

## Artigo Original

# ALONGAMENTO ESTÁTICO MONOARTICULAR AUMENTA A AMPLITUDE DE MOVIMENTO E ALTERA O SINERGISMO MUSCULAR DURANTE O EXERCÍCIO LEG PRESS ISOMÉTRICO UNILATERAL

SINGLE-JOINT STATIC STRETCHING INCREASES RANGE OF MOTION AND CHANGES THE MUSCULAR SYNERGY DURING UNILATERAL ISOMETRIC LEG PRESS EXERCISE

Paulo Henrique Marchetti<sup>1,2</sup>; Willy Andrade Gomes<sup>1,3</sup>; Érica Paes Serpa<sup>1</sup>; Priscyla Silva Monteiro Nardi<sup>2</sup>; André Serra Bley<sup>3</sup>; Simone Dal Corso<sup>3</sup>

1. Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Faculdade de Ciências da Saúde (FACIS), UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil;

2. Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil;

3. Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Saúde, Universidade Nove de Julho (UNINOVE), São Paulo, SP, Brasil.

### Resumo

Devido ao sincronismo muscular necessário para a execução de um exercício multiarticular como o *leg press*, o alongamento estático agudo monoarticular poderia produzir alterações no controle articular individual afetando, desta forma, o controle dos músculos primários em outras articulações a fim de manter a ação isométrica. Assim, o presente estudo avaliou o efeito agudo de um protocolo de alongamento estático monoarticular, no sinergismo muscular, durante a execução do exercício *leg press* unilateral (LPU) isométrico. A amostra foi composta por 15 sujeitos adultos, hígidos, do sexo masculino (idade:  $25 \pm 4$  anos, estatura:  $174 \pm 8$  cm, massa corporal total:  $71 \pm 6$  kg, e  $2 \pm 1$  ano de experiência em musculação). O sinal eletromiográfico advindo dos músculos vasto lateral (VL) e glúteo máximo (GM) foram mensurados durante uma ação isométrica de  $10''$  no exercício LPU contra  $60\% 1RM$  em três condições de alongamento estático monoarticular (6 séries de  $45'' / 15''$  e  $70-90\%$  da percepção subjetiva de desconforto): sem alongamento, alongamento do joelho (CAQ) e alongamento de quadril (CAG). Uma ANOVA ( $2 \times 2$ ) foi utilizada para verificar as diferenças entre condições (CAQ e CAG) e músculos (VL e GM) para as variáveis dependentes: eletromiografia integrada (IEMG) e frequência mediana (FMed). Houve aumento da amplitude máxima passiva para articulação do quadril e do joelho ( $P < 0,001$ ). Os resultados da IEMG revelaram diferenças significantes entre as condições CAQ e CAG para o músculo vasto lateral ( $P=0,004$ ;  $d=1,22$ ;  $\Delta\%=12,1\%$ ) e glúteo máximo ( $P=0,024$ ;  $d=1,44$ ;  $\Delta\%=35,5$ ). Foi observada diferença significativa entre músculos apenas na condição CAQ ( $P=0,012$ ;  $d=1,5$ ;  $\Delta\%=36,9$ ). Concluiu-se que o protocolo de alongamento estático monoarticular aumentou a amplitude de movimento em ambas as articulações avaliadas e afetou o sinergismo muscular durante a execução do exercício LPU isométrico.

**Palavras-chave:** eletromiografia; flexibilidade; musculação; exercício.

### Abstract

Due to muscular synchronism of a multi-joint exercise such as the leg press, an acute single-joint static-stretching may produce changes in individual joint control and affect the primer muscle control in correlated joints in order to maintain the isometric action. Thus, the present study aimed to evaluate the acute effect of a single-joint static-stretching protocol on muscle synergy during a submaximal isometric leg press exercise. The sample was composed by fifteen adult subjects, healthy male (age:  $25 \pm 4$  years, height:  $174 \pm 8$  cm, total body mass:  $71 \pm 6$  kg, and  $2 \pm 1$  year of experience in resistance training). The electromyographic signal from the muscle Vastus Lateralis (VL) and Gluteus Maximus (GM) were measured during  $10sec$  of a single-leg isometric contraction in leg press exercise against  $60\%1RM$ , in three conditions of single-joint static-stretching protocols (6sets x  $45sec/15sec$ , and  $70-90\%$  of the point of discomfort): without stretching, knee flexion (CAQ) and hip flexion and external rotation (CAG). An ANOVA ( $2 \times 2$ ) was used to evaluate differences between conditions (CAQ and CAG) and muscles (VL and GM) for the dependent variables: IEMG, median frequency. There was an increase of maximum amplitude passive to the hip joint and the knee ( $P < 0.001$ ). The IEMG results revealed significant differences between conditions CAQ and CAG for the Vastus Lateralis muscle ( $P=0.004$ ;  $d=1.22$ ;  $\Delta\%=12.1\%$ ), and Gluteus Maximus ( $P=0.024$ ;  $d=1.44$ ;  $\Delta\%=35.5$ ). Significant difference was observed between muscles only to CAQ ( $P=0.012$ ;  $d=1.5$ ;  $\Delta\%=36.9\%$ ). It was concluded that the single-joint static-stretching protocol increased the range of motion in both joints (knee and hip), and affected the muscular synergy during the single-leg isometric leg press exercise.

