico de 6% apenas para as durações de 30s e 60s, bem como na velocidade angular para 60°/s e 180°/s.

Em outro estudo, os testes foram realizados em duas sessões de alongamentos com 3 séries de 15s de duração para os músculos flexores plantares. Foi mensurado o tempo de reação e força em contração concêntrica, onde não foram observadas significantes reduções na contração voluntária máxima (Alpkaya and Koceja 2007). Ogura et al., (2007) investigaram o efeito da duração do alongamento estático nos músculos flexores de joelho em duas diferentes durações (30s e 60s), na contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Os resultados mostraram um aumento na flexibilidade dos flexores de joelho nas durações (30 e 60s), porém não houve diferenças significantes entre as durações. Para a CVMI foi significativamente menor na duração 60s, sem diferenças significantes na produção de força.

Nenhum efeito prejudicial foi observado sobre a resistência muscular, quando a duração do alongamento foi de 30s a 45s, com uma mudança dentro da variabilidade normal (- 4,2%±2,7%). Bandeira et al., (2003) e Rubini et al., (2005), verificaram que a força isométrica a 45° nos abdutores e adutores de quadril, apresentaram redução na força isométrica em 8,9% e 12,3% respectivamente e para 30° a diminuição foi de

10,4% e 10,9% respectivamente, com 4 séries de 30s de alongamento estático ou FNP. Para os exercícios de flexão e extensão do joelho houve uma diminuição da força em 11,4% e 4,8%, respectivamente, após a técnica FNP.

3.4. Efeitos neuromecânicos da realização de um protocolo de alongamento

Diversos estudos científicos apontam os efeitos do alongamento na produção de força (Behm, Buttom et al. 2001; Behm, Button et al. 2001; Behm, Bambury et al. 2004; Rubini, Pereira et al. 2005; Behm and Kibele 2007; Rubini, Costa et al. 2007; Behm and Chaouachi 2011; Marchetti, Oliveira Silva et al. 2014; Silva, Behm et al. 2015). Tais efeitos podem melhorar ou diminuir o desempenho da tarefa subsequente dependendo do protocolo de alongamento realizado. Especificamente, o alongamento estático pode ocasionar alterações no sistema neurofisiológico (mecanoceptores e receptores sensoriais tipo III e IV), metabólico (GH e óxido nítrico), celular (ruptura de estruturas passivas como titina, nebulina, ou linhas Z) e mecânicas (retardo eletromecânico, alteração na relação comprimento-tensão ou torque-ângulo, redução de rigidez, modificação da viscoelasticidade tecidual) (Behm, Buttom et al. 2001; Cornwell, Nelson et al. 2002; Wallmann, Mercer et al. 2005; Behm and Kibele 2007; Rubini, Costa et al. 2007; LaRoche, Lussier et al. 2008; Behm and Chaouachi 2011; Lima, Lucareli et al. 2014; Silva, Behm et al. 2015).

As modificações no desempenho físico estão relacionadas às alterações no torque articular produzido pelo alongamento, o qual modifica a relação força-comprimento, que por sua vez influencia os padrões de ativação neural (Avela, Finni et al. 2004; Silva, Behm et al. 2015). Wilson et al., (2010), afirmam que o alongamento estático, executado antes da prática do exercício físico reduz a rigidez na unidade músculo-tendínea (UMT), referida como deformação. Esta redução da rigidez na UMT após o alongamento afeta negativamente a transmissão de força para o segmento ósseo, decorrentes das alterações nas propriedades viscoelásticas do músculo (Serpa, Vilela et al. 2014).

Adicionalmente, os músculos e os tendões são abundantemente supridos por dois tipos especiais de receptores sensoriais, os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG). Os fusos musculares distribuem-se em todo o ventre dos músculos esqueléticos e enviam informações para o sistema nervoso referentes ao comprimento e a taxa de variação do comprimento muscular (Guyton and Hall 2006). Os OTG estão localizados na junção miotendínea e transmitem informações ao sistema nervoso

central, referentes à tensão nos tendões bem como a taxa de variação da tensão mecânica (Guyton and Hall 2006). De acordo com Wilmore e Costil (2001), os OTG são sensíveis às pequenas tensões no complexo músculo-tendão sendo que sua sensibilidade é tão grande que podem responder a contração de uma única fibra muscular. Quando estimulados, estes receptores inibem a contração dos músculos (agonistas) e excitam os antagonistas. 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 córtex cerebral ajudando cada uma dessas partes do sistema nervoso em sua função de controlar as ações musculares (Guyton and Hall 2006).

Os receptores sensoriais articulares do tipo III são corpúsculos finamente encapsulados, confinados aos ligamentos intrínsecos (dentro da cápsula articular) e extrínsecos (fora da cápsula articular) de muitas articulações. Os receptores tipo III são os maiores corpúsculos articulares e se comportam como os OTG, atuando como mecanorreceptores de alto limiar que se adaptam lentamente. São completamente inativos nas articulações imóveis e respondem somente quando altas tensões são geradas nos ligamentos de cada articulação (Alter 1999). Os receptores sensoriais do tipo IV são desencapsulados e são subdivididos em dois tipos. O receptor do tipo IVa são representados pelos plexos em forma de treliça e são encontrados em grandes coxins articulares e por toda a espessura da cápsula articular, porém, com ausência de tecido sinovial, menisco intra-articular e cartilagem articular. Já o receptor do tipo IVb são extremidades nervosas livres, esparsos e largamente confinados aos ligamentos intrínsecos e extrínsecos (Alter 1999). Ambos os tipos IVa e IVb constituem o sistema sensorial de dor dos tecidos articulares, sendo chamados de nociceptores. Quando ocorre acentuada deformação mecânica ou irritação química, como por exemplo, presença de lactato, íons potássio e histaminas, podendo aparecer em situações de isquemia e hipóxia atuam como quimiorreceptores (Alter 1999).

Os possíveis mecanismos neurais decorrentes do alongamento estático e consequente efeito no desempenho da força muscular tem sido alvo de muitos autores. De acordo com Rosenbaum and Hennig (1995), o pico de torque isométrico após 3min de alongamento estático do tríceps sural diminui em 5%. Adicionalmente, foi observada tendência ao aumento da deformação muscular, decorrente do mecanismo de relaxamento por estresse, o qual ocorre quando o músculo oferece menor resistência ao

alongamento passivo e aumenta sua capacidade de distensão. Esta perda de tensão é independente de alterações mioelétricas. McHugh et al., (1992) demonstraram que quando o músculo é alongado com um comprimento constante, observa-se uma diminuição no desempenho muscular, resultante do alongamento, sendo que as mudanças no comprimento muscular explicam este mecanismo.

Fowles et al., (2000) constataram que a atividade mioelétrica foi reduzida em aproximadamente 28% imediatamente após alongamento passivo dos músculos flexores plantares e uma hora após o término do alongamento, a contração voluntária máxima diminuiu em 9%. Em outro experimento, Avela et al., (1999) verificaram uma redução de 23,2% da máxima ativação voluntária do músculo tríceps sural, imediatamente após uma hora de alongamento passivo. Com base neste estudo, os autores observaram que a sensibilidade dos fusos musculares, aos alongamentos repetidos diminui reduzindo o potencial excitatório dos motoneurônios- α , produzindo menores amplitudes mioelétricas.

Outros sistemas neurais parecem estar envolvidos, adicionados a tais mecanismos, como a inibição dos OTG e a ativação de nociceptores, que contribuem para uma excitabilidade diminuída do motoneurônio- α . Behm, Button et al. (2001) e Avela et al., (1999) também sugeriram que após o exercício de alongamento ocorre um aumento inibitório da direção dos motoneurônios- α , gerado por receptores articulares dos tipos III e IV.

Outro estudo proposto por Halbertsma and Goeken (1994) investigaram os efeitos do alongamento estático aplicados por 10min, em indivíduos com os músculos isquiotibiais encurtados, concluindo que uma maior tolerância ao exercício de alongamento não estava relacionada a alterações na elasticidade muscular. Magnusson et al., (1996) também chegaram às mesmas conclusões, propondo alongamento estático dos isquiotibiais realizados por 3 semanas, de alongamento estático dos isquiotibiais numa sessão de 30s e intervalos de descanso de 30s.

