

Peixinho, CC; Alves, DS; Lacerda, RG; Vieira, TMM; Oliveira, LF
Deformação relativa e frouxidão do tendão calcanear durante mobilização articular passiva através de
ultra-sonografia por imagem

Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 12, núm. 5, septiembre-octubre, 2008, pp. 366-372
Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia
São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235016541005>

Deformação relativa e frouxidão do tendão calcanear durante mobilização articular passiva através de ultra-sonografia por imagem

Strain and slackness of achilles tendon during passive joint mobilization via imaging ultrasonography

Peixinho CC¹, Alves DS¹, Lacerda RG², Vieira TMM², Oliveira LF²

Resumo

Contextualização: O estudo do comportamento das propriedades mecânicas do tendão *in vivo* pode trazer avanços na avaliação do impacto de programas de intervenção para flexibilidade e força, nas áreas clínica e desportiva. **Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi quantificar a deformação (*strain*) e a frouxidão (*slackness*) relativas do tendão calcanear, durante mobilização passiva para quatro ângulos articulares do tornozelo e dois do joelho. **Materiais e métodos:** O deslocamento da junção miotendínea foi quantificado através de imagens ultra-sonográficas capturadas durante a mobilização passiva do tornozelo, com o auxílio de um eletrogoniômetro e um eletromiôgrafo, para garantir as angulações requeridas e a inatividade muscular, respectivamente. **Resultados:** Os valores de deformação relativa encontrados variaram de $4,28\pm2,37$ a $-0,94\pm1,58\%$ para o joelho estendido e de $2,38\pm1,63$ a $-2,32\pm2,16\%$ para o joelho fletido. **Conclusões:** Os valores encontrados ratificam os da literatura, demonstrando a participação do tendão calcanear na variação do comprimento da unidade músculo-tendão, durante movimentação passiva. Estes resultados sugerem que as propriedades mecânicas dos tecidos tendinosos afetam a relação entre o comprimento das fibras e o ângulo articular, até mesmo nesse tipo de movimento.

Palavras-chave: tendão calcanear; deformação; frouxidão; ultra-sonografia.

Abstract

Background: *In vivo* study of the mechanical behavior of tendons may bring advances in evaluating the impact of intervention programs for flexibility and strength, in clinical practice and sports. **Objective:** The aim of this study was to quantify the relative strain and slackness of achilles tendons during passive mobilization, for four ankle joint angles and two knee angles. **Methods:** The displacement of the muscle-tendon junction was quantified by means of ultrasound images acquired during passive ankle mobilization, with the aid of an electrogoniometer and an electromyograph to ensure the achievement of the required angles and muscle inactivity, respectively. **Results:** The strain values ranged from 4.28 ± 2.37 to -0.94 ± 1.58 for the fully extended knee, and from 2.38 ± 1.63 to $-2.32\pm2.16\%$ for the flexed knee. **Conclusions:** The values found in this study confirm those in the literature and demonstrate how the Achilles tendon participates in length changes in the muscle-tendon unit during passive movement. These results suggest that the mechanical properties of tendinous tissues affect the relationship between the length of muscle fibers and the joint angle, even during this type of movement.

Key words: calcanear tendon; strain; slackness; ultrasonography.

Recebido: 15/09/2007 – Revisado: 25/03/2008 – Aceito: 07/07/2008

¹Laboratório de Ultra-som, Programa de Engenharia Biomecânica, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro (PEB/COPPE/UFRJ) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil

²Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física e Desportos (EEFD), UFRJ

Correspondência para: Carolina Carneiro Peixinho, Rua Lauro Muller, 128/302, Botafogo, CEP 22290-160, Rio de Janeiro (RJ), Brasil, e-mail: peixinho.carol@gmail.com

Introdução ::::