**Keywords:** electromyography, stretching; motor control; exercise.

### Introdução

Enviado: novembro de 2016

Revisado: março de 2017

Aceito: março de 2017

Contato: Paulo Henrique Marchetti, e-mail: dr.pmarchetti@gmail.com

Estratégias que envolvem o alongamento são normalmente utilizadas antes de diferentes atividades

de força e potência, incluindo a musculação ou programas de reabilitação. Entretanto, dependendo da

forma como o alongamento é empregado, antes da atividade principal, este pode afetar os diferentes sistemas neurofisiológico, hormonal, celular e mecânico e, conseqüentemente, influenciar de forma positiva ou negativa a resposta do tecido aos estímulos subsequentes como a produção de força, potência ou mesmo o padrão de ativação muscular [1-6]. Diversos estudos demonstram efeitos deletérios na produção de força após exercícios de alongamento estático [7-12] e redução da atividade muscular após os exercícios de alongamento [7, 8, 13-17]. Desta forma, uma sessão aguda de alongamento intenso pode levar a diferentes ajustes estruturais e neuronais na função músculo-tendínea (ex. modificações da relação força-comprimento)[1, 18-25], influenciando o *feedback* proprioceptivo e, conseqüentemente, a ativação dos músculos envolvidos [26].

Adicionalmente, grande parte dos estudos que objetivaram verificar os efeitos da prática do alongamento na produção de força foram realizados em condições de movimentos monoarticulares [2, 27-30] e pouco se conhece sobre seus efeitos em exercícios multiarticulares. O exercício no *leg press* (LP) é comumente utilizado no treinamento dos membros inferiores tanto na musculação, quanto em programas de reabilitação, podendo ser considerado uma tarefa complexa e multiarticular por envolver diferentes músculos os quais executam torques internos de extensão de quadril e joelho de forma simultânea e sinérgica. Assim, a correta combinação da força e do *timing* de ativação muscular faz-se necessária para que o exercício LP possa apresentar sincronismo e conseqüente padrão de movimento específico [31-34]. Até o presente momento, não foram encontrados estudos que avaliem os efeitos agudos do alongamento estático monoarticular em uma tarefa complexa e multiarticular como o exercício LP.

Devido ao sincronismo necessário para a execução do exercício LP, ajustes estruturais ou neurológicos, em uma articulação, poderiam afetar a resposta em outras articulações visando controlar a resposta de força/ativação muscular do exercício. Portanto, o presente estudo avaliou o efeito agudo de um protocolo de alongamento estático monoarticular no sinergismo muscular durante a execução do exercício *leg press* unilateral isométrico. A hipótese principal do presente estudo considera que o alongamento estático afeta negativamente a produção de força/ativação muscular dos grupamentos

musculares estimulados, aumentando a participação de músculos que não sofreram os efeitos do alongamento a fim de manter a sobrecarga imposta ao exercício *leg press* unilateral isométrico.

## MÉTODO

### Amostra

A amostra foi composta por 15 sujeitos adultos, hígidos, do sexo masculino (idade:  $25 \pm 4$  anos, estatura:  $174 \pm 8$  cm, massa corporal total:  $71 \pm 6$  kg, e  $2 \pm 1$  ano de experiência em musculação, especificamente com o exercício *leg press*), sem quaisquer lesões e/ou distúrbios neurológicos periféricas e/ou centrais que pudessem acometer o desempenho de membros inferiores ou tronco. O número de sujeitos ( $n=15$ ) foi determinado utilizando os dados da ativação mioelétrica de um estudo piloto previamente realizado, com indivíduos que possuíam as mesmas características empregadas no presente estudo, baseado em significância de 5% e um poder do teste de 80% [35, 36]. Os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade (#77/12).

