

INFLUÊNCIA DO ALONGAMENTO CRÔNICO NA RIGIDEZ PASSIVA DO TRÍCEPS SURAL

G.A. Silva*, N.S.F. Martins*, C.C. Peixinho*, L.F.Oliveira*,**

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Departamento de Biociências da Atividade Física, EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

gabriel_abreuesilva@hotmail.com

Resumo: Este estudo teve como objetivo acompanhar as adaptações crônicas de parâmetros biomecânicos (pico de torque passivo, amplitude de movimento máxima-ADM- e rigidez passiva) do Tríceps Sural após um programa de alongamento estático. Um grupo de 10 homens (GA) foram submetidos a um treinamento de alongamento estático do tríceps sural de 4-5 vezes por semana, durante 10 semanas. Outro grupo (N=12) foi considerado controle (GC). Para o GA, foi encontrada diferença significativa apenas na ADM ($p=0,021$), sem diferenças significativas para CG. Os resultados sugerem que o aumento na ADM pode ser devido a maior tolerância do indivíduo a dor durante o alongamento, uma vez que não houve redução na rigidez passiva.

Palavras-chave: Ultrassom, Alongamento, Rigidez-passiva

Abstract: This study aimed to monitor the chronic adaptations of biomechanical parameters (peak passive torque, maximum amplitude of motion – ROM- and passive stiffness) of Triceps Sural after a static stretching program. A group of 10 men (GA) were subjected to a static stretching training of the triceps surae 4-5 times per week for 10 weeks. Another group (N = 12) was considered as control (GC). For the GA, a significant difference was found only in the ADM ($p=0.021$), no significant differences for CG. The results suggest that the increase in ROM may be due to increased tolerance of the individual pain during stretching, because there was no reduction in the passive stiffness.

Keywords: *Ultrasound, Stretching, Passive stiffness.*

Introdução

Um programa de alongamento é comumente aplicado para melhorar o desempenho esportivo e reduzir ou evitar o risco de lesões [1,2], para promoção da flexibilidade, valência física que normalmente é avaliada pela amplitude do movimento (ADM) máxima [3]. Vários estudos investigaram os efeitos agudos e crônicos do alongamento na ADM [1,4]. Apesar de comprovado impacto significativo na ADM, ainda não estão esclarecidos os mecanismos intrínsecos ao ganho de amplitude: modificações estruturais ou respostas dos componentes neurais, como por exemplo, o aumento da

tolerância ao alongamento.

Algumas teorias, como a deformação viscoelástica e plástica, o aumento do número de sarcômeros em série e relaxamento neuromuscular são relatadas [5], sugerindo explicações para essa mudança.

Recentemente, foi possível medir o alongamento do músculo e tendão in vivo utilizando a ultrassonografia [6]. Kubo *et al.* [7] utilizaram o deslocamento da aponeurose durante a contração isométrica em rampa para determinar a rigidez do tendão e apresentaram uma redução desta variável em aproximadamente 8% após 5 minutos alongamento. Por outro lado, Morse *et al.* [8] determinaram a rigidez do tendão e do músculo, durante dorsiflexão passiva, a partir do deslocamento da junção miotendínea (JMT), relatando redução de 50% na rigidez muscular após o alongamento, mas nenhuma mudança significativa na rigidez do tendão.

Ainda são muitas as lacunas a serem preenchidas na literatura no que se refere tanto a rigidez do complexo músculo-tendíneo quanto ao pico de torque passivo durante uma mobilização articular passiva. Resultados que relatem redução da rigidez da unidade músculo-tendão (UMT) e alterações na viscosidade e elasticidade da UMT são contrapostos a outros, em que as mudanças na amplitude de movimento (ADM) não são acompanhadas pelas mudanças no torque passivo ou na rigidez da UMT, mesmo após a realização de programas de alongamento de 3, 4 ou 6 semanas [2,9,10]. Estes resultados destacam a importância de distinguir o que os autores denominam aumentos reais e aparentes na extensibilidade muscular, indicando que, embora um programa de alongamento seja eficaz para aumentar a tolerância dos indivíduos a determinados desconfortos não é necessariamente capaz de aumentar a extensibilidade muscular [7]. Isso indica que a amplitude articular alcança ângulos mais elevados devido a tolerância do indivíduo, sem quaisquer melhorias na extensibilidade real [8].

Sendo assim, o objetivo do trabalho é avaliar os efeitos de um programa de alongamento estático de 10 semanas sobre a rigidez passiva (em aprox.15° de dorsiflexão), torque máximo e ADM máxima por meio da ultrassonografia e dinamometria.