Parece não haver uma redução da sensibilidade do músculo, do tendão e dos nociceptores, mecanismos fundamentais que protegem estruturas ligadas ao movimento. O que pode ocorrer nestas estruturas com tais alterações, é um atraso nas respostas neuromotoras, imediatamente após os exercícios de alongamento. Embora necessite de mais estudos a respeito do assunto, a diminuição da força, em função das alterações neuronais agudas, sugerem que pode também predispor ou aumentar o risco de lesões.

A redução no desempenho da força após o alongamento também sugere uma alteração das propriedades viscoelásticas do músculo, que podem alterar também a relação força-comprimento. Toft, Sinkjaer et al. (1989), investigaram as propriedades viscoelásticas e a plasticidade dos músculos flexores plantares, concluindo que nenhuma modificação ocorreu em 90min, em 24h por 3 semanas, com estímulos de duas vezes ao dia, após o alongamento passivo. Por outro lado, Taylor, Dalton et al. (1990) observaram uma diminuição da tensão passiva da UMT de coelhos, após o alongamento. Adicionalmente, foi observada uma diminuição na tensão passiva dos flexores plantares de 36%, após 3 semanas de treinamento da flexibilidade utilizando o método de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva, duas vezes por dia, não encontrando correlação significativa entre o efeito do alongamento na tensão passiva e o nível inicial de flexibilidade dos sujeitos.

O estudo de Kubo, Kanehisa et al. (2001) investigaram diferentes técnicas de ultra som para observação do comportamento do tendão do músculo gastrocnêmio medial e aponeurose, antes e após o alongamento. Os autores concluíram que após 10min de alongamento estático, houve aumento da elasticidade e tal técnica diminuiu a viscosidade das estruturas tendinosas. O mesmo autor conduziu outro estudo utilizando exercícios de alongamento estático para o músculo gastrocnêmio medial por 45s e intervalos entre os mesmos de 15s em duas sessões por dia, aplicados 7 dias por semana, por 8 semanas, verificou que a elasticidade não foi alterada, mas houve um aumento da viscosidade das estruturas tendinosas. Em seu terceiro estudo (Houghton, Huang et al. 2010) obtiveram resultados idênticos aplicando alongamento estático nos sujeitos em 20 dias consecutivos, duas sessões ao dia com 5 exercícios de alongamento, com duração de 45s e 15s de descanso entre as séries.

No intuito de entender como a elasticidade muscular altera as propriedades viscoelásticas, um estudo conduzido por Edman and Tsuchiya (1996) concluiu que a titina I e II, foram as estruturas elásticas mais afetadas dentre as outras, coincidindo com outros estudos que concluíram ser ela a principal responsável pela elasticidade muscular (Minajeva, Kulke et al. 2001) e (Tskhovrebova and Trinick 2001). Os exercícios de alongamento, quando realizados de forma aguda, permitem que as fibras musculares possam se deslizar com menor resistência ou fricção, tal efeito parece produzir uma diminuição da viscosidade das estruturas tendinosas, em contrapartida, podem gerar aumento da resiliência muscular, limitando o acoplamento da ponte cruzada, o que diminuiria a capacidade do músculo em produzir força. De Deyne,

(2001) elucidou de que forma o treino de flexibilidade pode promover um aumento na amplitude de movimento, sugerindo que os mecanismos celulares sofrem uma adaptação crônica, como por exemplo, a adição de sarcômeros em série. Rubini et al., (2004) citam 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 1). 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 da titina é a de posicionar o filamento de miosina no centro do sarcômero quando o mesmo é alongado. Parte da molécula de titina ligada à miosina apresenta-se rigidamente ligada aos filamentos grossos, enquanto outra parte, que se liga da linha Z até a extremidade da miosina (banda I) comporta-se elasticamente, comportamento importante para a compreensão da flexibilidade, visto que os outros filamentos jamais alteram o seu comprimento, sendo totalmente rígidos, durante o alongamento. Por este motivo, se verificou que a titina é a estrutura elástica mais afetada, que passa a oferecer menos resistência passiva do que todas as outras estruturas (Rubini and Gomes 2004).

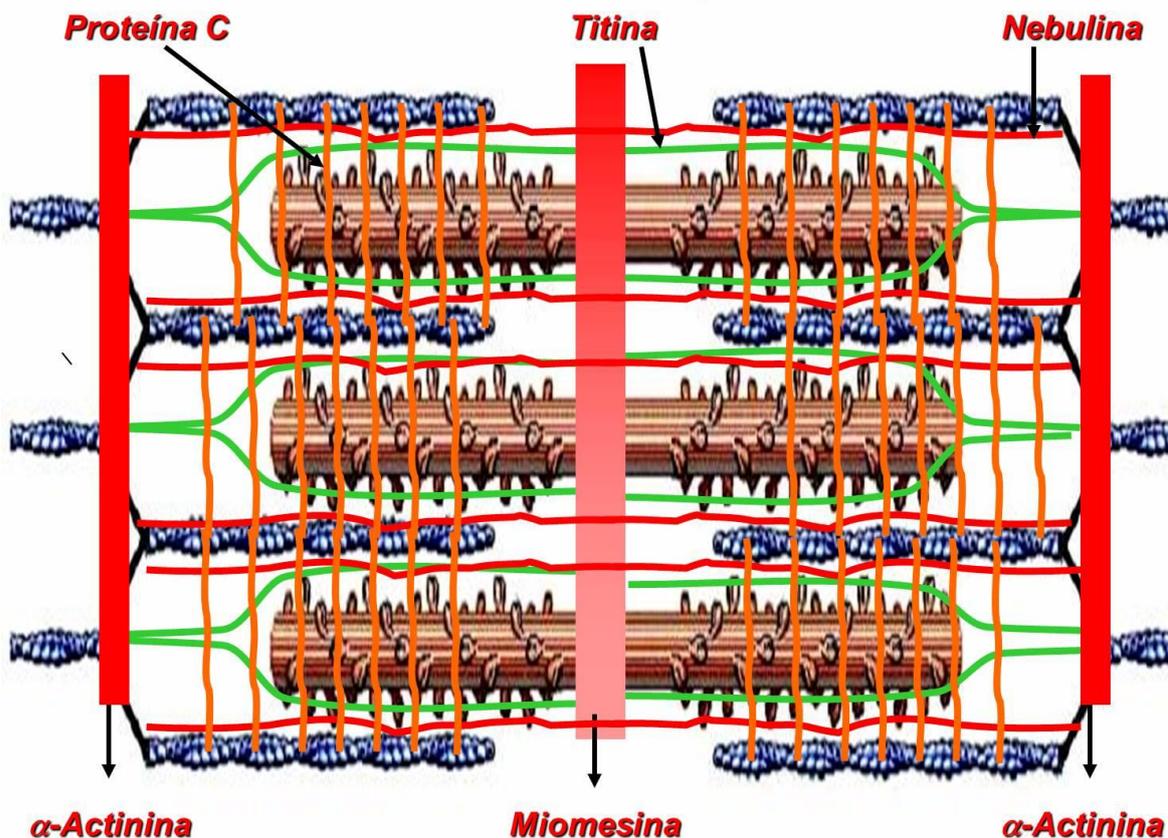


Figura 1. Figura ilustrativa das estruturas do sarcômero com as proteínas contráteis e estruturais como actina, miosina, nebulina e titina. Adaptado de (Ide, Lopes et al. 2010).

4. JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

Baseado na literatura atual sabe-se que o protocolo de alongamento agudo gera efeitos que alteram o desempenho quando precedidos de tarefas que exigem 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 como descer degraus. A tarefa de descer um degrau foi escolhida por seu caráter específico de desempenho dos flexores plantares, deixando a análise mais controlada na avaliação do efeito do alongamento no complexo do tornozelo. A literatura científica aponta diferenças no desempenho de atividades de força, 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 em atividades excêntricas. Desta forma, o entendimento dos efeitos agudos do alongamento unilateral em tarefas dinâmicas é fundamental para o entendimento de como o sistema neuromuscular se adapta, além do conhecimento sobre os efeitos contralaterais e temporais no desempenho.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizado um estudo experimental transversal. O estudo foi realizado no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC/FMSUP), no Laboratório do Estudo do Movimento (LEM).