### Procedimentos

Os sujeitos se apresentaram no laboratório em duas sessões diferentes e espaçadas por uma semana. Na primeira sessão, foram mensurados os dados antropométricos (massa corporal total e estatura) e o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre a preferência em chutar uma bola [37]. Os sujeitos realizaram uma sessão de familiarização no *leg press* unilateral (LPU), realizando a tarefa de forma dinâmica. Após breve aquecimento específico no LPU de forma dinâmica, utilizando 50% da massa corporal total, os sujeitos realizaram um teste de força máxima dinâmica (1RM). Os procedimentos, para a realização do teste de 1RM, basearam-se nas orientações da "American Society of Exercise Physiology" [38].

Na segunda sessão, os sujeitos realizaram um breve aquecimento específico no LPU, utilizando uma série de 10 repetições com uma sobrecarga de 50% de 1RM. A máxima amplitude de movimento passiva (ADMP) de flexão de joelho e flexão de quadril foi avaliada separadamente, através de um flexímetro analógico (Sanny®, Brasil) antes e depois de cada tarefa, apenas no membro dominante. A tarefa

principal consistiu em realizar uma contração isométrica durante o exercício LPU, apenas com o membro dominante, a 90° de flexão de joelho, contra uma sobrecarga externa de 60% de 1RM durante 10 segundos. A tarefa isométrica de 10 segundos no LPU foi realizada antes de três distintas condições: condição controle (CON) sem qualquer alongamento prévio; condição de alongamento estático do músculo quadríceps femoral (CAQ); e condição de alongamento estático do músculo glúteo máximo (CAG). Foi dado um intervalo de 30 minutos, para os sujeitos, entre condições (CON, CAQ, CAG). Os músculos alongados foram aleatorizados e todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo pesquisador e no mesmo horário do dia (16 e 19hs).

## Intervenção

**Protocolo de Alongamento:** Foram realizados dois protocolos distintos de alongamento estático apenas no membro dominante para as condições CAQ e CAG. As condições de alongamento foram realizadas de forma aleatória. A CAQ foi executada com os sujeitos em decúbito ventral, mantendo a coxa alinhada com o membro contralateral apoiado no chão e uma flexão máxima de joelho no membro dominante do sujeito realizada pelo pesquisador passivamente. Já a CAG foi executada com os sujeitos deitados em decúbito dorsal e uma flexão de quadril associada à rotação externa no membro dominante; realizada, passivamente, pelo pesquisador. Ambas as condições consistiram na realização do alongamento estático com seis (6) séries de 45" por um intervalo entre séries de 15", tendo como volume total 360 segundos. Para garantir a homogeneidade em relação à intensidade do alongamento, foi utilizada uma escala subjetiva de desconforto (PSD), em que 0="sem desconforto de alongamento" e 100%="o máximo desconforto de alongamento imaginável" [39-41]. A intensidade do PSD foi mantida a 70-90% do PSD e reajustada durante ambos os protocolos, quando necessário.

## Avaliações

**Amplitude de movimento passivo (ADMP):** A ADMP foi avaliada antes e depois de cada protocolo de alongamento estático por meio de um flexímetro analógico (Sanny®, Brasil) apenas no membro dominante. Para a avaliação da ADMP em flexão de joelho, os sujeitos permaneceram em pé, em seguida o flexímetro foi posicionado na região do tornozelo e o pesquisador realizou a máxima flexão de joelhos

passiva. Para a avaliação da ADMP em flexão de quadril, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal, em seguida o flexímetro foi posicionado na região da coxa próximo ao joelho e o pesquisador realizou a máxima flexão de quadril de forma passiva, com o joelho em flexão. Todas as avaliações de ADMP foram realizadas três vezes e o maior valor foi utilizado para a análise.