Materiais e métodos

Participaram do estudo 22 homens (18.5±0.52 anos)

sem histórico de lesões osteomioarticulares. Todos os participantes consentiram com o estudo, aprovado pelo Comitê de Ética (031-2007). Os voluntários foram aleatoriamente divididos em dois grupos: grupo alongamento (GA), submetido ao protocolo de 8 semanas de alongamento do tríceps sural (n=10, idade $18,32 \pm 0,73$ anos, altura $176,1 \pm 8,04$ cm, massa $70,44 \pm 8,37$ Kg), e, grupo controle (GC) (n=12, idade $18,92 \pm 0,68$ anos, altura $177,93 \pm 6,33$ cm, massa $73,09 \pm 7,12$ Kg). Para o GA o treinamento foi realizado de 4 a 5 vezes por semana e consistia de 2 séries de 30 segundos para cada perna, com intervalos de igual duração, em 2 posições de alongamento estático do tríceps sural, indicadas na Figura 1. O GC manteve suas atividades diárias habituais de exercícios físicos como corrida e exercícios resistidos, com exceção do alongamento.

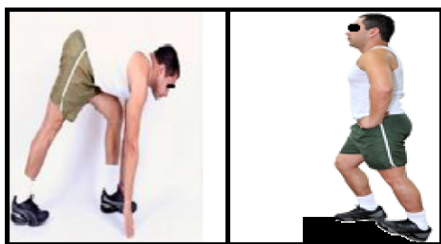


Figura 1. Posições do alongamento estático de Tríceps Sural de membros inferiores esquerdo (1ª posição- esquerda) e direito (2ª posição- direita).

Instrumentação – O sinal de torque e o sinal eletromiográfico (EMG) do gastrocnêmio lateral foram adquiridos de forma sincronizada através de um sistema de aquisição de dados (EMG System, Brazil) com 106 dB CMRR, um filtro passa-banda analógico com frequências de corte de 10 e 500 Hz, frequência de amostragem de 1 kHz e um conversor A/D de 16 bits com eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall, EUA) para certificar o silêncio mioelétrico durante o movimento executado por um dinamômetro isocinético Biodex 4 System Pro (Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA).

Protocolo de teste - Os indivíduos foram posicionados sentados no dinamômetro isocinético (Biodex 4 System Pro - Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA) de forma a manter o joelho direito em extensão completa, o quadril fletido e o tronco com inclinação de 85° . O pé direito foi preso à plataforma do equipamento com tiras de velcro mantendo o maléolo lateral alinhado com o centro de rotação da máquina. O ângulo da articulação do tornozelo foi definido como 0° quando a plataforma ficava em um ângulo de 90° com o chão. A amplitude de movimento foi então determinada pela mobilização passiva da plataforma de 30° de flexão plantar até o limite de flexão dorsal em que cada indivíduo passava a sentir desconforto.

O teste consistiu de 3 ciclos de mobilizações passivas consecutivas do tornozelo, partindo da amplitude de 30° de flexão plantar até o limite de dorsiflexão de cada indivíduo, determinado pelo seu

desconforto, em uma velocidade de $0,087$ rad/s ($5^\circ/s$). Os participantes foram orientados a não realizar qualquer resistência ao movimento. Os sinais de EMG e torque foram sincronizados e o transdutor fixo manualmente sempre pelo mesmo avaliador na mesma posição em que foi realizada a medição do comprimento do tendão.

Dados analisados - Os valores de pico do torque passivo e ADM máxima foram extraídos dos dados do dinamômetro. Um ciclo (de cinco) de mobilização passiva foi escolhido para análise.

O índice de rigidez passiva foi determinado como a derivada da curva torque-ângulo em 15° de dorsiflexão [11].

Análise estatística - Para análise estatística, o teste t pareado foi realizado a fim de comparar o pico de torque passivo, a ADM máxima e o índice de rigidez passiva, antes e após o treino. E para comparar os grupos controle e alongamento, foi realizada uma ANOVA two-way (grupos x momento) ($p < 0,05$).

Resultados

Não foram encontradas diferenças significativas para nenhum dos parâmetros do GC. Para o GA foram encontradas diferenças significativas apenas ao comparar as condições pré e pós treinamento do parâmetro ADM máxima ($p = 0,021$). Os valores de média, desvio-padrão e valor -p dos 3 parâmetros analisados, antes e após o treinamento estão na Tabela 1.

A ANOVA two-way não apresentou diferenças significativas ao comparar os dois grupos.

