

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE ALONGAMENTO CRÔNICO NA TENSÃO DO TENDÃO CALCANEAR ATRAVÉS DE ULTRASSONOGRAFIA**

Carolina Carneiro Peixinho<sup>1</sup>  
 Monisa Vieira da Silva<sup>2</sup>  
 Liliam Fernandes de Oliveira<sup>1,2</sup>

**RESUMO**

**Introdução e objetivo:** As propriedades mecânicas do tendão calcâneo podem sofrer mudanças quando submetido a intervenções crônicas. No entanto, os efeitos sobre a tensão do tendão calcâneo a um programa de alongamento crônico ainda não estão claros na literatura. O objetivo deste trabalho foi avaliar os efeitos de um programa de alongamento na tensão do tendão calcâneo. **Materiais e métodos:** 14 indivíduos foram divididos em grupos de alongamento (n=8) e controle (n=6). O protocolo de alongamento consistiu de duas séries de 30 segundos de dois exercícios estáticos durante 10 semanas. A tensão passiva máxima (força passiva máxima/área de secção transversa (AST)) foi estimada através da quantificação da AST do tendão calcâneo em imagens ultrassonográficas adquiridas durante mobilização passiva do tornozelo em dinamômetro isocinético. **Resultados:** A amplitude máxima de dorsiflexão aumentou de  $26,12 \pm 6,13^\circ$  para  $28,87 \pm 7,32^\circ$  ( $p=0,03$ ) no grupo experimental, enquanto as outras variáveis (torque passivo máximo, força passiva máxima, AST e tensão passiva máxima) não apresentaram mudanças significativas. **Discussão:** O aumento da amplitude máxima de dorsiflexão é indicativo de adaptações estruturais, visto que o mesmo não foi acompanhado de aumentos no torque passivo, força passiva e tensão máxima, o que sugere que outras adaptações estruturais do tendão tenham ocorrido, ou que a variação da AST tenha sido relativamente pequena para o ganho de amplitude articular encontrado. **Conclusão:** sugere-se que adaptações estruturais relacionadas com o aumento da amplitude articular não estão ligadas à AST do tendão ou que a medição complexa desta variável oculte variações pequenas da mesma.

**Palavras-chave:** Biomecânica. Flexibilidade Articular. Amplitude de Movimento Passivo

**ABSTRACT**

Effects of chronic stretching program in the calcaneal tendon strain by ultrasound

**Introduction and Purpose:** The mechanical properties of Achilles tendon can change when submitted to chronic interventions. However, the effects on this tendon stress due to a chronic stretching training are still not clear. The aim of the present study was to evaluate the effects of a 10-week stretching program on the Achilles tendon stress. **Methods:** 14 subjects were assigned to a stretching (n=8) and a control group (n=6). The stretching protocol was applied during 10 weeks (total of 45 sessions), using two sets of 30 seconds of two different exercises. The maximum stress (maximum force/cross-sectional area (CSA)) was estimated using measurements of tendon CSA in ultrasound images obtained during passive dorsiflexion in an isokinetic dynamometer. **Results:** The maximum dorsiflexion angle increased from  $26.12 \pm 6.13^\circ$  to  $28.87 \pm 7.32^\circ$  ( $p=0.03$ ) in the stretching group. All other variables (maximum passive torque, maximum passive force, CSA and maximum tension) presented no significant changes. **Discussion:** The increase in the maximum dorsiflexion angle indicates structural adaptations because no torque, force and stress increase was observed, which would other structural adaptations or that, the CSA increase associated with the amplitude gain was relatively small. **Conclusion:** It is suggested that structural adaptations related to the amplitude increase are not associated to the tendon CSA. Otherwise, the complex methodology used to measure CSA may hide small adaptations.

**Key words:** Biomechanics. Joint Flexibility. Passive Range of Motion.

1-Universidade Federal do Rio de Janeiro. Laboratório de Ultrassom, Programa de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro, Brasil.

## INTRODUÇÃO

As propriedades mecânicas do tendão calcâneo (TC) têm sido muito estudadas, seja pela sua importância funcional ou pela alta prevalência de lesões (Arya e Kulig, 2010).

Uma das características mais investigadas é a rigidez (Heinemeier e Kjaer, 2011), sendo está estimada in vivo através de um índice calculado pela derivação da curva torque-ângulo obtida em dinamômetros isocinéticos em testes passivos ou em contração isométrica (Kawakami, Kanehisa, e Fukunaga, 2008; Konrad, Gad e Tiip, 2014).

A tensão mecânica é uma propriedade do material que denota o quanto este é capaz de suportar uma carga por unidade de área.