5.1. AMOSTRA

Para a realização do cálculo da amostra foi realizado um piloto com cinco indivíduos, onde foi assumida a seguinte hipótese bicaudal: valor de alfa (probabilidade de erro 1) de 5%; valor de beta: (probabilidade de erro tipo 2) de 10%, e assim o poder do teste de 80% e uma diferença entre os testes com o mesmo indivíduo de 10%. Então, foram avaliados 15 indivíduos do gênero masculino, com idade ($28,6 \pm 8,3$ anos), estatura ($176,2 \pm 8,3$ cm) e massa corporal total ($73,9 \pm 7,6$ kg), fisicamente ativos com tempo de prática em treinamento de força de ($7,0 \pm 3,5$ anos). A metodologia proposta foi formulada respeitando resoluções n.º 466, de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF, sendo a identidade de todos os voluntários mantida em total sigilo.

Os critérios de inclusão adotados foram: (i) não possuir lesões musculoesqueléticas ou osteoarticulares em membro inferior, avaliados por meio de um questionário; (ii) conseguiram realizar a tarefa da maneira mais correta possível. Os critérios de exclusão adotados foram: (i) possuir cirurgia prévia no membro inferior, (ii) apresentarem quaisquer problemas de equilíbrio (ex: labirintite); (iii) indivíduos que sentissem dor ou grande desconforto durante o teste ou que não conseguissem realizar a tarefa completa; (iv) mulheres, em função de diferenças em flexibilidade e estruturas pélvicas e de membro inferior. Todos os sujeitos leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética do IOT-USP (#132/14).

5.2. PROCEDIMENTOS

Os sujeitos se apresentaram no laboratório em sessão única, e foram orientados a se absterem de quaisquer atividades físicas por no mínimo 72 horas antes da avaliação. Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre a preferência em chutar uma bola (Maulder and Cronin 2005). Dados antropométricos foram mensurados como massa corporal total, estatura, comprimento de membro inferior dominante (distância entre o trocânter maior do fêmur e o maléolo lateral da fíbula), e os sujeitos foram questionados oralmente quanto à idade, e tempo de treinamento. Os sujeitos realizaram dois tipos de tarefa antes e após a intervenção (protocolo de alongamento), segue abaixo a descrição das tarefas:

Tarefa 1: Inicialmente, a avaliação de simetria foi realizada utilizando o teste “step up/over” (NeuroCom. International, Inc., Clackamas, OR, EUA) (Figura 2). Este teste avalia as características do controle motor em sujeitos realizando o apoio unipodal em um step de 30 cm de altura, transpassando-o, e posicionando ambos os membros em frente ao step sobre uma plataforma de força por 5s. Foram realizadas 3 tentativas com cada membro inferior, com intervalo entre elas de 10s e entre membros de 1 minuto.

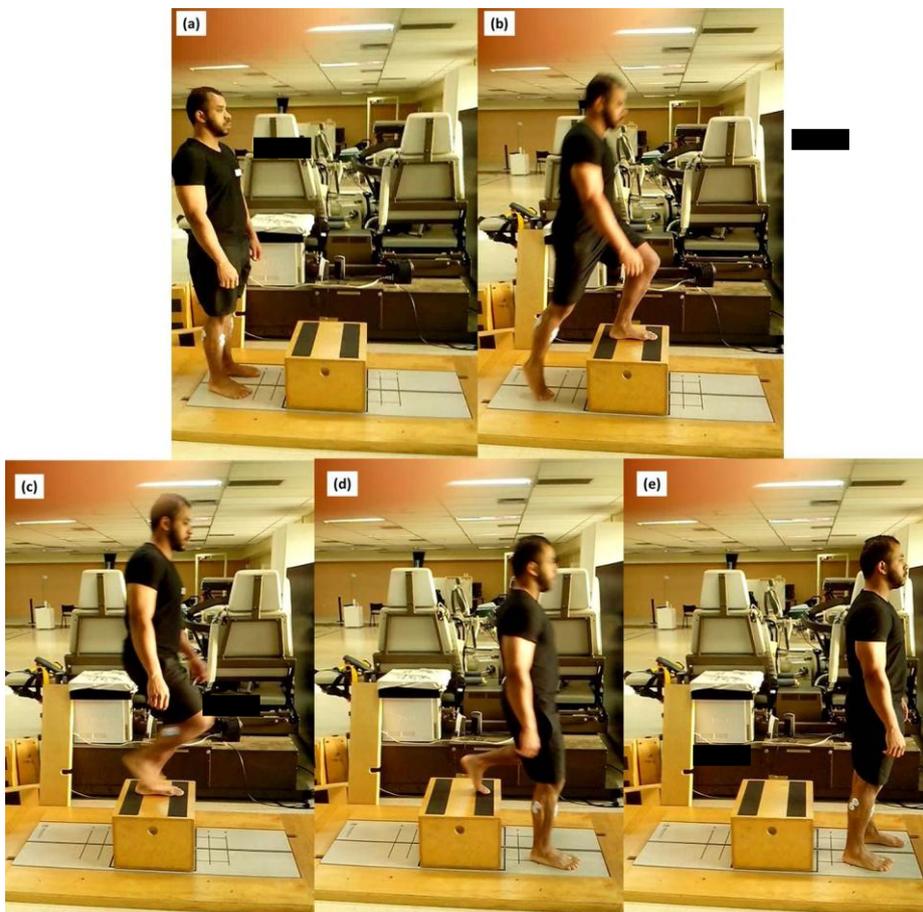


Figura 2. Tarefa de transpassar um step (teste “step up/over”).

Tarefa 2: Durante a sessão, os sujeitos realizaram a familiarização com a tarefa de descer um degrau de 30cm, e então a devida instrumentação foi realizada, iniciando com a colocação dos eletrodos superficiais de eletromiografia (sEMG) no gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA) de ambos os membros inferiores. Ambos os músculos (GL e TA) foram escolhidos em função de sua grande participação na tarefa de descer um degrau.

Os sujeitos realizaram a tarefa de descer de um degrau após permanecerem parados sobre um step com dois degraus de 30 cm a uma cadência de 80 bits por minuto⁻¹. Então, deram um passo à frente visando descer sobre uma plataforma de força, unilateralmente. Os membros superiores permaneceram ao lado do corpo, com as mãos apoiadas no quadril (Figura 3).