Tabela 1. Valores de média, desvio-padrão e valor p do pico de torque, ADM máxima e rigidez passiva antes e após o treinamento.

	pré	pós	valor p
Pico de Torque (N.m)	$30,74 \pm 9,75$	$36,19 \pm 11,43$	0,157
ADM máxima ($^\circ$)	$24,68 \pm 6,52$	$29,67 \pm 6,71$	0,021
Índice de rigidez passiva em 15° (N.m/ $^\circ$)	$0,71 \pm 0,24$	$0,61 \pm 0,21$	0,282

A Figura 2 apresenta uma curva torque-ângulo de 1 indivíduo antes e após a realização do programa de alongamento. Como observado na Tabela 1, o pico de torque aumentou, embora esse aumento não tenha sido estatisticamente significativo para o grupo. Observa-se o aumento da ADM máxima.

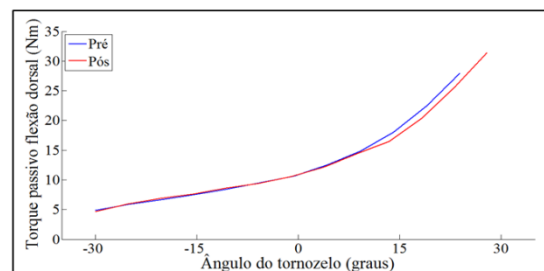


Figura 2. Gráfico da relação torque-ângulo pré e pós programa de alongamento de 8 semanas. Esse exemplo, é de um

indivíduo que teve tanto o pico de torque quanto a ADM máxima aumentados após o treinamento.

O índice de rigidez passiva em 15° de dorsiflexão reduziu apenas para alguns indivíduos e portanto, não foram encontradas diferenças significativas ao comparar as condições pré e pós treinamento. O índice de rigidez passiva no ângulo de 15° é menor após o treinamento, como pode ser observado na Figura 3. No entanto, essa redução não foi estatisticamente significativa. Isso provavelmente deve-se ao fato da grande variabilidade individual quanto a níveis iniciais de flexibilidade, indicando que os resultados podem ser afetados por diferenças entre os indivíduos anteriores ao treinamento.

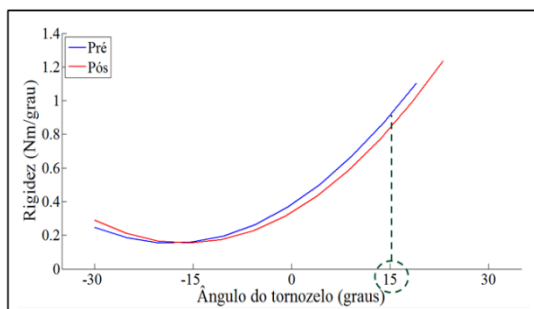


Figura 1. Gráfico da relação rigidez x ângulo (rigidez passiva em 15° de dorsiflexão) pré e pós programa de alongamento de 8 semanas. Nesse caso, o indivíduo teve a rigidez passiva reduzida após o treinamento.

Discussão

Sabe-se que tanto a ADM máxima quanto a relação torque-ângulo de uma articulação são parâmetros frequentemente utilizados para avaliar o nível de flexibilidade articular de um indivíduo [3]. Além disso, também é sabido que a variação individual do nível de flexibilidade de um indivíduo deve ser representado pelo índice de rigidez [12].

O presente estudo aplicou um programa de alongamento estático com duração de 10 semanas, e portanto, considerado crônico em um grupo de homens jovens. Como esperado, o treinamento foi capaz de promover 16% de aumento da ADM máxima do tornozelo, confirmando os relatos de outros autores [1,4].

Os valores de pico de torque, embora aumentados para a maior parte dos indivíduos, não constituíram uma mudança estatisticamente significativa. Ao contrário do que foi apontado por Mizuno *et al.* [12], que constataram aumento na ADM (mesmo após 30 minutos do alongamento) e também no pico de torque em um estudo sobre efeitos agudos do alongamento estático. Já Mahieu *et al.* [4], com um protocolo de alongamento de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP), após 6 semanas de treinamento indicaram alterações significativas apenas na ADM máxima, corroborando com os resultados do presente estudo. No entanto, este aumento na ADM não pode ser explicado por uma redução do torque passivo na mesma angulação de tornozelo ou por uma alteração na rigidez do tendão,

sendo atribuído então a um aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento [4].

O índice de rigidez passiva em 15° de dorsiflexão, no presente estudo, não apresentou diferenças significativas. Apenas alguns indivíduos diferiram em suas análises de pré e pós intervenção. Embora o mesmo treinamento tenha sido oferecido a todos, os diferentes níveis de flexibilidade dos voluntários podem dificultar uma resposta verdadeira quanto a redução ou manutenção nos índices de rigidez. O mesmo ocorreu com a ANOVA two-way realizada para comparar os grupos GC e CA. Ao compará-los, não foram encontradas diferenças significativas e isso também pode ser atribuído aos diferentes níveis iniciais de flexibilidade dos indivíduos que compunham a amostra, além do fato de se tratarem de indivíduos treinados habituados a grande intensidade de atividades físicas.

A variabilidade individual pode implicar em maior ou menor tolerância a determinado estímulo, indicando que algumas vezes, considerar valores médios para uma amostra pode comprometer e mascarar resultados. Esses resultados indicam que características distintas de flexibilidade podem não ser representados por valores médios de uma determinada amostra, direcionando para a necessidade de uma análise mais específica, isto é, por grupos de mesmas características, definidas antes da intervenção, como proposto por Abellana *et al.* [13].

Mahieu *et al.* [4] mesmo após 6 semanas de treinamento de FNP, não encontraram reduções significativas na rigidez, relatando alterações apenas na ADM corroborando com os resultados do presente estudo. Em estudo agudo, Mizuno *et al.* [12] relataram diminuição significativa na rigidez passiva imediatamente após o alongamento, mas essas alterações não se mantiveram após 15 minutos. Por outro lado, ADM foi aumentada permanecendo assim mesmo após 30 minutos de realização da atividade. Isso mostra que o tempo de retenção do efeito de alongamento na viscoelasticidade da UMT foi mais curto do que o tempo de retenção do efeito de alongamento na ADM [12].

Toft *et al.* [14] indicaram aumento do torque passivo no ângulo máximo de dorsiflexão após 3 semanas de um programa de alongamento para flexores plantares. Para Magnusson [1], a aplicação de um programa de alongamento de mesma duração, afetou as propriedades mecânicas, aumentando a ADM, mas retornando aos valores iniciais dentro de 1 hora, não apresentando mudanças crônicas na rigidez muscular após treinamento. Os autores sugerem que as alterações são decorrentes do aumento da tolerância ao desconforto e não de uma acomodação viscoelástica.

Assim como no presente estudo, outros trabalhos com diferentes metodologias, reportam aumento da ADM sem quaisquer mudanças na curva torque-ângulo [5]. No entanto, ainda são escassos os estudos que investiguem os efeitos crônicos do alongamento sobre parâmetros mecânicos. Guissard *et al.* [15], em um estudo de longo prazo, demonstraram que 30 sessões de alongamento estático dos músculos flexores plantares

aumentaram a ADM na dorsiflexão, sugerindo como mecanismos para tal a redução da rigidez passiva e a alteração da atividade reflexa muscular. Os autores relataram que o torque passivo máximo apresentou um pequeno aumento significativo apenas após as 10 primeiras sessões e retornou aos valores iniciais conforme o andamento do programa, apesar de ADM ter aumentado gradativamente até o término do treinamento. Os autores esclarecem que sendo assim, o aumento da tolerância ao alongamento quando decorrente de aumento do torque máximo trata-se de um efeito transiente e que mudanças plásticas dos elementos elásticos em paralelo devem ter ocorrido conforme a progressão do treinamento.

Conclusão

Apesar da mobilidade articular ter aumentado, as propriedades mecânicas da UMT não sofreram modificações, e uma vez que não houve redução da rigidez passiva. O aumento da amplitude de movimento pode estar relacionada ao aumento da resistência ao desconforto durante o alongamento.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, ao CNPq, a FAPERJ pelo apoio financeiro e ao IPCFEx pelo apoio operacional.

Referências

- [1] Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuver. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 1998; 8: 65-77.
- [2] Magnusson SP, et al. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology*.1996; 497: 291-298.
- [3] Lieber RL, Leonard ME, Brown CG, Trestik CL. Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *American Journal of Physiology*. 1991; 261: 86- 92.
- [4] Mahieu NN, et al. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*.2009; 19: 553-560.
- [5] Weppeler CH and Magnusson SP. Increasing muscle extensibility. *Physical Therapy*. 2010; 9: 438-449.
- [6] Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2001; 90:520–527.
- [7] Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. *Acta Physiol Scand* 2002; 175:157–164.
- [8] Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*. 2008; 586: 97–106.
- [9] Folpp F, et al. Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? *Australian Journal of Physiotherapy*.2006; 52: 45-50.
- [10] Ben M and Harvey LA. Regular stretch does not increase muscle extensibility: a randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*.2010; 20:136-144.
- [11] Gajdosik RL. Relationship between passive properties of the calf muscles and plantarflexion concentric isokinetic torque characteristics. *Eur J Appl Physiol*. 2002; 87: 220-227.
- [12] Mizuno T, et al. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2011; 23: 23–30.
- [13] Abellaneda S, Guissard N, and Duchateau J. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of applied physiology*.2009; 106:169–77.
- [14] Toft E, Esperson G, Kalund S, Sinkjaer T, and C. Horne-Mann B. Passive tension of the ankle before and after stretching. *American Journal of Sports Medicine*.1989; 17: 489–494.
- [15] Guissard N and Duchateau J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle & nerve*.2004; 29:248–55.