Para o tendão calcâneo, esta variável é estimada pela normalização dos valores de força aplicada ao tendão calcâneo pela área de secção transversa do mesmo.

Com a utilização de recursos de ultrassonografia para cálculo da AST e modelagem matemática para estimativa do braço de força do tendão calcâneo, esta propriedade pode ser estimada in vivo (Arya e Kulig, 2010; Stenroth e colaboradores, 2012).

A variação da tensão do TC, doravante definida como a força aplicada no tendão calcâneo dividida pela AST, pode ser resultante de uma variação na força, na AST ou em ambos.

Durante o crescimento até a idade adulta, tem sido demonstrado que a tensão do TC aumenta (Arya e Kulig, 2010; Waugh e colaboradores, 2012), porém os mecanismos são controversos na literatura.

Enquanto uns sugerem a elevação da força aplicada no TC (Waugh e colaboradores, 2012), outros reportaram um decréscimo da AST para uma mesma força (Neugebauer e Hawkins, 2012).

A tensão no TC também tem sido analisada em diferentes grupos como atletas e pacientes. Arya e Kulig (2010) mostraram um aumento de aproximadamente 65% da AST do TC em um grupo de homens com tendinopatias e sugerem ser resultado de acúmulo de água e substância fundamental devido à patologia.

Este aumento da AST acarretam uma redução significativa da tensão mecânica em tendinopatas (de 40,28 para 21,43MPa) e os autores argumentam que esta condição

representa um enfraquecimento do tendão com aumento do risco de lesão.

Por outro lado, Magnusson e colaboradores (2003) mostraram maior AST em um grupo de idosas, juntamente com a redução da força aplicada ao tendão, comparadas a um grupo de mulheres jovens.

Stenroth e colaboradores (2012) também reportaram redução da CSA de mulheres idosas e ambos os grupos de autores sugerem que o aumento da AST que resulta em redução da tensão neste material no envelhecimento pode ser uma estratégia para redução de risco de lesão devido a uma melhor distribuição da força pela geometria do tecido.

Nesta mesma linha, Rosager e colaboradores (2002), observaram uma AST aumentada em corredores em relação a um grupo de não corredores. No entanto, como os valores de força aplicada ao tendão foram similares, os corredores apresentaram menor tensão no TC, levando os autores a sugerirem que esta redução aumenta o “fator de segurança” para riscos de lesão, já que os picos de força gerados são altos.

O treinamento de flexibilidade é uma intervenção que tem atraído a atenção dos pesquisadores uma vez que os efeitos reportados incluem o aumento ou manutenção da amplitude articular, a redução da dor associada à rigidez muscular e uma possível redução do risco de lesão, apesar de resultados controversos (Konrad e colaboradores, 2014; Kurokawa, Fukunaga e Fukashiro, 2001; Lynn, Talbot e Morgan, 1998; Reid e Mcnair, 2004).

As adaptações ao alongamento podem ser de base neural, como o aumento de tolerância do indivíduo a este tipo de estímulo, que passa a suportar maiores níveis de torque máximo em maiores amplitudes de dorsiflexão, devido a um maior número de elementos elásticos tensionados (Folpp e colaboradores, 2006).

As respostas estruturais, por outro lado, são descritas como um aumento de amplitude sem aumento concomitante do torque máximo (Guissard e Duchateau, 2004; Magnusson e colaboradores, 1996).

Nesse caso, um aumento da complacência do músculo ou do tendão (Guissard e Duchateau, 2004; Magnusson e colaboradores, 1996), ou ainda mecanismos como a sarcomerogênese ou o aumento do

comprimento dos sarcômeros (Boakes e colaboradores, 2007; Peixinho e colaboradores, 2014) podem explicar o ganho de amplitude. Porém, ainda não há um consenso na literatura.

Uma discussão sobre a adaptação da tensão do TC a um programa de alongamento crônico parece ainda não estar disponível na literatura.

Caso o aumento da amplitude alcançada após o programa não resulte em aumento de força passiva, é de se esperar que a AST, medida na nova condição de maior dorsiflexão, apresente-se reduzida, caracterizando um aumento da tensão do TC.

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de um treinamento de alongamento com duração de 10 semanas na tensão do tendão calcâneo.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Amostra

Um total de 15 indivíduos homens saudáveis foram recrutados para este estudo ( $18,71 \pm 0,43$  anos,  $70,92 \pm 11,75$  kg e  $170,71 \pm 8,31$  cm) sem nenhum relato de lesão musculoesquelética.

Os indivíduos não estavam envolvidos com nenhum programa de atividade física regular e foram informados sobre a proposta e metodologia deste estudo antes de assinarem um termo de consentimento.

Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição (nº: 023/11).

O critério de exclusão do estudo foi a presença de qualquer desordem musculoesquelética nos membros inferiores e de doenças neurológicas prévias ou observadas e/ou relatadas durante a pesquisa.

### Instrumentação

Um ultrassom com faixa de frequência de 6-11 MHz e transdutor medindo 4cm (T2000 – TerasonUltrasound, Teratech Corporation, Burlington, EUA) foi usado para a aquisição de imagens.

Para melhorar o acoplamento acústico e prevenir deformação tecidual, foi utilizado um gel para ultrassom (Ultrax-gel; Farmativa Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil).

O transdutor foi manuseado pelo mesmo examinador em todos os testes. Um eletromiógrafo de superfície (EMG System device - São José dos Campos, Brasil; conversor A/D de 16 bits, 106 dB CMRR, filtro passa-banda 10 a 500 Hz, frequência de amostragem 1kHz e um com eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall, EUA) foi utilizado sobre o músculo gastrocnêmio lateral, para certificar o silêncio mioelétrico durante o movimento passivo do tornozelo, realizado a  $5^\circ/\text{seg}$  por um dinamômetro isocinético (Biodex System4Pro - Biodex Medical Systems Inc, New York, EUA).

### Procedimentos

Os indivíduos foram posicionados sentados no dinamômetro com o joelho direito em extensão, quadril flexionado e tronco inclinado a  $85^\circ$ .

O pé direito foi fixado ao dinamômetro por uma faixa inelástica, com o maléolo lateral alinhado ao centro de rotação do dinamômetro. Inicialmente, o arco de movimento foi determinado no dinamômetro por uma mobilização do tornozelo em velocidade de  $5^\circ \cdot \text{s}^{-1}$  partindo de  $30^\circ$  de flexão plantar até o limite máximo de dorsiflexão referida pelo voluntário como desconforto máximo tolerável.

O teste consistiu de 3 mobilizações passivas em uma velocidade de  $5^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ , ao longo da amplitude previamente determinada por cada indivíduo. Durante o movimento, o transdutor do ultrassom foi colocado em contato com a pele, transversalmente sobre o tendão calcâneo a 2cm da inserção distal do mesmo (marcados anteriormente).

Os voluntários foram instruídos a evitar qualquer resistência voluntária e o silêncio mioelétrico foi verificado no músculo gastrocnêmio lateral durante a mobilização passiva, em que vídeos de ultrassom da área de secção transversa (AST), sinais de EMG e de torque foram gravados de forma sincronizada.

### Processamento de imagens

A AST foi medida na imagem de ultrassom extraída do vídeo correspondente ao instante de dorsiflexão máxima e torque máximo, através do aplicativo livre ImageJ

(NIH, Maryland, EUA), como apresentado na figura 1.

O mesmo examinador delineou a borda interna do paratendão, e o software forneceu a área correspondente.



**Figura 1** - Exemplo da área de secção transversa do tendão medida pela imagem de ultrassom.

Um estudo prévio de confiabilidade das medidas de AST feita pelo mesmo examinador, com mesma metodologia (Vieira e colaboradores, 2013), mostrou alta confiabilidade das medidas de AST (CV de 1.13 a 8.15%; CCI de 0.87 a 0.99 e ETM de 8.87 a 17.64%).

### Variáveis estimadas

Uma estimativa do braço de força (BF) individual na posição de dorsiflexão máxima foi feita em duas etapas. Inicialmente foi obtido um valor de BF com o tornozelo em repouso: foi medida a menor distância entre o centro do maléolo lateral e a pele em uma foto adquirida com o indivíduo em decúbito ventral, e esta distância era subtraída a metade da espessura do tendão calcâneo, medido em uma imagem ultrassonográfica longitudinal (conforme descrito em (Zhao e colaboradores, 2009).

A Figura 2 ilustra este passo. A medida de BF em repouso era então corrigida para o ângulo articular máximo de cada indivíduo através da equação de regressão abaixo (Menegaldo, Fleury, Weber, 2004).

$$BF = (-4,1809 \cdot 10^{-2} + (1,9069 \cdot 10^{-4} \cdot Ang_{max}) + (5,7323 \cdot 10^{-6} \cdot Ang_{max}^2) + (-1,8509 \cdot 10^{-8} \cdot Ang_{max}^3)) \cdot BF_{rep} / 0,0262$$

A força máxima do tendão ( $F_{max}$ ) foi então calculada a partir dos valores de torque máximo ( $T_{max}$ ) e braço de força (BF).