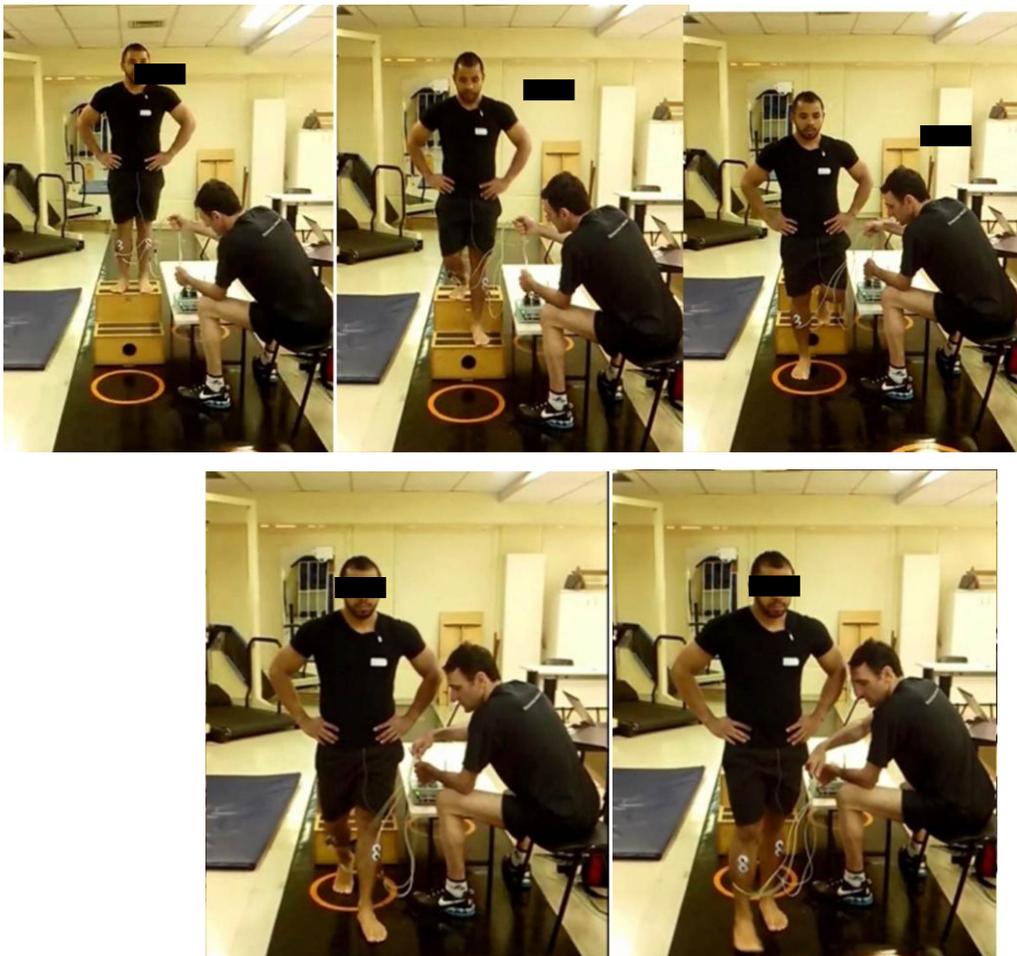


Figura 3. Tarefa 2 de descer um degrau.

Ambas as tarefas 1 e 2 foram realizadas antes e depois do protocolo de alongamento, sendo que apenas o membro dominante foi alongado. Cada sujeito realizou 3 tentativas em cada tarefa, em cada membro inferior, de forma aleatória entre membros. O intervalo entre tentativas foi de 30s.

Protocolo de Alongamento: O protocolo consistiu em alongar passivamente os músculos responsáveis primários pela flexão plantar da articulação do tornozelo (tríceps sural) apenas do membro dominante (Figura 4).

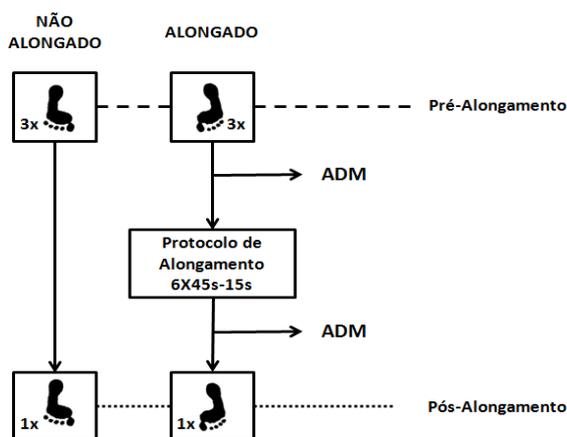


Figura 4. Diagrama esquemático do procedimento experimental. Legenda: ADM (amplitude de movimento). (Lima, Lucareli et al. 2014).

A carga aguda de treino utilizada foi de 6 séries de 45s por um intervalo entre séries de 15s, com a intensidade mantida entre 70-90% PSD. A intensidade do alongamento foi mantida pelo avaliador através da avaliação do nível de desconforto, sendo esta determinada através de uma escala subjetiva de desconforto que varia entre 0 a 100% da Percepção Subjetiva de Desconforto (PSD) [0 sem desconforto e 100% o máximo desconforto imaginável durante o alongamento]. O alongamento foi executado sempre pelo mesmo avaliador. Medidas de flexibilidade (amplitude máxima de movimento passivo [ADMP]) foram realizadas apenas no membro inferior alongado através do movimento de dorsi-flexão utilizando um flexímetro (marca Sanny) nas condições de pré e imediatamente após o protocolo de alongamento unilateral (Figura 5).



Figura 5. Posicionamento para o alongamento passivo de tornozelo.

Avaliações:

Eletromiografia Superficial (sEMG): Para a coleta dos dados durante as tarefas de descida do degrau unilaterais, foi utilizado um eletromiógrafo de 16 canais (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil), com filtro de banda de frequência 20-500 Hz, amplificador com ganho de 10x (total final de 1000x) e frequência de aquisição de 2000 Hz. Foram utilizados pares de eletrodos passivos de superfície, circulares, autoadesivos, Ag/AgCl com 1cm de raio, com espaçamento de 2cm de centro a centro entre os eletrodos, associados a um gel condutor, sendo colocados sobre o GL e TA de ambos os membros. A localização específica dos eletrodos foi norteadada segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*), sendo para o GL posicionado a 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o calcânhar e para o TA posicionado a 1/3 da cabeça da fíbula e o maléolo medial. Os eletrodos superficiais foram colocados em ambos os membros inferiores e o eletrodo de referência foi colocado na clavícula. Para a colocação dos eletrodos, os pêlos foram removidos da região e leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. Para a aquisição da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), os sujeitos foram instruídos a permanecerem sentados com o membro inferior estendido e então o pesquisador realizou uma resistência em dorsi-flexão e flexão plantar máxima

durante 5s. A CVMI foi realizada em ambos os membros inferiores, visando posterior normalização do sinal EMG (Hermens, Freriks et al. 2000).

Plataforma de força: Para a aquisição dos dados da força de reação do solo (vertical e ântero-posterior) foi utilizada uma plataforma de força (AMTI modelo 9286A, Winterthur, Switzerland) a uma frequência de aquisição de 2000 Hz, e sincronizada ao sinal sEMG.

5.3. ANÁLISE DE DADOS

Para a tarefa 1, os dados foram analisados pelo software do equipamento Neurocom, e as seguintes variáveis foram calculadas: índice de levantamento (força de levantar), tempo de movimento e índice de impacto. O índice de levantamento foi calculado através da média da força máxima exercida, expressa pelo percentual do peso corporal. Os valores para cada uma das três tentativas da perna esquerda foram somados e divididos por três para produzir a média da perna direita. O mesmo procedimento foi aplicado para calcular a média da perna esquerda. Para a variável de índice de impacto foi realizada a comparação das médias de força produzidas pela perna esquerda e direita foi expressa em percentual. Se ambas as pernas produzissem uma quantidade de força similar, o percentual de diferença seria igual a zero. Ex. se a perna esquerda produzisse 26% de força e a perna direita 30%, então: $(30\% - 26\%/30\% + 26\%) * 100 = 7\%$ mais força na perna direita. Para a variável tempo de movimento, expressa em segundos (s), a avaliação iniciou com a mudança do centro de gravidade da perna de balanço e finalizou com o impacto da mesma na superfície. Os valores para cada uma das três tentativas da perna esquerda foram somados e divididos por três para produzir a média da perna direita. O mesmo procedimento foi aplicado para calcular a média da perna esquerda.

Para a tarefa 2, todos os dados foram processados e analisados através de um programa escrito no software Matlab (Mathworks Inc., EUA). A análise foi realizada em ambos os membros inferiores (membro alongado e não alongado) sendo os resultados comparados entre membros e entre condições pré e pós-alongamento. Os dados da plataforma de força foram filtrados através de um passa baixa Butterworth de 4ª ordem e atraso de fase zero, com frequência de corte de 10Hz. As seguintes variáveis dependentes foram definidas (Figura 6): (a) tempo de passo/contato (tempo entre o início e final do passo determinado pela força de reação do solo vertical); (b) Pico da força de reação do solo vertical, normalizada pelo peso corporal total de cada sujeito.