**Eletromiografia Superficial (sEMG):** Para a coleta dos dados de sEMG, foi utilizado um eletromiógrafo de 2 canais (EMG832C, EMG system Brasil, São José dos Campos, Brasil) com frequência de amostragem de 2000Hz, a partir de um *software* de aquisição (DATAQ Instruments Hardware Manager, DATAQ Instruments, Inc., OH, USA). A atividade sEMG foi amplificada (amplificador bi-polar diferencial, com impedância de entrada = 2MΩ, e taxa de rejeição de modo comum > 100 dB (60 Hz), ganho x100, ruído > 5 μV), e um conversor AD de 12 bits. Para a colocação dos eletrodos, os pelos foram removidos da região e uma leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. Foram utilizados pares de eletrodos ativos de superfície, circulares, auto-adesivos, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados a um gel conductor. Para o vasto lateral (VL), os eletrodos foram colocados a 2/3 da linha entre a crista ilíaca e a região lateral da patela; para o glúteo máximo (GM), os eletrodos foram colocados no ponto médio entre a linha do trocânter maior e as vértebras sacrais [42]. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo, Ag/AgCl com 2cm de diâmetro, associado a um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula.

Antes de iniciar a tarefa principal, os sujeitos realizaram uma avaliação de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) para os músculos vasto Lateral (VL) e glúteo máximo (GM), separadamente, sendo estes utilizados para posterior normalização. Os procedimentos para a realização do CVMI basearam-se nas orientações de Winter [43] e foram realizados separadamente em 3 tentativas de 5 segundos, sendo para o VL, 90 graus de extensão de joelhos, e para o GM, extensão de quadril com os joelhos a 90 graus de flexão.

## Análise de Dados

Todos os dados EMG foram tratados a partir de uma rotina escrita no *software* Matlab (Mathworks Inc., EUA). Em relação à análise dos dados da sEMG, inicialmente foi removido o primeiro segundo de contração isométrica, visando evitar ajustes corporais, então os próximos 2 segundos foram utilizados para a análise da ativação de cada músculo durante o exercício LPU. 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, para a amplitude do sinal EMG (RMS EMG). Cada sinal sEMG foi normalizado pelo pico da CVMI, e então a RMS EMG foi integrada (IEMG). Para a análise no domínio de frequências, foi utilizada a transformada rápida de Fourier. A frequência mediana (FMed) do espectro de potência foi calculada para cada condição e utilizada para posterior análise e os valores de IEMG e FMed, nas condições de CAQ e CAG, normalizados pela condição controle (CON), para cada músculo alongado (VL e GM). Os dados de flexibilidade foram utilizados para verificar se houve diferenças na ADMP entre as condições (pré- e pós-intervenção) para cada articulação específica.

## 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 por meio da média e desvio padrão (DP) da média. Um teste *t de student* pareado foi utilizado para comparar os valores de ADMP nas condições pré- e pós-intervenção para ambas as articulações, separadamente. Uma ANOVA (2x2) foi utilizada para verificar as diferenças entre condições (CAQ e CAG) e músculos (VL e GM) para as variáveis dependentes: IEMG, FMed. O cálculo do efeito do tamanho (*d*) foi realizado através da fórmula de Cohen'*d* e os resultados se basearam nos seguintes critérios: <0,35 efeito trivial; 0,35-0,80 pequeno efeito; 0,80-1,50 efeito moderado; e >1,5 grande efeito, para sujeitos treinados de forma recreacional baseado em Rhea [44]. Significância ( $\alpha$ ) de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, por meio do *software* SPSS versão 18.0.