As características mecânicas do tendão livre e da aponeurose em humanos têm sido investigadas, sobretudo em pesquisas *in vivo*¹⁻⁶. Contudo, permanecem inúmeras questões referentes às interações destas estruturas e suas propriedades durante os diferentes tipos de movimentos articulares. Sabe-se que tecidos tendinosos não são inextensíveis, como consideram alguns modelos de contração muscular, mas pelo contrário, apresentam características elásticas, exercendo a função de molas biológicas, que permitem uma interação mecânica dinâmica entre o músculo e o tendão¹⁻³. Evidências recentes demonstraram que os tecidos tendinosos apresentam complacência aumentada em uma faixa inicial de deformação de baixa sobrecarga, denominada toe region, de modo que a aplicação de uma força passiva de baixa intensidade produzida pelas fibras musculares pode deformar os tecidos⁴. Como a força passiva da unidade músculo-tendão é uma função do comprimento muscular, o grau de deformação dos tecidos tendinosos pode ser alterado de acordo com o ângulo articular e, uma vez que a força transmitida ao segmento ósseo deve ser preservada, tal deformação pode solicitar um encurtamento adicional das fibras musculares durante a contração e de acordo com o ângulo articular em que é executada⁴. Portanto, o estudo da variação do comprimento do tendão associado ao ângulo articular durante movimentos passivos é essencial para a compreensão da relação carga/comprimento (rigidez) deste tecido, para o entendimento da mecânica em condições ativas, como a estimativa da velocidade de encurtamento e o comprimento das fibras musculares⁴. A relação comprimento do tendão/ângulo articular, em condições passivas, é especialmente importante em músculos cujas fibras apresentam um comprimento pequeno, em relação ao tamanho do tendão, como o gastrocnêmio medial (GM), pois neste caso, uma dada deformação relativa corresponde a uma maior mudança absoluta de comprimento das fibras musculares⁴. A técnica da ultra-sonografia por imagem tem sido muito utilizada para determinar as propriedades mecânicas do tendão e da aponeurose em humanos *in vivo*⁵⁻⁹, por ser um método não invasivo, de fácil utilização e baixo custo relativo para obtenção de imagens de alta resolução de estruturas de diferentes tamanhos e em diferentes profundidades do corpo humano. É uma técnica que permite o acompanhamento, em tempo real, de estruturas em movimento e o pós-processamento das imagens geradas, além de evitar limitações impostas por outros métodos¹. O GM é bastante estudado, uma vez que, sendo superficial, é de fácil visualização pelas técnicas atuais de imagem de alta resolução^{5,10}, além de fazer parte de um grupamento muscular com expressiva importância funcional para a locomoção humana.

Um parâmetro muito utilizado para caracterização destes tecidos é a deformação relativa ou strain, que é determinado *in vivo*, através da análise de imagens das estruturas durante movimentos passivos e contrações voluntárias máximas isométricas^{3-5,9,11,12}. No entanto, a maioria dos estudos foi realizada durante contrações isométricas intensas e pouca atenção tem sido direcionada à medição direta do alongamento do músculo e do tendão, nos baixos níveis de tensão tipicamente relacionados ao músculo relaxado^{4,5,7}. Outro parâmetro, igualmente importante, embora menos investigado, é a frouxidão relativa do tendão ou slackness, indicado por valores negativos de deformação relativa e presente em pequenos comprimentos musculares⁴ em que o tendão se encontra “frouxo”. Herbert e Gandevia¹³ sugeriram que um maior encurtamento interno das fibras musculares e/ou um maior incremento do ângulo de penação em um comprimento muscular menor possa ser atribuído à frouxidão relativa do tendão.

As características estruturais e funcionais dos tecidos tendinosos são alteradas diante de um quadro de lesão^{7,9,14}, assim como durante o processo de recuperação conferido por um programa de reabilitação^{7,11,14-17}. Esta metodologia tem sido importante em estudos aplicados sobre efeitos do alongamento e da fadiga nas propriedades viscoelásticas do tendão, em que, além da movimentação passiva, também é solicitada a ativação muscular^{11,14-16}. É possível citar os trabalhos de Kubo, Kanehisa e Fukunaga¹¹ e Kubo et al.¹⁵, que estudaram os efeitos agudos e crônicos do alongamento passivo, intervenção comum em programas de prevenção à lesão e melhora do desempenho, através do ganho de amplitude articular, reportando que o mecanismo potencial para redução do risco de lesão, associada ao aumento da flexibilidade é conferido pela variação das propriedades viscoelásticas das unidades músculo-tendão. Mademli, Arampatzis e Walsh¹⁴ e Kubo et al.¹⁶ estudaram, por meio de metodologia similar, a influência de contrações musculares repetidas e da fadiga muscular na elasticidade do tendão, cuja aplicação é importante na prescrição de regimes de treinamento físico, tentando evidenciar a influência de variáveis, como tipo e duração da contração na magnitude de adaptação do tecido tendinoso.