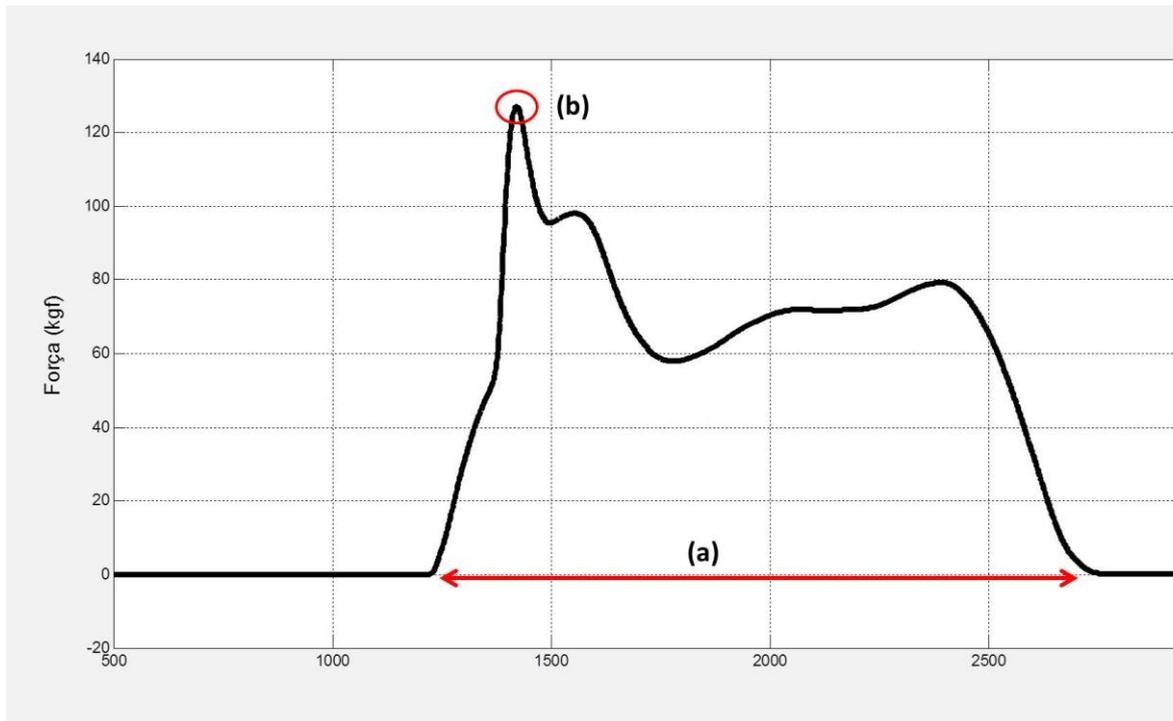


Figura 6. Gráfico demonstrativo da força de reação do solo vertical: (a) tempo de passo/contato; (b) Pico de força.

O processamento do sinal sEMG seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG 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 200 ms, para a amplitude do sinal sEMG (RMS EMG) e normalização pela CVMI. Então, foi calculada a área sobre a curva do RMS EMG, definindo-se a sEMG integrada (IEMG) (Marchetti and Duarte 2011). Foi definida a pré-ativação através da IEMG do músculo tibial anterior em ambos os membros inferiores, analisadas nos 50ms antes do contato do pé com a plataforma de força. A IEMG do gastrocnêmio lateral foi calculada durante a fase de apoio do pé com a plataforma de força (Figura 7).

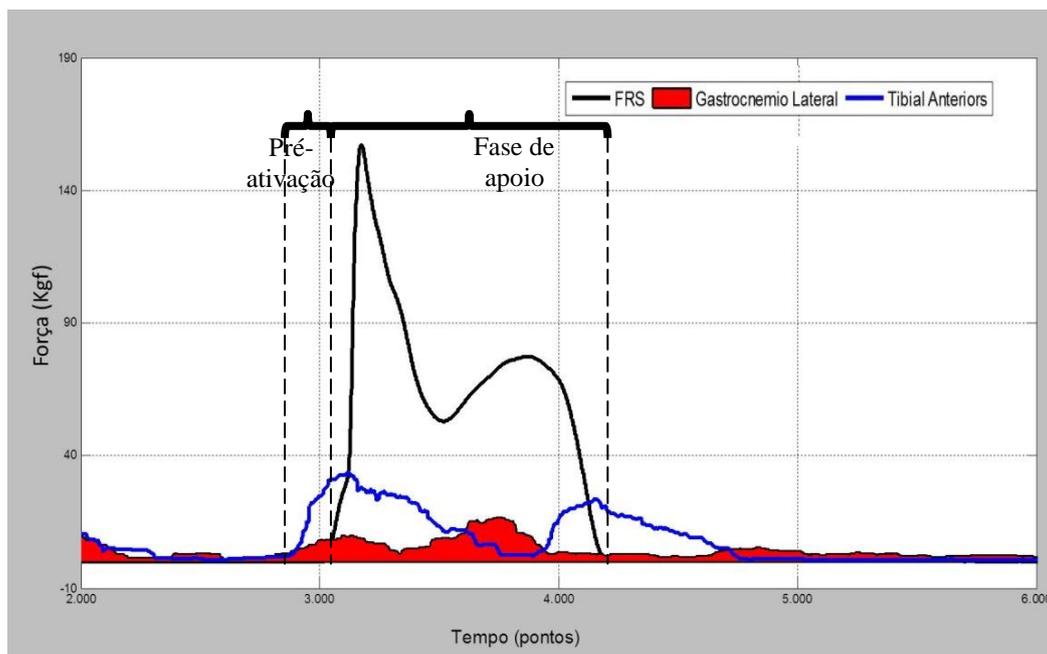


Figura 7. Gráfico demonstrativo da atividade muscular e a integração com a força de reação do solo vertical.

5.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de Shapiro-Wilk e de Levene, respectivamente. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média. Um teste *t de student* pareado foi utilizado para verificar diferenças na ADM e Índice de Assimetria, antes e após o protocolo de alongamento unilateral apenas do membro treinado. ANOVA (2x2) com medidas repetidas foram utilizadas para comparar as diferenças das variáveis dependentes analisadas entre os membros (alongado e não alongado) e momentos (pré e pós-alongamento). Um post hoc de Bonferroni (com correção) foi utilizado para verificar as diferenças. A confiabilidade das variáveis dependentes foi determinada utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI) seguindo os seguintes critérios: <0,4 pobre; 0,4 - < 0,75 satisfatório; $\geq 0,75$ excelente. O cálculo do tamanho do efeito (*d*) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam nos seguintes critérios: < 0,35 efeito trivial; 0,35 – 0,8 pequeno efeito; 0,8 – 1,5 efeito moderado; e > 1,5 grande efeito, para sujeitos recreacionalmente treinados baseado em Rhea (2004). Significância (α) de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 18.0.

6. RESULTADOS

6.1. Protocolo de alongamento

A ADMP do membro alongado apresentou aumento significativo entre os momentos pré- e pós-alongamento estático (pré-teste: $21 \pm 4^\circ$ e pós-teste: $26,5 \pm 5^\circ$, $P < 0,001$, $d = 1,26$ [efeito moderado], $\Delta\% = 19,2\%$).

6.2. Tarefa 1 - Teste step up/over

Não foi verificada diferença significativa para o tempo de movimento e índice de levantamento entre momentos (pré- e pós-teste) ($P > 0,05$). Entretanto, foi verificado aumento no IA apenas para o índice de impacto entre momentos pré- e pós-teste ($P = 0,049$; $d = 0,77$ [efeito pequeno]; $\Delta\% = 36,6\%$) (Figura 8).