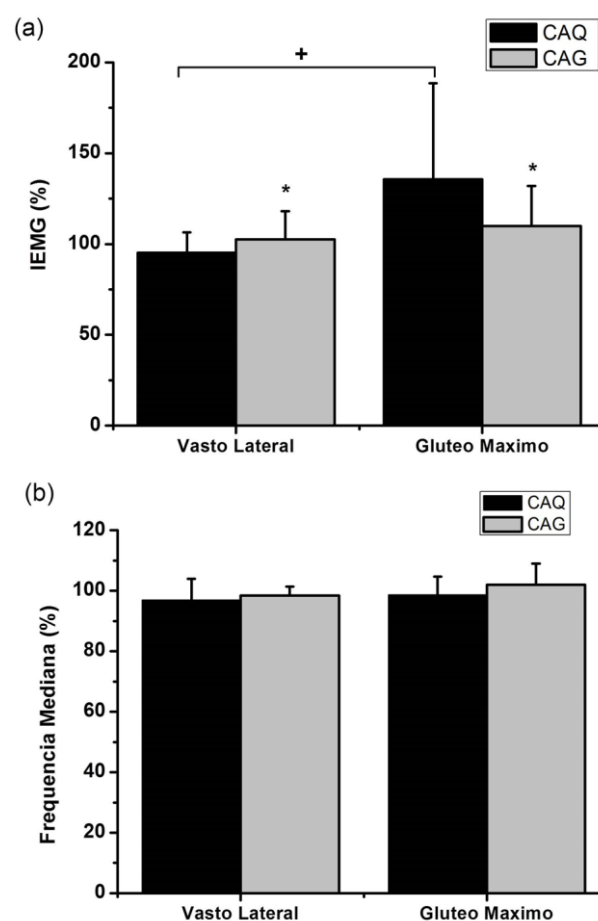
## RESULTADOS

Os resultados da ADMP revelaram diferença significativa entre as condições pré e pós-intervenção para ambas as articulações mensuradas (Tabela 1).

**Tabela 1.** Média e desvio padrão dos valores de ADMP obtidos na articulação do joelho e do quadril.

Articulação	Pré-	Pós-	P	d	$\Delta\%$
	Alongamento	Alongamento			
Quadril	106°±12	114°±12*	0,001	0,92	7%
Joelho	140°±14	153°±14*	0,001	0,66	8,5%

\*Diferença significativa entre as condições pré- e pós-intervenção,  $P < 0,001$ .



**Figura 1.** Média e desvio padrão das variáveis dependentes (a) IEMG; (b) Frequência Mediana, normalizadas pela condição controle, nas condições de alongamento do quadríceps (CAQ) e de alongamento do glúteo máximo (CAG), para os músculos vasto lateral e glúteo máximo. \*Diferença significativa entre condições,  $P < 0,05$ . \*Diferença significativa entre músculos,  $P < 0,05$ .

Os resultados da IEMG revelaram diferenças significantes entre as condições CAQ e CAG para o músculo vasto lateral ( $P=0,004$ ;  $d=1,22$ ;  $\Delta\%=12,1\%$ ) e glúteo máximo ( $P=0,024$ ;  $d=1,44$ ;  $\Delta\%=35,5$ ). Foi observada diferença significativa entre músculos apenas na condição CAQ ( $P=0,012$ ;  $d=1,5$ ;  $\Delta\%=36,9$ ) (Figura 1a).

Não foram verificadas diferenças significantes para a frequência mediana entre as condições CAQ e CAG para os músculos vasto lateral e glúteo máximo durante o exercício *Leg Press* Unilateral isométrico ( $P>0,05$ ) (Figura 1b).

## DISCUSSÃO

O principal achado do presente estudo foi a mudança na ativação dos músculos responsáveis pelo exercício LPU em ambas as articulações após um protocolo de alongamento estático monoarticular. Isto pode indicar que, mesmo que o músculo alongado altere suas propriedades contráteis, em exercícios multiarticulares, os músculos sinérgicos podem auxiliar na manutenção da força isométrica externa imposta pelo equipamento. Desta forma, a hipótese principal foi parcialmente atendida, pois o alongamento estático monoarticular afetou negativamente a ativação dos músculos alvo, em diferentes graus, e esta diferença pode ter modificado sua produção de força resultando em uma redução na participação dos músculos alongados, mas resultando em aumento na participação de músculos sinérgicos.

Inicialmente, pode-se afirmar que o protocolo de alongamento estático monoarticular utilizado em ambas as articulações, separadamente, foi efetivo na melhora da ADMP, sendo que os resultados mostraram que a carga de alongamento (volume e intensidade) utilizada no presente estudo foi eficiente para o aumento em 7 e 8,5% da ADMP para as articulações de quadril e joelho, respectivamente. O protocolo utilizado no presente estudo consistiu em um volume total de 360 segundos, onde 270 segundos foram destinados ao alongamento estático com intensidade entre 70-90% da percepção subjetiva de desconforto e 90 segundos aos intervalos entre as séries [22]. Os resultados de aumento da ADMP observados no presente estudo corroboram os achados de estudos prévios, que realizaram protocolos similares quanto ao volume total como Power et al., [18] (aumento de 10%); Lima et al., (aumento de 30%) [45]; e Da Silva et al., (aumento de 19%) [46]. A

melhora da ADMP, logo após uma única sessão de alongamento, pode ser atribuída às alterações mecânicas na unidade músculo-tendínea e/ou efeitos neurológicos (alteração dos receptores sensoriais [47] e/ou a alterações na tolerância ao alongamento) [48].