$$F_{max} = \frac{T_{max}}{BF} \quad (\text{equação 1})$$

Por fim, a tensão do tendão calcâneo ( $\sigma$ ) foi estimada através da seguinte fórmula.

$$\sigma = \frac{F_{max}}{A} \quad (\text{equação 2})$$

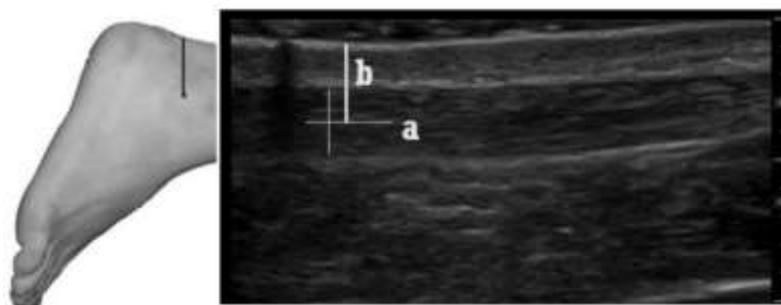
Tal que  $F_{max}$  é a força máxima do tendão e  $A$  a área de secção transversa no ângulo máximo de dorsiflexão.

### Treinamento de Flexibilidade

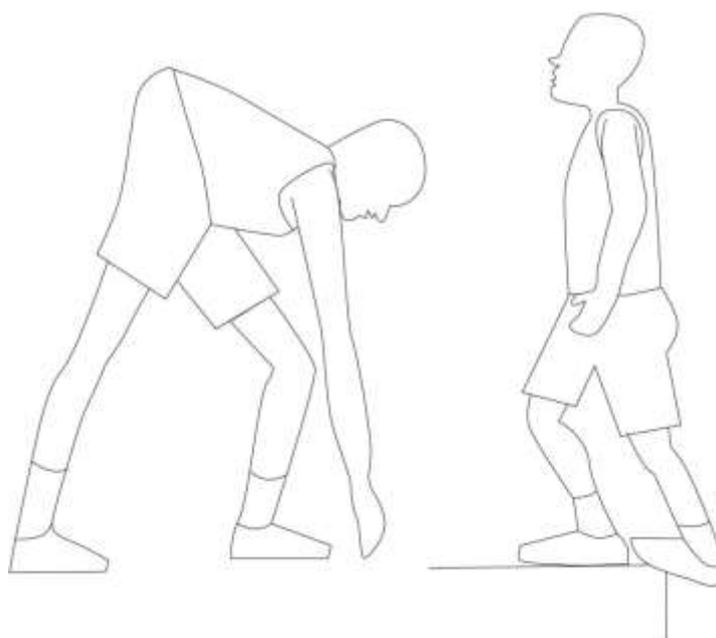
Os indivíduos foram distribuídos aleatoriamente pelo examinador por ordem de chegada para a realização dos testes em um grupo controle (n=6) e um grupo de treinamento de flexibilidade (n=8).

O treinamento foi realizado de quatro a cinco vezes por semana (totalizando 45 sessões para todos os indivíduos) e consistia de duas séries de 30 segundos para cada perna, com intervalos de igual duração, de duas posições de alongamento estático do tríceps sural (Figura 3), em que o indivíduo posicionava a articulação na posição de maior amplitude alcançada até seu limite de desconforto máximo.

Os indivíduos não tinham familiaridade com o protocolo de alongamento e foram monitorados pelo mesmo examinador, para garantir a realização correta do protocolo.



**Figura 2** - Medidas usadas na estimativa do braço de força do TC em repouso.



**Figura 3** - Posições de alongamento estático do tríceps sural aplicadas no treinamento de flexibilidade.

### Estatística

A análise estatística foi realizada com nível de significância em 5% ( $p \leq 0.05$ ) para todos os testes.

Após a aplicação do teste de Shapiro-Wilk para verificação da distribuição normal dos dados, foram utilizados o teste ANOVA multifatorial para medidas repetidas com o post-hoc de Tukey, quando aplicável (para ângulo máximo de dorsiflexão, torque passivo máximo, força passiva máxima e tensão do tendão) e teste de Friedman (para área de secção transversa) para a comparação das variáveis de interesse antes e depois do período de treinamento para os dois grupos. O

aplicativo utilizado foi Statistica 17.0. (Statsoft Inc., Tulsa, OK, USA).

### RESULTADOS

Durante as mobilizações passivas do tornozelo, os sinais de EMG do gastrocnêmio lateral não apresentaram picos de ativação por inspeção visual. Foi assumido que não houve contração muscular.

Após o período de intervenção com alongamento estático, os resultados mostraram um aumento significativo no ângulo de dorsiflexão, enquanto o torque passivo, a área de secção transversa, a tensão, e a força passiva não apresentaram mudanças

significativas para o grupo submetido ao alongamento, conforme mostrado na tabela 1.

O grupo controle não apresentou nenhuma diferença significativa após o

período de intervenção nas propriedades mecânicas avaliadas (Tabela 1).

**Tabela 1** - Média  $\pm$  desvio-padrão (mediana  $\pm$  amplitude interquartil para AST) das variáveis analisadas antes e após a intervenção do alongamento estático do grupo experimental.

	Grupo Alongamento		Grupo Controle	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Torque passivo máximo (Nm)	31,88 $\pm$ 10,78	33,38 $\pm$ 6,69	33,54 $\pm$ 8,55	36,31 $\pm$ 7,34
Força passiva (N)	1226,77 $\pm$ 733,57	1320,66 $\pm$ 606,84	999,47 $\pm$ 399,36	1100,65 $\pm$ 495,95
Área de Secção Transversa (mm <sup>2</sup> )	47,72 $\pm$ 6,88	47,87 $\pm$ 7,15	46,03 $\pm$ 8,26	46,19 $\pm$ 7,57
Tensão máxima (MPa)	27,49 $\pm$ 15,20	29,78 $\pm$ 14,02	22,49 $\pm$ 9,65	24,99 $\pm$ 9,15
Angulo máximo de dorsiflexão (°)	26,12 $\pm$ 6,13	28,87 $\pm$ 7,32*	29,40 $\pm$ 9,15	29,00 $\pm$ 9,41

**Legenda:** \* estatisticamente significativo (p=0,03).

## DISCUSSÃO

Os principais resultados deste estudo mostram que o programa de alongamento empregado foi capaz de provocar aumento da amplitude articular sem, contudo, resultar em alterações da AST e força máxima, mantendo a tensão em níveis similares ao início do treinamento.

No presente estudo, o estímulo de alongamento estático aplicado foi suficiente para promover ganhos de amplitude em 10 semanas, como corroborado por outros estudos.

Gajdosik e colaboradores (2005, 2007) observaram aumento no ângulo de dorsiflexão pós-alongamento, reportando mudanças que variaram de 7  $\pm$  4° (p = 0,017) com 6 semanas de alongamento e 5,1° (p=0,001) de dorsiflexão após 8 semanas de alongamento, respectivamente. Porém, os valores absolutos de amplitude máxima apresentados pelos autores (pré-teste: 21,3  $\pm$  6,6° e pós-teste: 28,7  $\pm$  9,2°) foram menores do que os do presente estudo, embora o ganho de amplitude tenha sido maior.

É sugerido que uma amostra inicialmente mais flexível tenha um menor potencial de adaptação ao treinamento de flexibilidade, e conseqüentemente uma menor variação percentual da amplitude articular.

Outros estudos que avaliaram o efeito do alongamento na unidade músculo-tendão do tríceps sural e tendão calcâneo também demonstraram aumento significativo na amplitude máxima de dorsiflexão, como Mahieu e colaboradores (2007), que

apresentaram aumento de 28,3  $\pm$  1,2 para 34,2  $\pm$  1,0°.

Já Guissard e Duchateau (2004) demonstraram 7,6° de aumento e Nakamura e colaboradores (2012) relataram um aumento de 6,7° de dorsiflexão máxima. Estas diferenças podem ter ocorrido devido ao tempo total de alongamento, o qual variou entre os estudos, bem como a intensidade e o protocolo da técnica de alongamento utilizada.

O aumento da amplitude articular pode ser o resultado tanto de fatores neurais quanto mecânicos (Guissard e Duchateau, 2004, 2006) sendo, por isto, uma variável muito investigada em estudos envolvendo intervenções de alongamento.

É frequentemente sugerido na literatura que o aumento do torque passivo alcançado nos limites do movimento durante o alongamento passivo está correlacionado com a sensação de desconforto e dor, se constituindo um fator limitante para máximas amplitudes articulares (Guissard e Duchateau, 2004; Magnusson e colaboradores, 1998).

O aumento do torque passivo com a mudança de comprimento muscular dos flexores plantares durante a DF do tornozelo é um fenômeno bem descrito e explicado por um número maior de elementos elásticos tensionados durante a deformação. (Folpp e colaboradores, 2006).

Para um alongamento suave, poucos elementos contribuem para a rigidez enquanto a maior parte se encontra frouxa, já para uma maior amplitude de movimento, mais elementos contribuem para gerar tensão (Folpp e colaboradores, 2006).

Assim, de acordo com Folpp e colaboradores (2006), um aumento de amplitude decorrente de um programa de alongamento acarretaria um maior pico de torque passivo o que significaria tolerância aumentada.