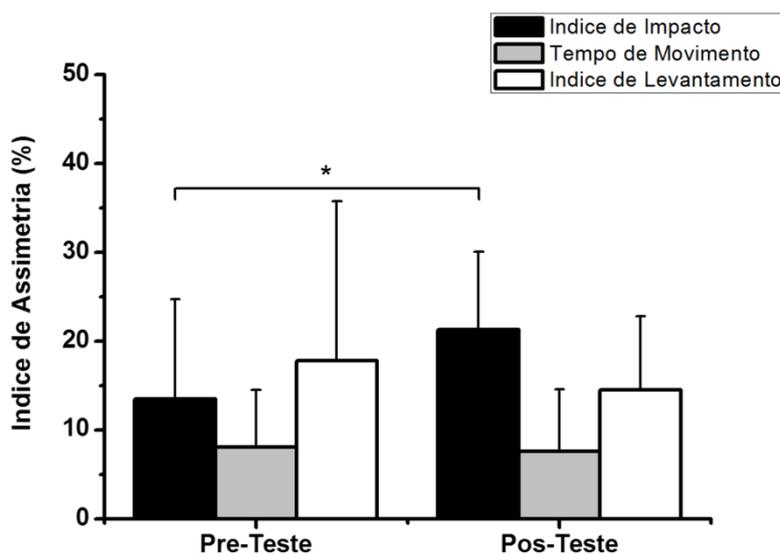


Figura 8. Média e desvio padrão das variáveis dependentes (índice de impacto, tempo de movimento e índice de levantamento) do teste step-up/over antes e após o protocolo de alongamento. * diferença significativa, $P < 0,05$.

6.3. Tarefa 2 - Teste de descer degrau

Houve um aumento significativo no pico de força de reação do solo vertical entre os momentos pré- e pós-alongamento somente para o membro alongado ($P = 0,029$, $d = 2,85$ [efeito grande], $\Delta\% = 27,8\%$) (Figura 9a). Somente para o membro alongado houve um aumento significativo no tempo de contato entre os momentos pré- e pós-alongamento (Figura 9b).

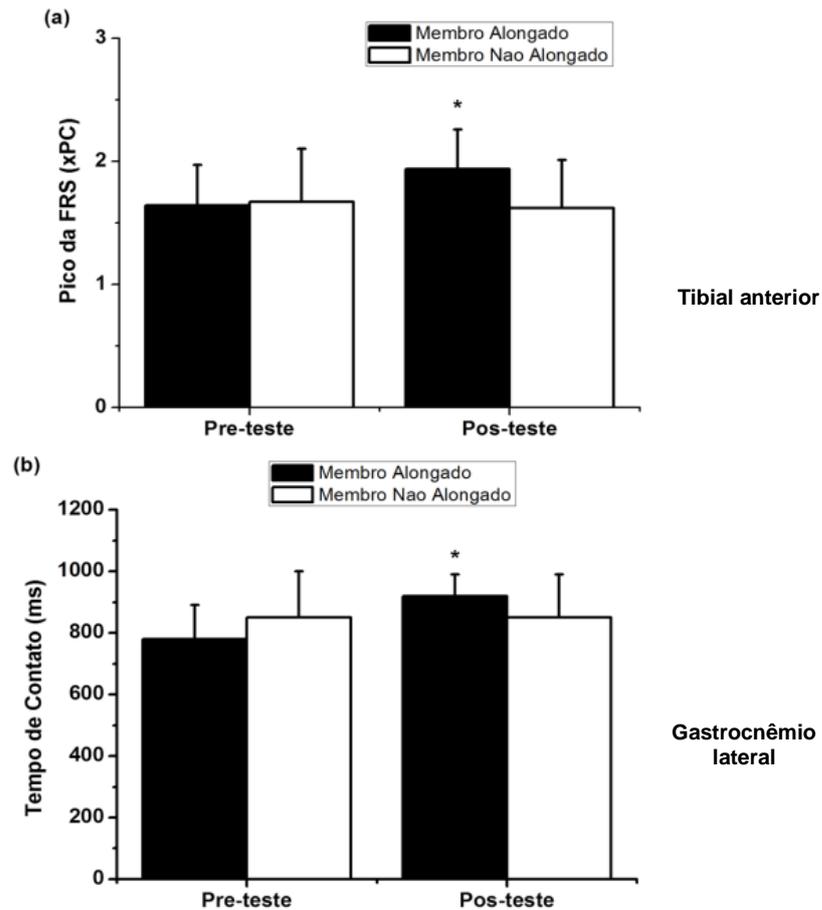


Figura 9. Média e desvio padrão das variáveis dependentes (a) Pico da Força de Reação do Solo Vertical (Pico FRSv); (b) tempo de contato, nos momentos pré- e pós-alongamento estático para o membro alongado e não alongado. *Diferença significativa para o pré-teste na mesma condição, $P < 0,05$.

Quanto à atividade mioelétrica, houve um aumento significativo na pré-ativação do TA pós-alongamento somente para o membro alongado ($P < 0,001$, $d = 1,4$ [efeito moderado], $\Delta\% = 26\%$) (Figura 10a). Adicionalmente, houve uma redução significativa na ativação do GL entre os momentos pré e pós-alongamento para ambos os membros (Figura 10b).

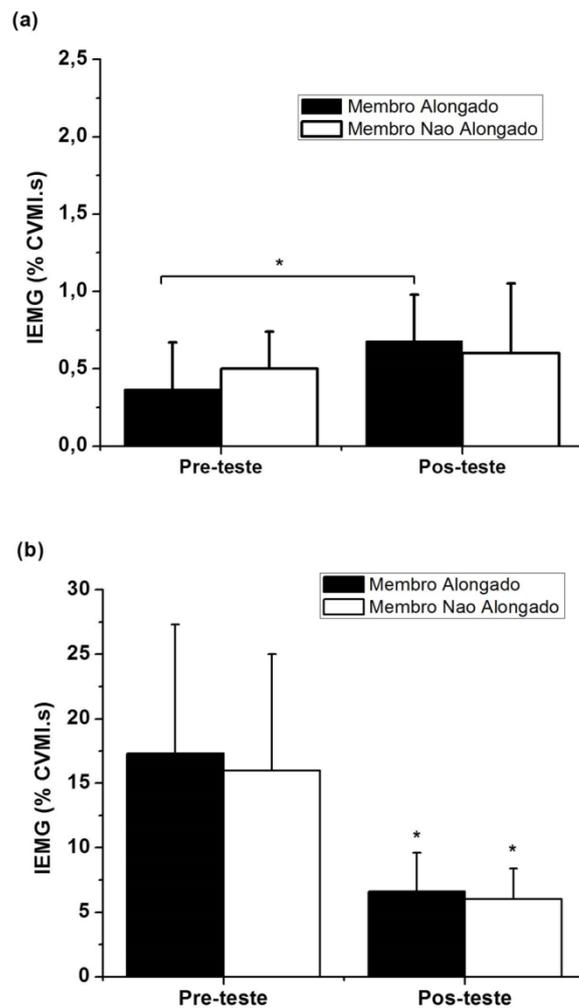


Figura 10. Média e desvio padrão da ativação muscular para as variáveis dependentes (a) pré-ativação; e (b) IEMG, nos momentos de pré- e pós-alongamento para ambos os membros inferiores. *Diferença significativa para o pré-teste na mesma condição $P < 0,05$.

7. DISCUSSÃO

O objetivo geral do estudo foi analisar o efeito do alongamento estático unilateral dos flexores plantares na atividade muscular e força de reação do solo vertical do membro ipsi- e contralateral na tarefa de descer um degrau. Um dos principais resultados do presente estudo foi o efeito de aumento da amplitude de movimento passivo (ADMP) para a dorsiflexão apenas no tornozelo alongado após protocolo de alongamento estático. Os principais resultados em performance foram divididos em duas tarefas distintas como segue: (1) Durante a transposição do degrau (tarefa 1) foi

verificado aumento no índice de assimetria entre os momentos pré- e pós-alongamento; (2) durante a descida do degrau (tarefa 2) para o membro alongado foi observado aumento do pico de impacto, tempo de contato, pré ativação do tibial anterior e redução da atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral. Já para o membro não alongado foi observada redução da atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral durante a fase de apoio, possivelmente, decorrente do efeito cruzado do alongamento no membro contralateral.