Dentre as possíveis alterações mecânicas, as modificações nas propriedades viscoelásticas musculares e articulares são comumente relacionadas ao aumento da amplitude de movimento [49-51], ruptura de proteínas elásticas como a titina [50-52], ou redução da rigidez do tecido conjuntivo periarticular [16, 50, 51]. Tais modificações podem afetar diretamente a relação comprimento-tensão da unidade músculo-tendínea, alterando a produção de força em um determinado ângulo articular [16, 49, 53], e observado em diferentes estudos após alongamentos estáticos agudos [2, 16]. Assim, uma menor tensão passiva pode deslocar a curva de comprimento-tensão para a direita, ou seja, para um mesmo comprimento muscular a produção de força se altera [16]. Consequentemente, tais alterações podem provocar modificações nas estratégias de controle neuromuscular, principalmente em condições de mesma posição articular em tarefas isométricas. No presente estudo, observou-se que após o protocolo de alongamento monoarticular, a atividade dos músculos alongados sofreu pequena alteração, entretanto, foi observado aumento na participação de músculos que são sinérgicos durante o LPU isométrico. Esta estratégia pode estar relacionada à manutenção do controle da força interna total (output) necessária para manter a posição do exercício contra a resistência externa, aumentando a ativação no sinergismo e gerando uma resposta de força similar.

Considerando que o alongamento estático pode influenciar vias sensoriais como os receptores sensoriais tipo III/IV, resposta do fuso muscular (aférentes tipo I e II), comumente observam-se reduções na excitabilidade dos motoneurônios alfa, avaliadas através do sEMG ou da atividade do reflexo H [45, 54-56]. Receptores sensoriais do tipo III e IV podem inibir vias corticoespinhais motoras, reduzindo o *drive* central para os músculos envolvidos [57]. Portanto, possíveis alterações na atividade muscular, após uma intervenção via alongamento estático monoarticular, podem ser efeito de mecanismos neurológicos periféricos ou centrais. Movimentos voluntários são controlados por comandos descendentes, advindos do córtex para o conjunto de

motoneurônios em cada músculo ou conjunto de músculos [32, 58, 59], e tais comandos podem ser afetados por informações sensoriais adicionais ao sistema. Tais comandos coordenam ações intra- e inter-musculares que são dependentes das tarefas executadas e podem apresentar diferenças para exercícios mono- ou multiarticulares [58, 60, 61]. Diversos estudos prévios mostram que, após tarefas com exigência monoarticular, a musculatura envolvida apresenta redução na força após o alongamento, porém sem apresentar alterações na sEMG do músculo alongado [4, 18, 62], ou mesmo apresentando diminuição da amplitude sEMG [63, 64].

O presente estudo verificou redução na ativação muscular após alongamento monoarticular, sendo que o alongamento do quadríceps femoral apresentou maiores diferenças no sinergismo com o glúteo máximo, quando comparado ao alongamento de glúteo máximo e sua relação com o quadríceps femoral.

O presente estudo apresenta limitação quanto ao número de sujeitos analisados, o que pode reduzir o poder dos resultados encontrados. Entretanto, mesmo com um baixo número de sujeitos, já foi possível observar os efeitos do alongamento agudo no exercício LPU isométrico.

## CONCLUSÃO

O protocolo de alongamento estático monoarticular aumentou a amplitude de movimento em ambas as articulações avaliadas e afetou o sinergismo muscular durante a execução do exercício LPU isométrico. Estes efeitos observados podem estar relacionados à diferença na participação de cada músculo durante o exercício LPU isométrico, sendo que se observa maior contribuição do vasto lateral, na tarefa, quando comparado ao glúteo máximo.

## Conflitos de Interesse

Os autores alegam não haver conflitos de interesse.