No entanto, os resultados do presente estudo apontam que o treinamento com 10 semanas de duração não demonstrou aumento significativo, em média, do torque passivo máximo, apesar de um padrão individual variado.

Tal resultado corrobora com os achados de Guissard e Duchateau (2004) para treinamentos de longa duração, capazes de permitir uma adaptação estrutural responsável pela manutenção de valores de torque passivo máximo similares às condições pré-treinamento mesmo com o aumento de amplitude articular.

Além disso, diferentemente do esperado, a AST não apresentou diferença significativa após a intervenção, e conseqüentemente, a tensão máxima manteve os valores pré-treinamento. Um pequeno aumento do ângulo máximo de dorsiflexão pode estar associado com somente uma pequena variação da AST.

Como esta variável possui uma metodologia de medição complexa, o que é evidenciado pelo seu alto coeficiente de variação, um pequeno aumento em seu valor não seria estatisticamente significativo.

Portanto, os presentes achados não confirmam que as adaptações estruturais relacionadas com o aumento da amplitude articular estão ligadas à AST do tendão, já que a mesma não apresentou mudança após o treinamento, assim como a força máxima, e conseqüentemente a tensão do tendão. Uma possível adaptação estrutural parece se processar em estágios definidos, em que a tolerância aumentada ao alongamento é uma resposta inicial, seguida de adaptações estruturais e retorno do torque aos níveis pré-alongamento.

Esta teoria é embasada por Guissard e Duchateau (2004) que analisaram as propriedades mecânicas da unidade músculo-tendão em diferentes intervalos após o início de um programa de treinamento de alongamento de alto volume (600 segundos por sessão) com 5 sessões semanais durante 6 semanas.

Os autores encontraram aumentos significativos do ângulo de dorsiflexão máxima a cada 10 sessões de alongamento, com um percentual mais alto para as 10 primeiras. No entanto, o torque passivo máximo só apresentou um pequeno aumento significativo após as 10 primeiras sessões, retornando aos valores pré-treinamento com a seqüência do programa.

Estes autores concluem que o aumento da tolerância ao alongamento, indicado por valores maiores de torque máximo, é um efeito transiente e que mudanças plásticas dos elementos elásticos em paralelo devem ter ocorrido com a progressão do treinamento.

Os valores de tensão encontrados no presente estudo, de aproximadamente 25MPa, são menores do que os reportados para adultos saudáveis. Este fato deve-se, principalmente, pela diferença nos protocolos entre os estudos que, em sua maioria, estimam a força máxima a partir de testes isométricos de flexão plantar, o que gera valores de força bem mais altos dos que os obtidos em protocolos de dorsiflexão passiva, como no presente caso.

Valores de AST são geralmente obtidos de imagens de US ou ressonância magnética com o tornozelo em repouso ou em posição neutra. Nestas condições, a AST é maior do que em condições de tração (Obst e colaboradores, 2014).

Neste estudo, para cálculo da tensão máxima, utilizamos a medida da AST no mesmo instante correspondente ao torque máximo por ser uma abordagem metodológica mais adequada. Exemplos são trabalhos de Waugh e colaboradores (2012) com valores de tensão para um grupo de homens adultos jovens em teste isométrico de flexão plantar em torno de 80MPa com força máxima de aproximadamente 4700 N e AST de aproximadamente 60 mm<sup>2</sup>, e Arya e Kulig (2010) que reportaram uma tensão de aproximadamente 40 MPa para um grupo de adultos de 44 anos com AST média de 56 mm<sup>2</sup>.

Valores similares de tensão também foram reportados por Magnusson e colaboradores (2003) para um grupo de mulheres jovens em testes isométricos e Rosager e colaboradores (2002) (38,2MPa) para um grupo de 5 homens de 33 anos em média. Pela ausência de valores de tensão do

TC reportados em protocolos de mobilização passiva, a comparação dos nossos resultados com os trabalhos discutidos acima, não é possível.

A despeito do resultado significativo baseado no comportamento médio do grupo, recomendações para análises mais individualizadas dos efeitos do alongamento tem surgido na literatura (Blazevich e colaboradores, 2012; Konrad e colaboradores, 2014).

É possível que dentro de um mesmo programa de alongamento, indivíduos apresentem respostas diferenciadas de acordo com condições individuais iniciais e estágios de adaptação que alcançaram ao fim do programa.

Estudos futuros devem incluir análises da deformação longitudinal do tendão calcâneo, assim como de outras propriedades mecânicas (rigidez, elasticidade) para investigar as possíveis adaptações estruturais desta estrutura, além do estudo com amostras distintas, com maior potencial de adaptação como idosos.

Para minimizar possíveis erros de medida de AST, é proposta a utilização no futuro de um molde de marcação para garantir o posicionamento do transdutor para aquisição das imagens no pré e pós teste.

## CONCLUSÃO

Após a intervenção do alongamento estático a longo prazo, houve aumento do ângulo máximo de dorsiflexão.

Não foram encontradas mudanças no torque e força passivos máximos, na AST do tendão e na tensão do tendão calcâneo o que sugere que outras adaptações estruturais do tendão tenham ocorrido, ou que a variação da AST tenha sido relativamente pequena para o ganho de amplitude articular encontrado.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro das instituições CAPES/PROEX, CNPq, e FAPERJ, e a colaboração da Escola de Educação Física do Exército.

## REFERÊNCIAS

1-Arya, S.; Kulig, K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the

Achilles tendon. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 108. Num. 3. 2010. p.670-675. Disponível em: <http://jap.physiology.org/content/jap/108/3/670.full.pdf>

2-Blazevich, A. J.; Cannavan, D.; Waugh, C. M.; Fath, F.; Miller, S. C.; Kay, A. D. Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 113. Num. 9. 2012. p.1446-1455. Disponível em: <http://doi:10.1152/japphysiol.00882.2012>

3-Boakes, J. L.; Foran, J.; Ward, S. R.; Lieber, R. L. Muscle adaptation by serial sarcomere addition 1 year after femoral lengthening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol. 456. 2007. p.250-253. Disponível em: <http://doi:10.1097/01.blo.0000246563.58091.af>

4-Folpp, H.; Deall, S.; Harvey, L. A.; Gwinn T. Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? *Australian Journal of Physiotherapy*. Vol. 52. Num. 1. 2006. p.45-50.

5-Gajdosik, R. L.; Allred, J. D.; Gabbert, H. L.; Sonsteng, B. A. A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women. *European Journal of Applied Physiology*. Vol. 99. Num. 4. 2007. p.449-454. Disponível em: <http://doi:10.1007/s00421-006-0366-7>

6-Gajdosik, R. L.; Vander Linden, D. W.; McNair, P. J.; Williams, A. K.; Riggan, T. J. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clinical Biomechanics*. Vol. 20. Num. 9. 2005. p.973-983. Disponível em: <http://doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.05.011>

7-Guissard, N.; Duchateau, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle & Nerve*. Vol. 29. Num. 2. 2004. p.248-255. Disponível em: <http://doi:10.1002/mus.10549>

- 8-Guissard, N.; Duchateau, J. Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Vol. 34. Num. 4. 2006. p.154-158. Disponível em: <[doi:10.1249/01.jes.0000240023.30373.eb](https://doi.org/10.1249/01.jes.0000240023.30373.eb)>
- 9-Heinemeier, K.; Kjaer, M. In vivo investigation of tendon responses to mechanical loading. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. Vol. 11. Num. 2. 2011. p.115-123. Disponível em: <<http://www.ismni.org/jmni/pdf/44/05HEINEMEIER.pdf>>
- 10-Kawakami, Y.; Kanehisa, H.; Fukunaga, T. The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. Vol. 38. Num. 5. 2008. p.269-276. Disponível em: <[http://doi:10.2519/jospt.2008.2632](https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2632)>
- 11-Konrad, A.; Gad, M.; Tilp, M. Effect of PNF stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. Vol. 25. Num. 3. 2014. p. 346-355. doi:10.1111/sms.12228.
- 12-Kurokawa, S.; Fukunaga, T.; Fukashiro, S. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 90. Num. 4. 2001. p.1349-1358. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/cgi/pmidlookup?view=long&pmid=11247934>>
- 13-Lynn, R.; Talbot, J. A.; Morgan, D. L. Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 85. Num. 1. 1998. p.98-104. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/content/jap/85/1/98.full.pdf>>
- 14-Magnusson, S.; Beyer, N.; Abrahamsen, H. Increased Cross-sectional Area and Reduced Tensile Stress of the Achilles Tendon in Elderly Compared With Young Women. *Journal of Gerontology*. Vol.58A. Num. 2. 2003. p.123-127. Disponível em: <<http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/58/2/B123.full>>
- 15-Magnusson, S. P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. Vol. 8. Num. 2. 1998. p.65-77.
- 16-Magnusson, S. P.; Simonsen, E. B.; Aagaard, P.; Sørensen, H.; Kjaer, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology*. Vol. 497. Num. 1. 1996. p.291-298. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1160931/pdf/jphysiol00385-0283.pdf>>
- 17-Mahieu, N. N.; McNair, P.; De Muynck, M.; Stevens, V.; Blanckaert, I.; Smits, N.; e colaboradores. Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Vol. 39. Num. 3. 2007. p.494-501. Disponível em: <[http://doi:10.1249/01.mss.0000247004.40212.f7](https://doi.org/10.1249/01.mss.0000247004.40212.f7)>
- 18-Menegaldo, L. L.; Fleury, A. T.; Weber, H. I. Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. *Journal of Biomechanics*. Vol. 37. Num. 9. 2004. p.1447-1453. Disponível em: <[http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(03\)00480-9/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(03)00480-9/abstract)>
- 19-Nakamura, M.; Ikezoe, T.; Takeno, Y.; Ichihashi, N. Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. *European Journal of Applied Physiology*. Vol. 112. Num. 7. 2012. p.2749-2755. Disponível em: <[http://doi:10.1007/s00421-011-2250-3](https://doi.org/10.1007/s00421-011-2250-3)>
- 20-Neugebauer, J. M.; Hawkins, D. A. Identifying factors related to Achilles tendon stress, strain, and stiffness before and after 6 months of growth in youth 10-14 years of age. *Journal of Biomechanics*. Vol. 45. Num. 14. 2012. p.2457-2461. Disponível em: <[http://doi:10.1016/j.jbiomech.2012.06.027](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.027)>
- 21-Obst, S. J.; Renault, J-B.; Newsham-West, R.; Barrett, R. S. Three-dimensional deformation and transverse rotation of the human free Achilles tendon in vivo during isometric plantarflexion contraction. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 116. 2014. p.376-384.

# Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício

ISSN 1981-9900 *versão eletrônica*

Periódico do Instituto Brasileiro de Pesquisa e Ensino em Fisiologia do Exercício

[www.ibpex.com.br](http://www.ibpex.com.br) / [www.rbpfex.com.br](http://www.rbpfex.com.br)

Disponível em:  
<doi:10.1152/jappphysiol.01249.2013>

22-Peixinho, C. C.; Martins, N. S. F.; De Oliveira, L. F.; Machado, J. C. Structural adaptations of rat lateral gastrocnemius muscle-tendon complex to a chronic stretching program and their quantification based on ultrasound biomicroscopy and optical microscopic images. *Clinical Biomechanics*. Vol. 29. Num. 1. 2014. p.57-62. Disponível em: <doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.11.002>

23-Reid, D. A.; Mcnair, P. J. Passive Force, Angle, and Stiffness Changes after Stretching of Hamstring Muscles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Vol. 36. Num. 11. 2004. p.1944-1948. Disponível em: <http://doi:10.1249/01.MSS.0000145462.36207.20>

24-Rosager, S.; Aagaard, P.; Dyhre-Poulsen, P.; Neergaard, K.; Kjaer, M.; Magnusson, S. P. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. Vol. 12. Num. 2. 2012. p.90-98.

25-Stenroth, L.; Peltonen, J.; Cronin, N. J.; Sipilä, S.; Finni, T. Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 113. Num. 10. 2012. p.1537-1544. Disponível em: <http://doi:10.1152/jappphysiol.00782.2012>

26-Vieira, M.; Lima, K. M. M.; Pereira, W. C. A.; De Oliveira, L. F. Reliability of the Achilles tendon cross sectional area measurements. *Proceedings of the 1o Biomedical Signal Analysis*. 2013. p.32-33.

27-Waugh, C. M.; Blazevich, A. J.; Fath, F.; Korff, T. Age-related changes in mechanical properties of the Achilles tendon. *Journal of Anatomy*. Vol. 220. 2012. p.144-155. Disponível em: <http://doi:10.1111/j.1469-7580.2011.01461.x>

28-Zhao, H.; Ren, Y.; Wu, Y.; Liu, S. Q., Zhang L. Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 106. 2009. p.843-849.

Disponível em:  
<http://doi:10.1152/jappphysiol.91212.2008>

2-Universidade Federal do Rio de Janeiro. Laboratório de Biomecânica Muscular, Escola de Educação Física e Desportos. Rio de Janeiro, Brasil.

E-mails dos autores:  
peixinho.carol@gmail.com  
cpeixinho@hotmail.com  
monisa\_vieira@yahoo.com.br  
lilium.oliva@gmail.com

Endereço para correspondência:  
Carolina Carneiro Peixinho  
Rua Lauro Muller 128/302, Botafogo, Rio de Janeiro, RJ.  
CEP:22290-160.  
Telefones: (21) 98896.2376 / (21) 25410118.

Recebido para publicação 04/02/2016  
Aceito em 17/04/2016