7.1. Protocolo de alongamento

Inicialmente, o protocolo agudo de alongamento estático, mostrou-se eficiente em aumentar a ADMP da articulação do tornozelo. O ganho de 19% da ADMP corrobora com os valores observados em estudos prévios utilizando protocolos similares para a mesma articulação (variando de 14 a 31%) (Lima, Lucareli et al. 2014; Marchetti, Soares et al. 2014; Marchetti, Soares et al. 2015; Silva, Behm et al. 2015). Dentre eles, Lima et al., (2014) e Silva et al., (2015) observaram um aumento de ~30 e 19% respectivamente da ADMP para a dorsiflexão do tornozelo, em sujeitos experientes no treinamento de força, utilizando o mesmo protocolo do presente estudo. Sabe-se que a congruência óssea, ligamentos, capsula articular, músculos, tendões e até mesmo a pele são fatores que limitam a ADMP de uma articulação. Possivelmente, a principal estrutura afetada pelo alongamento estático é a unidade músculo tendínea. De acordo com Behm et al., (2011) o aumento da ADMP causada pelo alongamento pode ser atribuído a redução da rigidez na unidade músculo-tendínea (UMT), e consequente alteração na relação comprimento-tensão da articulação afetada pelo alongamento.

Adicionalmente, a alteração na rigidez da UMT pode estar relacionada ao efeito de histerese tecidual causada por séries sucessivas de alongamento e intervalo. Segundo Serpa et al., (2014) parte da energia acumulada durante a fase de alongamento (fase de carga) é dissipada na forma de calor quando o alongamento cessa (fase de descarga), isso ocorre devido a característica visco elástica da UMT. Desta forma, o aumento da ADMP poderia estar relacionado ao efeito da combinação das variáveis de carga aguda de alongamento estático (volume e intensidade). Em contrapartida, fatores neurofisiológicos, como o aumento da sensibilidade dos órgãos tendinosos de golgi, a redução da sensibilidade do fuso muscular e a excitação das fibras sensoriais do tipo III e IV (químico e nociceptores) terem sido descritos como possíveis responsáveis pelo aumento da ADM é pouco provável que tenham influenciado o ganho da ADMP, já que

esses fatores afetam negativamente a produção de força voluntária (componente ativo da relação comprimento-tensão), portanto pouco influentes na avaliação da ADMP (principalmente dependente do componente passivo da relação comprimento-tensão) (Avela, Finni et al. 2004) e (Hough, Ross et al. 2009). Adicionalmente, as medidas realizadas no presente estudo não podem inferir conclusões acerca de tais influências.

7.2. Tarefa 1 - Teste step up/over

A assimetria observada durante a fase de impacto e a similaridade entre as fases de levantamento e transposição do degrau sugerem que o ciclo de transposição do degrau é afetado somente quando a perna de balanço é alongada. Protopapadaki et al., (2007) demonstraram que durante a fase de impacto com o solo, o principal movimento articular responsável pela desaceleração do peso corporal é a ação excêntrica de dorsiflexão plantar. Portanto, o aumento do pico de impacto somente do membro alongado (observado na tarefa 2) acarretou no aumento da assimetria durante a fase final de transposição do degrau. Por outro lado, o mesmo estudo (Protopapadaki, Drechsler et al. 2007) demonstrou que as articulações do quadril e do joelho são as principais responsáveis pela execução do levantamento do degrau. Desta forma, apesar das alterações neuromecânicas causadas pelo alongamento serem observadas, como o aumento da ADMP e redução da atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral na tarefa 2, este efeito não afetou o desempenho das demais articulações no movimento de levantamento e transposição do degrau.

7.3. Tarefa 2 - Teste de descer degrau

Foi observada uma redução na ativação muscular do gastrocnêmio lateral e um aumento do pico de força de reação do solo vertical para o membro alongado, o que ocasionou uma diminuição da ativação durante a fase de apoio e maior tempo de contato. Tais efeitos podem estar relacionados à possível co-contração do tibial anterior e uma possível inibição recíproca do gastrocnêmio lateral durante o alongamento.

Adicionalmente, os efeitos mecânicos e neurofisiológicos do alongamento passivo podem promover uma inibição dos componentes centrais e periféricos do sistema nervoso, portanto, podem influenciar não apenas o membro alongado, mas também o membro contralateral (não alongado), efeito conhecido como *crossover*. Possivelmente, o edema e a dor causados pelo alongamento podem ter excitado os quimio e nociceptores (aférentes grupo III e IV) reduzindo a excitabilidade dos neurônios eferentes.

O cérebro é formado por dois hemisférios, o direito e o esquerdo que se comunicam 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 and Hall 2006). Assim, as modificações causadas pelo protocolo agudo de alongamento estático podem afetar os componentes neurais de um membro (alongado) produzindo efeito *crossover* no controle dos movimentos do membro contralateral (não alongado) em subsequentes tarefas de força e equilíbrio. Este efeito foi observado em estudos crônicos e agudos. Kidgell et al., (2009) mostraram um aumento de 28% na força dos flexores de cotovelo após 4 semanas de treinamento unilateral utilizando 4 séries de 6 a 8 repetições a 80% de 1RM. Adicionalmente, o membro contralateral apresentou um aumento de 19,2%. Desta forma, as adaptações no membro contralateral podem ser consideradas eminentemente neurais em função da dependência entre os hemisférios cerebrais, provavelmente via corpo caloso.

8. CONCLUSÃO

O presente estudo conclui que a realização do alongamento estático aumenta a flexibilidade articular apenas no membro alongado e altera os aspectos neuromecânicos da tarefa de transpor e descer um degrau. Durante a fase de descida, a realização do alongamento reduz a atividade muscular de gastrocnêmio lateral, aumenta a atividade mioelétrica e o pico de impacto da perna alongada. Adicionalmente, este efeito reduz a atividade muscular da perna contralateral sem afetar o pico de impacto. E desta forma, ocorre um aumento na assimetria entre os membros inferiores somente durante a fase de descida do degrau. Portanto, um protocolo de alongamento com volume e intensidade similares aos do presente estudo, aplicados antes de atividades que requeiram força e equilíbrio afetam negativamente a atividade sequente.

REFERÊNCIAS

- Alpkaya, U. and D. Koceja (2007). "The effects of acute static stretching on reaction time and force." The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness **47**(2): 147-150.
- Alter, M. J. (1999). Ciência da flexibilidade. São Paulo, Artmed.
- 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.
- Avela, J., T. Finni, et al. (2004). "Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1h of repeated fast passive stretches." J. Appl. Physiol. **96**: 2325-2332.
- Avela, J., H. Kyrolainen, et al. (1999). "Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching." Journal Applied Physiology **86**(4): 1283-1291.
- Bandeira, C. B. U., M. L. Mello, et al. (2003). Efeito do tempo de alongamento sobre o pico de torque na articulação do quadril em bailarinas. XXVI Simpósio Internacional de Ciências do Esporte. São Paulo: 9-11.
- 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. Button, et al. (2001). "Factors affecting force loss with stretching." Canadian Journal of Applied Physiology **26**: 262-272.
- Behm, D. G., D. C. Button, et al. (2001). "Factors affecting force loss with prolonged stretching." Canadian Journal Applied Physiology **26**(3): 261-272.
- Behm, D. G. and A. Chaouachi (2011). "A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance." European Journal of Applied Physiology **111**: 2633-2651.
- Behm, D. G. and A. Chaouachi (2011). "A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance." Eur J. Appl Physiol. **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).
- 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.
- Cornwell, A., A. G. Nelson, et al. (2002). "Acute effects of stretching on the neuromechanical proprieties of the treiceps surae muscle complex." European Journal of Applied Physiology **86**: 428-434.
- De Deyne, P. G. (2001). "Application of passive stretch and its implications for muscle fibers." Physical Therapy **81**(2): 819-827.
- Edman, K. A. and T. Tsuchiya (1996). "Strain of passive elements during force enhancement by stretch in frog muscle fibres." The Journal of Physiology **490**: 191-205.
- Egan, A. D., J. T. Cramer, et al. (2006). "Acute effects of static stretching on peak torque and mean power output in National Collegiate Athletic Association Division I women's basketball players." Journal Strength Conditioning Research **20**(4): 778-782.
- Evetovich, T. K., N. J. Nauman, et al. (2003). "Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions." Journal of Strength and Conditioning Research **17**(3): 484-488.
- Fowles, J. R., D. G. Sale, et al. (2000). "Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors." Journal Applied Physiology **89**(3): 1179-1188.
- Guyton, A. C. and J. E. Hall (2006). Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro, Elsevier Editora Ltda.
- Halbertsma, J. P. and L. N. Goeken (1994). "Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **75**(9): 976-981.
- Hermens, H. J., B. Freriks, et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." J Electromyogr Kinesiol. **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.
- Houghton, B. L., C. Huang, et al. (2010). "Influence of dietary sodium on the blood pressure and renal sympathetic nerve activity responses to intracerebroventricular angiotensin II and angiotensin III in anaesthetized rats." Exp Physiol **95**(2): 282-295.
- Ide, B. N., C. R. Lopes, et al. (2010). Fisiologia do treinamento esportivo. força, potência, velocidade, resistência, periodização e habilidades psicológicas. São Paulo, Editora Phorte.