O estudo das propriedades mecânicas deste tecido *in vivo* permite examinar a adaptação dos tendões e aponeuroses à atividade física e o impacto de intervenções, como programas de alongamento ou exercícios resistidos nas estruturas em questão, entender a função e diagnosticar a capacidade de desempenho da unidade músculo-tendão e obter informações relevantes referentes aos parâmetros de entrada para simulação de modelos do sistema humano.

Os objetivos deste estudo são: quantificar a deformação (strain) e a frouxidão (slackness) do tendão livre (extramuscular) do GM durante movimentos passivos da articulação do

tornozelo; e investigar as variações dos parâmetros analisados em função de diferentes ângulos articulares do joelho.

Materiais e métodos

Participaram deste estudo 11 indivíduos (cinco homens e seis mulheres) com idade (média±desvio padrão) de $23,64\pm3,56$ anos, estatura $170,36\pm7,45$ cm e massa corporal $70,36\pm14,45$ kg. Os voluntários não relatavam histórico de lesões osteomio-articulares de membros inferiores e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Este estudo foi aprovado por Comitê de Ética em Pesquisa da UFRJ (nº 03107).

Para aquisição das imagens, foi utilizado um aparelho de ultra-som (modelo EUB-405, Hitachi Medical Corporation, Tóquio, Japão), com um transdutor linear (freqüência fundamental de 7,5MHz). Foi utilizado também um gel (Ultrex-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para o acoplamento acústico e para evitar a depressão da superfície da pele. O mesmo pesquisador manuseou o aparelho durante todo o período de coleta de dados, tendo sido treinado por meio de coleta de dados, em phantoms, para testes de reproduzibilidade inter e intra-avaliador e outros testes experimentais prévios em humanos. Além disso, fez-se uso de um eletromiôgrafo de quatro canais e freqüência de amostragem de 2KHz (Miotec, Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre (RS),

Brasil), com eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall (CA), USA) e um eletrogoniômetro (Miotec, Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre (RS), Brasil).

Cada indivíduo realizou os testes duas vezes, com intervalo mínimo de 48 horas.

O protocolo consistia em o examinador mover, passivamente, a articulação do tornozelo de 75° (dorsiflexão) a 120° (flexão plantar), com intervalos de 15° (75 a 90° , 90 a 105° , 105 a 120°), com o joelho em duas posições, em extensão e em flexão de 90° . A velocidade, em torno de $2^\circ/\text{seg}$, foi orientada por um temporizador, sendo os testes conduzidos pelo mesmo avaliador, treinado por três meses. O indivíduo permanecia em decúbito ventral sobre uma maca, com os pés livres, porém o pé direito foi fixado com tiras de velcro a uma placa e o eletrogoniômetro foi posicionado, coaxialmente, na articulação do tornozelo.

Inicialmente, o eixo médio longitudinal da unidade músculo-tendão do GM foi determinado pela metodologia descrita por Narici et al.⁸, Maganaris^{6,9} e Maganaris e Paul¹². Tal protocolo consistia na geração de imagens ultra-sonográficas no plano axial, com um intervalo de dois centímetros, nas quais se realizava a identificação das bordas lateral e medial do músculo e posterior marcação na pele do ponto médio entre essas bordas. O eixo médio longitudinal do GM é assumido como a linha reta que conecta os pontos médios marcados na pele ao ponto de inserção distal do tendão calcanear, identificado também através das imagens de ultra-som. O transdutor foi então posicionado longitudinalmente ao longo deste eixo, de forma a localizar a junção miotendínea (JMT).

O comprimento do tendão do calcâneo foi definido como a distância entre seu ponto de inserção mais distal e JMT do GM direito (porção extramuscular), identificados com ultra-som. O comprimento do tendão calcanear, em repouso, era medido com o tornozelo em posição relaxada, cujo ângulo articular era anotado. A cada variação passiva da amplitude articular, nova localização da JMT era considerada para medição do comprimento do tendão correspondente. A Figura 1 mostra imagens ultra-sonográficas obtidas durante a realização do procedimento descrito, que permitiram a medição do comprimento do tendão calcanear e o cálculo de sua deformação.