## Referências:

1. Rubini, E.C., A.L. Costa, and P.S. Gomes, *The effects of stretching on strength performance*. Sports Med, 2007. 37(3): p. 213-24.
2. Behm, D.G. and A. Chaouachi, *A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance*. Eur J Appl Physiol., 2011. 111: p. 2633-2651.
3. Behm, D.G. and A. Kibele, *Effects of differing intensities of static stretching on jump performance*. Eur J Appl Physiol., 2007. 101: p. 587-594.
4. Behm, D.G., D.C. Button, and J.C. Butt, *Factors affecting force loss with prolonged stretching*. Can J Appl Physiol, 2001. 26(3): p. 261-72.
5. Cornwell, A., A.G. Nelson, and B. Sidaway, *Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex*. European Journal of Applied Physiology, 2002. 86: p. 428-434.
6. Wallmann, H.W., J.A. Mercer, and W. McWhorter, *Surface electromyographic assessment of the effects of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance*. J Strength Cond Res, 2005. 19(3): p. 684-688.
7. Behm, D.G. and A. Chaouachi, *A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance*. European Journal Applied Physiology, 2011. 111(11): p. 2633-2651.
8. Rubini, E.C., A.L. Costa, and P.S. Gomes, *The effects of stretching on strength performance*. Sports Med, 2007. 37(3): p. 213-224.
9. Kay, A.D. and A.J. Blazevich, *Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review*. Med Sci Sports Exerc, 2012. 44(1): p. 154-64.
10. Herda, T.J., et al., *Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanography of the biceps femoris muscle*. Journal of Strength and Conditioning Research, 2008. 22(3): p. 809-817.
11. Cramer, J.T., et al., *Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle - torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography*. Journal Sports Science, 2007. 25(6): p. 687-698.
12. Peck, E., et al., *The effects of stretching on performance*. Curr Sports Med Rep, 2014. 13(3): p. 179-85.
13. Cornwell, A., A.G. Nelson, and B. Sidaway, *Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex*. Eur J Appl Physiol, 2002. 86(5): p. 428-434.
14. Marek, S.M., et al., *Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output*. Journal Athletic Training, 2005. 40(2): p. 94-103.
15. Serpa, E.P., G.B. Vilela Junior, and P.H. Marchetti, *Aspectos biomecânicos da unidade músculo-tendínea sob efeito do alongamento*. Revista Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida, 2014. 6(1).
16. Knudson, D., *The Biomechanics of Stretching*. Journal of Exercise Science & Physiotherapy, 2006. 2: p. 3-12.
17. Ozkaya, N. and M. Nordin, *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 2 nd ed1999, New York: Springer.

18. Power, K., et al., *An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance*. Med Sci Sports Exerc, 2004. 36(8): p. 1389-96.
19. Marek, S.M., et al., *Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output*. J Athl Train, 2005. 40(2): p. 94-103.
20. Morse, C.I., et al., *The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit*. J Physiol, 2008. 586(1): p. 97-106.
21. Avela, J., H. Kyrolainen, and P.V. Komi, *Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching*. J Appl Physiol, 1999. 86(4): p. 1283-91.
22. Behm, D.G. and A. Chaouachi, *A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance*. Eur J Appl Physiol, 2011. 111(11): p. 2633-51.
23. Cramer, J.T. and T.J. Housh, *The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanography*. European Journal of Applied Physiology, 2005. 93(5-6): p. 530-539.
24. Fowles, J.R., D.G. Sale, and J.D. MacDougall, *Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors*. Journal of Applied Physiology, 2000. 89: p. 1179-1188.
25. Gurjão, A.L.D., et al., *Acute effect of static stretching on rate of force development and maximal voluntary contraction in older women*. Journal of Strength and Conditioning Research, 2009. 23(7): p. 2149-2154.
26. Avela, J., et al., *Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1h of repeated fast passive stretches*. J Appl. Physiol., 2004. 96: p. 2325-2332.
27. Bley, A.S., P.S.M. Nardi, and P.H. Marchetti, *Alongamento passivo agudo não afeta a atividade muscular máxima dos isquiotibiais*. Motricidade, 2012. 8(4): p. 80-86.
28. Behm, D.G., D.M.M. St-Pierre, and D. Perez, *Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique*. Journal of Applied Physiology, 1996. 81(5): p. 2267-2273.
29. Behm, D.G., D. Buttom, and J. Butt, *Factors affecting force loss with prolonged stretching*. Can J Appl Physiol. , 2001. 26: p. 262-272.
30. Beedle, B., et al., *Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength*. Journal of Strength and Conditioning Research, 2008. 22(6): p. 1838-1843.
31. Doorenbosch, C.A.M. and G.J.V.I. Schenau, *The role of mono- and bi-articular muscles during contact leg tasks in man*. Human Movement Science, 1995. 14: p. 279-300.
32. Kandel, E.R., J.H. Schawartz, and T.M. Jessell, *Principles of Neural Science* 2000: McGraw-Hill Companies.
33. Enoka, R.M., *Neuromechanics of Human Movement*. 4 ed 2008: Human Kinetics.
34. Enoka, R.M., *Bases neuromecanicas da cinesiologia*. 2 ed 2000: Manole.
35. Eng, J., *Sample Size Estimation: How many individuals should be studied?* Radiology, 2003. 227(2): p. 309-313.
36. Beck, T.W., *The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research*. Journal of Strength and Conditioning Research, 2013. 27(8): p. 2323-2337.
37. Maulder, P. and J. Cronin, *Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability*. Physical Therapy in Sport, 2005. 6(2): p. 74-82.
38. Brown, L.E., *Treinamento de Força*. 2008, São Paulo: Manole.
39. Marchetti, P.H., et al., *Upper limb static-stretching protocol decreases maximal concentric jump performance*. Journal of Sports Science and Medicine, 2014. 13: p. 945-950.
40. Behm, D.G. and A. Chaouachi, *A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance*. European Journal of Applied Physiology, 2011. 111: p. 2633-2651.
41. Behm, D.G. and A. Kibele, *Effects of differing intensities of static stretching on jump performance*. European Journal of Applied Physiology, 2007. 101(587-594).
42. Hermens, H.J., et al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. J Electromyogr Kinesiol. , 2000. 10(5): p. 361-74.
43. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*, ed. A.W.I. Publication 1990, USA.
44. Rhea, M.R., *Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size*. Journal of Strength and Conditioning Research, 2004. 18(4): p. 918-920.
45. Lima, B.N., et al., *The Acute Effects of Unilateral Ankle Plantar Flexors Static- Stretching on Postural Sway and Gastrocnemius Muscle Activity during Single-Leg Balance Tasks*. J Sports Sci Med., 2014. 13(3): p. 564-570.
46. da Silva, J.J., et al., *Unilateral Plantar Flexors Static-Stretching Effects on Ipsilateral and Contralateral Jump Measures*. J Sports Sci Med., 2015. 14: p. 315-321.
47. Taylor, D.C., et al., *Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching*. Am J Sports Med, 1990. 18(3): p. 300-9.
48. Magnusson, S.P., et al., *A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle*. Journal of Physiology, 1996. 497 ( Pt 1): p. 291-8.
49. Weppeler, C.H. and S.P. Magnusson, *Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation?* Phys Ther, 2010. 90(3): p. 438-49.
50. Alter, M.J., *Ciência da Flexibilidade*. 3 ed 2010. 368.
51. Gajdosik, R.L., *Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. 16(2): p. 87-101.
52. Rubini, E.C. and P.S.C. Gomes, *A Titina e Suas Implicações na Elasticidade Muscular – Breve Revisão*. Revista brasileira de Fisiologia do Exercício, 2004. 3(1).
53. Knudson, D., *Fundamentals of Biomechanics*. Vol. 2nd. 2007: Springer.

54. Behm, D.G., K. Power, and E. Drinkwater, *Comparison of interpolation and central activation ratios as measures of muscle inactivation*. Muscle and Nerve, 2001. 24(7): p. 925-934.
55. Trajano, G.S., et al., *Contribution of central vs. peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors*. Journal of Applied Physiology, 2013. 115: p. 212-218.
56. Trajano, G.S., et al., *Intermittent Stretch Reduces Force and Central Drive more than Continuous Stretch*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2014. 46(5): p. 902-910.
57. Amann, M., et al., *Peripheral fatigue limits endurance exercise via sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output*. J. Appl. Physiol., 2013. 115(3): p. 355-364.
58. Hof, A.L., *Muscle mechanics and neuromuscular control*. J Biomech, 2003. 36(7): p. 1031-8.
59. Shumway-Cook, A. and M.H. Woollacott, *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice* 2007: Lippincott Williams & Wilkins.
60. Ting, L.H. and J.L. McKay, *Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement*. Current Opinion in Neurobiology, 2008. 17: p. 1-7.
61. Lombard, W.P., *The action of two-joint muscles*. Am. J. of Physics Education, 1903. 9: p. 141-145.
62. Gurjao, A.L., et al., *Acute effect of static stretching on rate of force development and maximal voluntary contraction in older women*. J Strength Cond Res, 2009. 23(7): p. 2149-54.
63. Marek, S.M., et al., *Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output*. Journal of Athletic Training, 2005. 40(2): p. 94-103.
64. Marchetti, P.H., et al., *Intermittent and continuous stretching increase range of motion and decrease force on wrist flexors*. Rev Bras Med Esporte, 2015. 21(6): p. 446-450.