- Kawamoto, J. E., S. J. Aboodarda, et al. (2014). "Effect of differing intensities of fatiguing dynamic contractions on contralateral homologous muscle performance." Journal of Sports Science & Medicine **13**(4): 836-845.
- Kidgell, D. J. and A. J. Pearce (2011). "What has transcranial magnetic stimulation taught us about neural adaptations to strength training? A brief review." J. Strength Cond. Res. **25**(11): 3208-3217.
- Kubo, K., H. Kanehisa, et al. (2001). "Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo." Journal Applied Physiology **90**(2): 520-527.
- LaRoche, D. P., M. V. Lussier, et al. (2008). "Chronic stretching and voluntary muscle force." Journal of Strength and Conditioning Research **22**(2): 589-596.
- Li, Y., A. Yongye, et al. (2009). "Synthesis of cyclic peptides through direct aminolysis of peptide thioesters catalyzed by imidazole in aqueous organic solutions." J Comb Chem **11**(6): 1066-1072.
- Lima, B. N. (2013). "Efeito agudo de uma sessão de alongamento unilateral no controle postural unipodal do membro ipsilateral e contralateral em sujeitos treinados." Mestrado, Universidade Metodista de Piracicaba.
- 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.
- Magnusson, S. P., E. B. Simonsen, et al. (1996). "A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle." The Journal of Physiology **497**: 291-298.
- Marchetti, P. H., E. G. Bucchianico, et al. (2012). "Desempenho dos membros inferiores após reconstrução do ligamento cruzado anterior." Motriz **44**: 441-448.
- Marchetti, P. H. and M. Duarte (2011). "Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal." Terapia Manual **9**(44): 548-553.
- Marchetti, P. H., F. H. D. O. Oliveira Silva, et al. (2014). "Upper limb static-stretching protocol decreases maximal concentric jump performance." Journal of Sports Science and Medicine **13**: 945-950.
- Marchetti, P. H., E. G. Soares, et al. (2014). "Efeito de diferentes durações do alongamento no desempenho de saltos unipodais." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **20**(3): 223-226.
- Marchetti, P. H., E. G. Soares, et al. (2015). "Acute effects of stretching routines with and without rest intervals between sets in the bounce drop jump performance." International Journal of Sports Science **5**(1): 39-43.
- Marek, S. M., J. T. Cramer, et al. (2005). "Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output." Journal of athletic training **40**(2): 94-103.
- Maulder, P. and J. Cronin (2005). "Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability." Physical Therapy in Sport **6**(2): 74-82.
- McHugh, M. P., S. P. Magnusson, et al. (1992). "Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle." Med Science in Sports Exercises **24**(12): 1375-1382.
- Minajeva, A., M. Kulke, et al. (2001). "Unfolding of titin domains explains the viscoelastic behavior of skeletal myofibrils." Biophysical Journal **80**(3): 1442-1451.
- Muir, I. W., B. M. Chesworth, et al. (1999). "Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects." The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy **29**(2): 106-113.
- Nelson, A. G. and J. Kokkonen (2001). "Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance." Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance **72**(4): 415-419.
- Ogura, Y., Y. Miyahara, et al. (2007). "Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles." Journal of Strength and Conditioning Research **21**(3): 788-792.
- 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.
- Protopapadaki, A., W. I. Drechsler, et al. (2007). "Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals." Clinical Biomechanics **22**(2): 203-210.
- Reid, S. M., S. K. Lynn, et al. (2007). "Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns." Medicine and science in sports and exercise **39**(11): 2005-2011.
- Rhea, M. R. (2004). "Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size." J Strength Cond Res **18**(4): 918-920.
- Rosenbaum, D. and E. M. Hennig (1995). "The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity." Journal of Sports Sciences **13**(6): 481-490.

- 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., 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).
- Rubini, E. C., M. I. R. Pereira, et al. (2005). "Acute effect of static and PNF stretching on hip adductor isometric strength." Medicine Science and Sports Exercise **37**(5): 183-184.
- Serpa, E. P., G. B. Vilela, et al. (2014). "Aspectos biomecânicos da unidade músculo-tendínea sob efeito do alongamento." Revista do Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida **6**(1).
- Shrier, I. (2004). "Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature." Clinical Journal of Sport Medicine **14**(5): 267-273.
- Siatras, T. A., V. P. Mittas, et al. (2008). "The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production." Journal of Strength and Conditioning Research **22**(1): 40-46.
- Silva, J. J., D. G. Behm, et al. (2015). "Unilateral plantar flexors static-stretching effects on ipsilateral and contralateral jump measures." Journal of Sports Science & Medicine **14**: 315-321.
- Spanjaard, M., N. D. Reeves, et al. (2007). "Gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation in humans." Journal of Applied Physiology **102**(4): 1618-1623.
- Spanjaard, M., N. D. Reeves, et al. (2008). "Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass." Journal of experimental biology **211**(Pt 9): 1368-1375.
- Taylor, D. C., J. D. Dalton, Jr., et al. (1990). "Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching." Am J Sports Med **18**(3): 300-309.
- Thacker, S. B., J. Gilchrist, et al. (2004). "The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature." Medicine & Science in Sports & Exercise **36**(3): 371-378.
- Toft, E., T. Sinkjaer, et al. (1989). "Biomechanical properties of the human ankle in relation to passive stretch." Journal of Biomechanics **22**(11-12): 1129-1132.
- Trew, M. and T. Everett (2010). Movimento Humano, Editorial Premier.
- Tskhovrebova, L. and J. Trinick (2001). "Flexibility and extensibility in the titin molecule: analysis of electron microscope data." Journal of Molecular Biology **310**(4): 755-771.
- 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.
- Wilmore, J. H. and D. L. Costill (2001). Fisiologia do esporte e do exercício. São Paulo, EDITORA MANOLE LTDA.
- Wilson, J. M., L. M. Hornbuckle, et al. (2010). "Effects of static stretching on energy cost and running endurance performance." Journal of Strength and Conditioning Research **24**(9): 2274-2279.
- Winchester, J. B., A. Nelson, G., et al. (2009). "A single 30-s stretch is sufficient to inhibit maximal voluntary strength." Research Quarterly for Exercise and Sport **80**(2): 257-261.
- Worrell, T. W., T. L. Smith, et al. (1994). "Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance." The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy **20**(3): 154-159.

ANEXO I. Certificado de aprovação do comitê de ética (CEP)



APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de **07/05/2014**, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **132/14** intitulado: “ANÁLISE DE UMA SESSÃO ÚNICA DE ALONGAMENTO UNILATERAL NA AÇÃO MUSCULAR E CINÉTICA DURANTE A TAREFA DE DESCER UM DEGRAU COM O MEMBRO IPSI- E CONTRALATERAL” apresentado pelo Departamento de ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466/12).

Pesquisador (a) Responsável: Júlia Maria D'Andréa Greve

Pesquisador (a) Executante: Angelica Castilho Alonso

CEP-FMUSP, 09 de Maio de 2014.



Prof. Dr. Roger Chammas
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa