

**POSICIONAMENTO DE TORNOZELO ALTERA A PRODUÇÃO DE FORÇA MÁXIMA ISOMÉTRICA NA MESA FLEXORA**

Roberto Aparecido Magalhães<sup>1</sup>, Willy Andrade Gomes<sup>2</sup>  
 Josinaldo Jarbas da Silva<sup>3</sup>, Enrico Gori Soares<sup>3</sup>  
 Paulo Henrique Marchetti<sup>4</sup>

**RESUMO**

**Introdução:** Alterações no posicionamento da articulação de tornozelo podem influenciar a produção de força dos flexores de joelhos. **Objetivo:** comparar a produção de força máxima isométrica na mesa flexora em 90° flexão do joelho com o tornozelo em dorsiflexão (DF) e flexão plantar (FP). **Materiais e Métodos:** Quinze homens treinados em força realizaram três contrações voluntárias máximas isométricas a 90° de flexão do joelho com os tornozelos em DF e em FP. Um teste *t* comparou as posições (FP e DF), (alfa de 5%). **Resultados:** A posição de DF apresentou maior pico de força quando comparado à posição de FP ( $P=0,005$ ). **Discussão:** As alterações no comprimento e no ângulo de penação dos gastrocnêmios podem ter alterado a capacidade de transferência de força do componente passivo para produzir torque. **Conclusão:** A posição de máxima dorsiflexão do tornozelo aumenta a produção de força máxima isométrica da flexão de joelho na mesa flexora.

**Palavras-chave:** Musculação. músculo gastrocnêmio. músculo isquiotibiais.

**ABSTRACT**

The ankle position affects the maximal isometric force during the prone curl

**Introduction:** Changes in the positioning of the ankle joint may influence the flexor force production of the knees. **Objective:** The study compared the maximal isometric strength on the prone hamstrings curl at 90° knee flexion with the ankle on dorsiflexion (DF) or plantar flexion (FP). **Materials and Methods:** Fifteen strength-trained men performed three maximal isometric voluntary contractions at 90° of knee flexion with the ankles in DF and FP. A *t*-test compared the positions (FP and DF), (5% alpha). **Results:** The results show that the position of ankle DF elicited greater peak force when compared to the PF position ( $P=0.005$ ). **Discussion:** Changes in the length and pen angle of gastrocnemius may have altered the transfer ability of the passive component to produce torque. **Conclusion:** The position of maximum ankle dorsiflexion increases the isometric maximum force production of knee flexion in the flexor table.

**Key words:** Resistance training. muscle gastrocnemii. muscle hamstrings.

1-Faculdade Mogiana do Estado de São Paulo, São Paulo-SP, Brasil.

2-Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil.

3-Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil.

4-Universidade do Estado da Califórnia Northridge, Northridge-CA, USA.

E-mails dos autores:

betoedf@hotmail.com

willy\_edfisica@yahoo.com.br

prof.jarbasilva@hotmail.com

emaildoenrico@gmail.com

dr.pmarchetti@gmail.com

## INTRODUÇÃO

Músculos biarticulares são capazes de produzir forças e, conseqüentemente, torques em mais de uma articulação simultaneamente, além de serem responsáveis pela transferência de energia mecânica em atividades como saltos, corridas e aterrissagens (Prilutsky e Zatsiorsky, 1994).

Especificamente posicionados na região posterior dos membros inferiores, os músculos gastrocnêmio (lateral e medial), e isquiotibiais (com exceção da cabeça curta do bíceps femoral) possuem características biarticulares, pois cruzam o joelho/tornozelo e joelho/quadril, respectivamente (Oliver e Dougherty, 2009).

A articulação do joelho pode ser considerada a articulação em comum entre os músculos biarticulares supracitados. Assim, possíveis alterações neuromecânicas de um músculo podem afetar a produção de força de todo o membro inferior durante a flexão de joelho (Arampatzis e colaboradores, 2006; Hougum e Bertoti, 2014; Laubler e colaboradores, 2014; Zatsiorsky, 2008).

Diversos exercícios podem ser utilizados para o desenvolvimento dos músculos flexores de joelho (Marchetti, Charro e Calheiros, 2007; Brown, 2008), dentre estes, destaca-se a mesa flexora, que permite a realização da flexão de joelhos de forma isolada e mais eficiente quanto a atividade eletromiográfica do bíceps femoral (cabeça longa) e semitendinoso quando comparado a cadeira flexora (Schaefer e Ries, 2010).

Curiosamente, Ballantyne e colaboradores (1993) demonstraram que o limiar de força necessário para ativar os isquiotibiais é reduzida a medida que os gastrocnêmios realizam flexão plantar isométrica. Desta forma, parece existir um efeito combinado entre isquiotibiais e gastrocnêmios.

Conseqüentemente, a modificação do posicionamento do tornozelo, poderá alterar a relação comprimento tensão dos gastrocnêmios, modificando os efeitos da força / torque durante a flexão de joelhos.

Dessa forma, o melhor entendimento quanto aos efeitos do posicionamento do tornozelo na capacidade de produção de força durante a flexão de joelhos, poderá fornecer informações essenciais para a prescrição adequada do treinamento de força e da reabilitação de membros inferiores.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar a produção de força máxima isométrica na mesa flexora em 90° de flexão do joelho com o tornozelo em máxima dorsiflexão e máxima flexão plantar.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Amostra

Para a realização do cálculo da amostra foi realizado um estudo piloto com cinco indivíduos que possuem as mesmas características dos que foram empregadas no presente estudo e foi assumida a seguinte hipótese bicaudal: valor de alfa (probabilidade de erro tipo I) de 5%; valor de beta: (probabilidade de erro tipo II) de 10%.

Participaram do estudo 15 homens saudáveis, com idade:  $27,2 \pm 6,42$  anos, estatura:  $178,8 \pm 5,72$  cm, massa corporal total:  $86,8 \pm 12,51$  kg, experiência em treinamento de força:  $5 \pm 2$  anos. Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais, leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Nove de Julho (Protocolo: 3.050.388).

Os critérios de inclusão da amostra foram: (i) homens entre 18 e 35 anos; (ii) sem acometimentos osteomioarticulares como lesão ou cirurgia nos membros inferiores; (ii) experientes na prática do treinamento de força para membros inferiores, incluindo o equipamento mesa flexora por no mínimo um ano com frequência de treino igual ou maior a duas sessões semanais.

### Procedimentos Experimentais

Os sujeitos foram orientados a manter sua rotina diária de atividades, porém, abster-se de exercícios para os membros inferiores nas 72 horas prévias a coleta de dados.

O procedimento experimental iniciou com a coleta de dados antropométricos (massa corporal e estatura), experiência com o treinamento de força e dominância podal através da preferência em chutar uma bola (Maulder e Cronin, 2005).

Os sujeitos então realizaram um aquecimento de cinco minutos a 70 rotações por minuto a uma carga de 75 a 100 Watts em uma bicicleta ergométrica (Righetto, modelo R-510V, Brasil).

Após aquecimento, os sujeitos foram posicionados em uma mesa flexora (Tonuz,

modelo tradicional, Brasil) em decúbito ventral, com o quadril flexionado a  $\sim 15^\circ$ , joelho flexionado a  $90^\circ$  e alinhado ao eixo de giro do equipamento.

Foi utilizado um cinto sobre a região do quadril para restringir qualquer movimento durante a realização do protocolo experimental. Esta posição foi utilizada em todos os momentos durante os procedimentos experimentais.

Os sujeitos realizaram uma familiarização composta de cinco contrações voluntárias submáximas isométricas com o membro dominante a  $\sim 50\%$  do máximo estimado pelo sujeito. Após a familiarização, o teste de força máxima isométrica (FMI) com o joelho flexionado a  $90^\circ$  e os tornozelos em máxima flexão plantar (FP) e máxima dorsiflexão (DF) foi realizado apenas para o membro dominante.

Os testes foram aleatorizados e espaçados por 15 minutos para evitar efeito de fadiga. Todos os testes foram conduzidos pelo mesmo avaliador no período da manhã (9 – 11AM) a fim de evitar flutuações na força devido ao ciclo circadiano.

**Teste de força máxima isométrica (FMI):** O teste de FMI foi realizado apenas no membro inferior dominante através de uma célula de carga de tração/compressão (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) com frequência de aquisição de 2000 Hz.

A célula de carga foi fixada a mesa flexora entre a pilha de pesos e o cabo do equipamento. Três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de 5 segundos de duração com 15 segundos de intervalo foram utilizadas para cada posição do tornozelo. Os dados foram analisados através de uma rotina escrita no software Matlab (Mathworks Inc., USA).

O processamento consistiu do uso de um filtro Butterworth de quarta ordem, passa-baixa de 10Hz e atraso de fase zero. Então, o maior valor das três tentativas foi definido como o pico de força e foi usado para a posterior análise estatística.

### Estatística

Os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média e diferença percentual ( $\Delta\%$ ). A normalidade foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk.

Foi utilizado um teste *t student* pareado para verificar as diferenças na força

máxima isométrica entre as diferentes condições: joelho em  $90^\circ$  de flexão e máxima flexão plantar e joelho em  $90^\circ$  de flexão e máxima dorsiflexão.

A confiabilidade da variável dependente (FMI) 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 (Rosner, 2010).

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;  $0,35-0,80$  pequeno efeito;  $0,80-1,50$  efeito moderado; e  $> 1,50$  grande efeito, para sujeitos treinados recreacionalmente baseado em Rhea (2004). Significância de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 21.0.

### RESULTADOS

O coeficiente de correlação intraclass entre as três tentativas do teste de FMI foi considerado excelente nas duas posições do tornozelo (DF: 0,96) e (FP: 0,95).

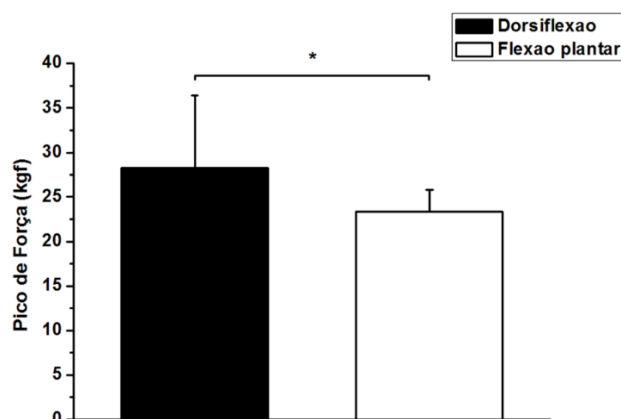
O pico de força máxima isométrica foi significativamente maior na posição de DF quando comparada a condição de FP do tornozelo ( $p=0,003$ ,  $d=0,68$  [efeito pequeno],  $\Delta\%= 17,39\%$ ) (Figura 1).

### DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a produção de força máxima isométrica na mesa flexora em  $90^\circ$  flexão do joelho com o tornozelo em máxima dorsiflexão e máxima flexão plantar.

Foi observado um aumento de  $\sim 17,4\%$  na produção de força máxima isométrica na condição de  $90^\circ$  de flexão do joelho com o tornozelo em máxima dorsiflexão quando comparado a  $90^\circ$  de flexão de joelho com o tornozelo em máxima flexão plantar, corroborando a hipótese inicial do estudo.

Possivelmente, a modificação do posicionamento dos gastrocnêmios (maior afastamento entre origem e inserção) favoreceu a produção de força devido à modificação da relação comprimento-tensão, redução do ângulo de penação e do nível de ativação dos músculos envolvidos no exercício (Ballantyne e colaboradores, 1993; Lauber e colaboradores, 2014).



**Figura 1** - Média e desvio padrão do pico de força máxima isométrica na mesa flexora a 90° de flexão de joelho com máxima dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo. \* $p=0,003$ .

A relação comprimento-tensão e o ângulo de penação são fatores mecânicos que alteram a capacidade de produção de força pela musculatura (Zatsiorsky, 2008).

Portanto, espera-se que a força de flexão do joelho fosse afetada pela flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo devido à característica biarticular e bipenada dos gastrocnêmios (Ballantyne e colaboradores, 1993; Lauber e colaboradores, 2014).

Quanto à relação comprimento-tensão, ambos os componentes passivos e ativos são afetados à medida que o músculo muda o comprimento alterando a produção de força. O componente passivo é composto principalmente de fibras colágenas contidas no tendão (componente elástico em série), endomísio, perimísio e epimísio (componentes elásticos em paralelo) que quando alongados acumulam energia elástica e atingem o pico de tensão em maiores comprimentos (Zatsiorsky, 2008).

Entretanto, os efeitos no incremento de força via tecido passivo podem não serem efetivos na presente atividade em virtude do maior tempo de exposição na posição alongada, dissipando a energia elástica acumulada.

Já o componente ativo é composto pelas fibras musculares e atingem o pico de tensão em comprimentos intermediários da musculatura devido à sobreposição ótima dos filamentos de actina e miosina (Brown, 2008).

No presente estudo, possivelmente o aumento no comprimento dos gastrocnêmios aumentou a rigidez dos componentes passivos que consequentemente aumentaram a eficiência na transferência de força do

componente passivo para a produção de torque.

Por outro lado, a máxima flexão plantar associada à flexão do joelho pode ter causado o efeito oposto, posicionando os gastrocnêmios em encurtamento e dificultando a transferência de forças advindas do tecido contrátil.

Outro possível mecanismo que pode alterar a produção de força é o ângulo de penação dos gastrocnêmios. A força muscular resultante (transmitida para o movimento) é igual ao produto da força produzida pelas fibras e o cosseno do ângulo formado entre as fibras e o tendão (Zatsiorsky, 2008; Zatsiorsky e Kraemer, 2008).

Desta forma, à medida que o ângulo de penação é reduzido, mais força produzida pelas fibras é transmitida aos tendões.

De acordo com Narici e colaboradores (1996) ocorre variação no ângulo de penação do gastrocnêmio de ~27,7° em flexão plantar e 15,8° em dorsiflexão, dados estes que corroboram os resultados do presente estudo, onde a posição de máxima dorsiflexão do tornozelo reduziu o ângulo de penação dos gastrocnêmios, e possivelmente aumentou a transmissão da força das fibras musculares para o tendão.

Além dos efeitos mecânicos, a atividade mioelétrica parece ser influenciada nas diferentes posições do tornozelo.

Lauber e colaboradores (2014) demonstraram uma redução na frequência de disparo das unidades motoras do gastrocnêmio medial a medida que a articulação do joelho foi flexionada, e Arampatzis e colaboradores (2006) demonstraram redução da atividade

mioelétrica do gastrocnêmio lateral em acentuados ângulos de flexão do joelho.

O presente estudo apresenta limitações metodológicas visto que foram investigados sujeitos experientes no treinamento de força e em condições isométricas máximas. Portanto, o controle motor e a capacidade de produção de força diferem de outras populações e contrações dinâmicas ou submáximas. Apesar das limitações, os resultados apresentam aplicações práticas significantes para a prática do treinamento de força e reabilitação.

Dessa forma, é possível afirmar apenas que a posição dos tornozelos irá influenciar na capacidade de produção da força em testes máximos isométricos e hipotetizar que o mesmo irá acontecer em testes dinâmicos em grupos que apresentem as mesmas características do grupo analisado no presente estudo.

## CONCLUSÃO

Portanto, conclui-se que a posição de máxima dorsiflexão do tornozelo aumenta a produção de força máxima isométrica da flexão de joelho na mesa flexora.

## REFERENCIAS

1-Arampatzis, A.; Karamanidis, K. Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of Biomechanics*. Vol. 39. Num. 10. 2006. p. 1891-1902.

2-Ballantyne, B. T.; Kukulka, C.G. Motor unit recruitment in human medial gastrocnemius muscle during combined knee flexion and plantarflexion isometric contractions. *Exp Brain Res*. Vol. 93. Num. 3. 1993. p. 492-498.

3-Brown, L. E. Treinamento de força. Manole. 2008. p. 3-28.

4-Houglum, P. A.; Bertoti, D. B. Cinesiologia clínica de brunstrom. São Paulo. Manole. 2014. p. 323-380.

5-Lauber, B.; Lichtwark, G.A. Reciprocal activation of gastrocnemius and soleus motor units is associated with fascicle length change during knee flexion. *Physiological Reports*. Vol. 2. Num. 6. 2014. p. 1-10.

6-Marchetti, P. H.; Charro, M. A.; Calheiros Neto, R. B. *Biomecânica Aplicada: Uma abordagem para o treinamento de força*. São Paulo. Phorte. 2007. p. 188-189.

7-Maulder, P.; Cronin, J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. *Physical Therapy in Sport*. Vol. 6. Num. 2. 2005. p. 74-82.

8-Narici, M. V.; Binzoni, T. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *Journal of Physiology*. Vol. 496. Num. 1. 1996. p. 287-297.

9-Oliver, G. D.; Dougherty, C.P. The razor curl: a functional approach to hamstring training. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol. 23. Num. 2. 2009. p. 401-405.

10-Prilutsky, B. I.; Zatsiorsky, V. M. Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of Biomechanics*. Vol. 27. Num. 1. 1994. p. 25-35.

11-Rhea, M. R. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *J Strength Cond Res*. Vol. 18. Num. 4. 2004. p. 918-920.

12-Rosner, B. *Fundamentals of biostatistics*, Cengage Learning. 2010 p. 457-539.

13-Schaefer, D. R. C.; Ries, L.G.k. Análise eletromiográfica dos músculos posteriores da coxa na cadeira e mesa flexora. *Revista da Educação Física*. Vol. 21. Num. 4. 2010. p. 617-624.

14-Zatsiorsky, V. M. *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, John Wiley & Sons. 2008. p. 103-140.

15-Zatsiorsky, V. M.; Kraemer, W.J. *Ciência e prática do treinamento de força*. São Paulo. Phorte. 2008. p. 38-62.

Recebido para publicação 04/09/2018  
Aceito em 28/01/2019