A deformação relativa do tendão ou strain foi calculada como a variação do comprimento dessa estrutura (ΔP), nos ângulos medidos em relação ao comprimento de referência no ângulo de repouso $L(\alpha)^{14}$, de acordo com a equação:

$$\text{strain} = \frac{\Delta P}{L(\alpha)}, \quad \alpha = \text{ângulo de repouso}$$

Para garantir que o músculo gastrocnêmico estivesse em repouso durante a mobilização passiva do tornozelo, os eletrodos

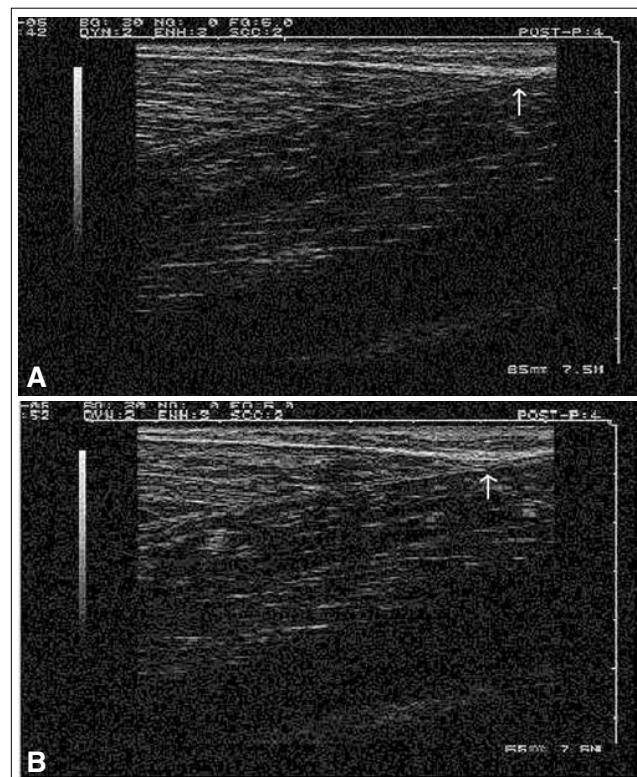


Figura 1. Posição da junção miotendínea do gastrocnêmio medial (GM) com o tornozelo a 75° e após mobilização passiva para 90° .

foram colocados sobre a região ventral do gastrocnêmio lateral (GL) direito¹⁸, para não impedir a movimentação do transdutor sobre o GM, conforme protocolo descrito por Herberet et al.⁵.

A análise estatística foi realizada no software Statistica 99 (StatSoft Inc, Tulsa (OK), USA), incluindo análise exploratória de dados e testes de hipóteses. A aderência dos dados à distribuição normal foi confirmada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. O teste *t* de Student foi aplicado para análise das diferenças entre o comprimento do tendão, em cada um dos quatro ângulos de tornozelo, e o comprimento no ângulo de repouso, assim como para as diferenças entre os valores de todos os parâmetros medidos com o joelho fletido e em extensão. O mesmo procedimento foi empregado para comparação dos resultados entre os dois dias de teste. Para análise estatística das diferenças entre as deformações relativas das quatro amplitudes de mobilização passiva, foi utilizado o teste ANOVA e o teste post-hoc de Tukey. O nível de significância adotado para todos os testes foi $p<0,05$.

A confiabilidade desta metodologia foi assegurada previamente em outros estudos similares^{13,4,9}. Foi confirmado que as variações inter e intra-avaliador para medições com ultra-som de comprimento de tecido conectivo no repouso e durante contração isométrica se situam numa faixa de 2 a 4%¹⁹.

A reproduzibilidade das medidas foi verificada através dos coeficientes de variação, que foram de 1,59, 1,02, 10,39 e 10,06%, para os ângulos de repouso com o joelho estendido e fletido, e os comprimentos do tendão com o joelho em extensão e flexão, respectivamente.

Resultados ::::.

Os resultados obtidos no primeiro e segundo dias não apresentaram diferenças significativas.

Não foi detectada atividade mioelétrica do GL durante a mobilização passiva do tornozelo.

Os valores do comprimento do tendão em repouso para o joelho estendido e fletido foram 195,72±20,77mm com um ângulo de 109,09±4,15° e 196,27±21,37mm para um ângulo de 106,63±3,90°, respectivamente, não apresentando diferença significativa para o comprimento, mas sim ao ângulo. A Tabela 1 apresenta os comprimentos do tendão nos ângulos de tornozelo analisados, nas duas posições de joelho.

A Tabela 2 apresenta a deformação relativa (strain) do tendão com o joelho fletido e estendido e a Figura 2 apresenta as dispersões dos valores de deformação relativa nas amplitudes de mobilização do tornozelo para o joelho estendido e fletido, respectivamente. Cabe ressaltar que valores positivos de deformação relativa indicam a deformação do tendão, enquanto valores negativos são indicativos de frouxidão relativa.

Tabela 1. Comprimento do tendão (mm) do gastrocnêmio medial (GM) em cada ângulo do tornozelo, para as duas posições de joelho.

	Joelho estendido	Joelho fletido
0º	195,72±20,77	196,27±21,37
75º*	204,09±21,81*	201,09±20,64*
90º	190,09±22,02*	197,72±21,20
105º	195,63±20,81	196,27±20,44
120º	193,81±20,19	191,90±18,90*

0º=ângulo articular para medida do comprimento de repouso; * =diferença estatística em relação ao comprimento de repouso ($p<0,05$); #=diferença estatística entre as posições de joelho ($p<0,05$).

Tabela 2. Deformação relativa ou strain (%) do tendão do gastrocnêmio medial (GM) em cada ângulo do tornozelo, para as duas posições de joelho.

	Joelho estendido	Joelho fletido
75º*	4,28±2,37	2,38±1,63
90º	1,68±1,66 ^{a,b}	0,31±1,57 ^b
105º	-0,33±1,38 ^a	-0,20±1,93 ^{a,b}
120º	-0,94±1,58 ^a	-2,38±2,16 ^a

a=diferença significativa em relação a 75º ($p<0,05$); b=diferença significativa em relação a 120º ($p<0,05$); #=diferença estatística entre as posições de joelho ($p<0,05$).

Discussão ::::.

Os valores do presente estudo para comprimento de repouso do tendão (195,7±20,7mm) se encontram dentro da faixa de valores médios apresentados na literatura, com metodologia de medida similar; 178±24mm⁴, 190±30mm¹⁰, 225±20mm⁶ e 240,3±39,9mm²⁰. Parte das variações encontradas pode ser explicada pela diferença de estatura dos grupos analisados, sugerindo comprimentos de perna diferentes, já que os indivíduos apresentavam as demais características semelhantes. Como exemplo, os indivíduos analisados por Arampatzis et al.²⁰ apresentaram estatura média de 185±6cm, mais elevada do que a do presente estudo, apresentando valores de comprimento do tendão em repouso também mais elevados. Já Herbert et al.⁵ relataram valores bem superiores de comprimento de repouso (302±28mm). Neste caso, a diferença pode ter sido decorrente de questões metodológicas, pois o comprimento de repouso do tendão do GM foi estimado por meio da subtração da variação do comprimento dos fascículos (determinada por ultra-som) da variação total da unidade miotendínea, baseada em dados antropométricos de cadáveres. Estas diferenças apontam para a importância, em estudos comparativos de deformação relativa do tendão, da análise da metodologia empregada para cálculo deste parâmetro.

Valores de deformação relativa de tecidos tendinosos são reportados na literatura para animais e humanos *in vitro*,

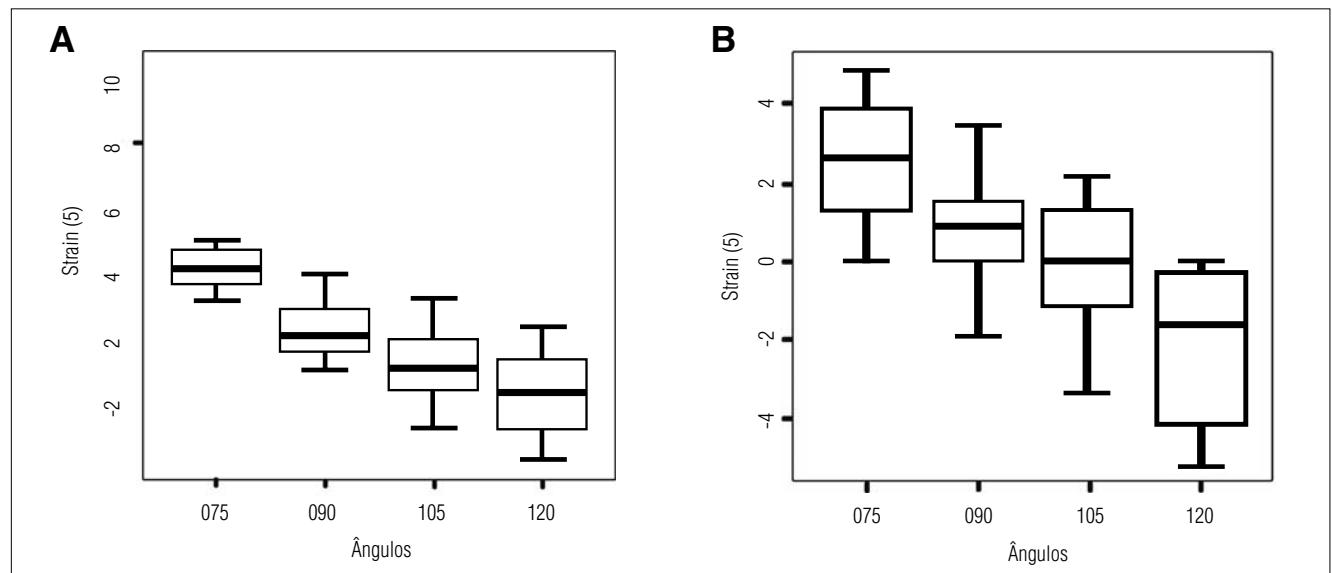


Figura 2. Boxplots da deformação relativa ou strain do tendão do gastrocnêmio medial (GM) em cada ângulo do tornozelo para o joelho estendido (A) e para o joelho fletido -90° (B). É perceptível, pela figura, o padrão de redução do strain (%) com o aumento dos ângulos articulares, para as duas posições de joelho.

variando entre 2 e 12%¹. Alguns exemplos são: 2% para o gastrocnêmio de sapos²¹ e $3,68 \pm 0,31\%$ para tendões do punho de cadáveres humanos²². Em estudos *in vivo*, a deformação relativa do tendão calcanear tem sido quantificada, majoritariamente, durante contrações isométricas voluntárias máximas. Como exemplo, Arampatzis et al.²⁰ relataram deformação relativa de $4,72 \pm 1,85\%$, Magnusson et al.²³ de $4,4 \pm 5,6\%$, Muramatsu et al.³ de $5,1 \pm 1,1\%$, Kubo, Kanehisa e Fukunaga et al.⁷ de $5,2 \pm 1,4\%$ e Muraoka et al.²⁴ de $5,3 \pm 1,6\%$. Embora apresentem algumas diferenças metodológicas, estes estudos reportam valores similares para a deformação relativa nestas condições (em torno de 5%), os quais são maiores do que os apresentados no presente estudo. O valor inferior encontrado neste estudo pode ser atribuído à diferença do tipo de atividade muscular empregada, pois, em contração voluntária máxima, o músculo, ao produzir força, se encurta, tracionando o tendão²⁵. Além disso, Herbert et al.⁵ sugerem que, quando músculos em repouso são alongados, a maior parte do aumento no comprimento total da unidade ocorre no tendão (mesmo sem a ação de tração da musculatura), apesar de os valores médios de deformação relativa serem menores do que em movimentos ativos. Os autores também sugerem que a porção extramuscular do tendão calcanear torna-se frouxa ou muito complacente quando o tornozelo é passivamente levado à dorsiflexão, o que não ocorre durante a flexão plantar passiva, algo sustentado pelos resultados de deformação e frouxidão relativa, encontrados no presente estudo. Poucos dados são encontrados na literatura com medições durante movimentação passiva. Os resultados de deformação relativa no presente estudo (4,28, 1,68, -0,33 e -0,94% para os ângulos de 75, 90, 105 e 120°) estão de acordo

com os de Muraoka et al.¹⁰, que, nos ângulos do tornozelo de 120, 110, 100, 90 e 85°, descreveram valores de deformação relativa de -2,6, -0,5, 0,6, 1,4 e 1,8%, respectivamente. Os testes foram realizados com o joelho estendido e o comprimento de repouso do tendão foi medido com a articulação do tornozelo na angulação média de $106 \pm 5^\circ$, similarmente ao presente estudo. Os valores apresentados neste estudo ratificam outro estudo do mesmo grupo⁴, em que os valores de deformação relativa, durante movimentos passivos, para os ângulos de 83 e 126°, foram de $2,4 \pm 1,0\%$ e $-3,5 \pm 1,6\%$, respectivamente. A diferença no valor máximo de deformação relativa encontrado pode ser justificada pelo uso de um maior ângulo de dorsiflexão máxima do que o utilizado pelos demais autores, o que provocaria uma maior deformação relativa, não só da estrutura tendinosa, como de toda a unidade músculo-tendão. Muraoka et al.⁴ sugerem que esta característica de deformação, ratificada pelo presente estudo, pode conferir ao tendão calcanear uma função de absorvedor de choques em movimentos de alto impacto, devido à sua complacência, pois permite a adaptação a mudanças de comprimento durante estes movimentos. No entanto, outra característica importante é a frouxidão relativa do tendão, que, se ausente, prejudicaria esta função em comprimentos musculares muito pequenos, pois o potencial de produção de força é baixo nestas condições⁴.

O valor médio de frouxidão relativa encontrado neste estudo com o tornozelo em 120° e joelho estendido ($-0,94 \pm 1,58\%$) foi inferior ao reportado na literatura, sendo aproximadamente -2,6 e -3,5%, para os dois estudos realizados nesta mesma condição (joelho estendido e ângulo de repouso)^{4,10}. Este fato pode ser decorrente de diferenças metodológicas entre os trabalhos.

Muraoka et al.^{4,10} quantificaram a fruixidão relativa através do processamento das imagens ultra-sonográficas digitalizadas, considerando a subtração entre os deslocamentos dos pontos de inserção distal do tendão e da junção miotendínea, o que poderia aumentar a deformação total. Outra questão metodológica pode estar relacionada com a mobilização cíclica da articulação do tornozelo para um pré-aquecimento, o que poderia também levar a um aumento da deformação relativa do tendão. Para o joelho em flexão, a fruixidão relativa resultou em um valor médio de $-2,32 \pm 2,16\%$ para o tornozelo em 120° , indicando valores maiores do que com o joelho estendido, embora com resultados estatísticos marginais ($p=0,07$). Apesar de não terem sido encontrados dados em condições similares na literatura, este resultado é esperado, uma vez que o gastrocnêmio, nesta posição de joelho, apresenta redução de seu comprimento e ausência de tensão passiva, o que é confirmado pelo fato de o comprimento de repouso ter sido atingido em diferentes ângulos articulares com o joelho estendido e fletido: $109,09 \pm 4,15^\circ$ e $106,63 \pm 3,90^\circ$, respectivamente. Este resultado é também corroborado pelos valores encontrados para a deformação relativa e comprimento do tendão no ângulo de 75° de tornozelo, em que foi observada a relação inversa, ou seja, valores significativamente maiores com o joelho estendido ($4,28 \pm 2,37\%$ e $204,09 \pm 21,81\text{mm}$ para deformação e comprimento, respectivamente) em comparação ao joelho fletido ($2,38 \pm 1,63\%$ e $201,09 \pm 20,64\text{mm}$). Riener e Edrich²⁶ apóiam estes resultados, pois observaram o momento nulo no tornozelo em uma posição de menor flexão plantar, quando o joelho estava fletido em 60° , o que pode ser explicado pelo fato de que o torque passivo articular é dependente das propriedades dos tecidos circundantes^{4,10}.

Os resultados apresentados apóiam a sugestão de estudos previos^{2,3} sobre a importância da padronização do ângulo articular considerado para referência de comprimento de repouso do tendão, que deve garantir ausência de deformação. Os estudos apresentados utilizam para 0% de deformação relativa o comprimento do tendão, quando o momento passivo é nulo. Um desvio desta padronização resultaria numa relação distinta de carga-deformação dos tecidos tendinosos e tornaria difícil a comparação apropriada de resultados entre diferentes estudos. Adotar a posição anatômica neutra (90°) como referência pode acarretar erros de medida de deformação relativa, uma vez que, como mostrado neste estudo, com o joelho em extensão, o tendão já apresenta algum grau de deformação.

O uso da metodologia deste estudo permitirá o acompanhamento de programas de reabilitação que envolvam exercícios de alongamento e fortalecimento muscular, como já reportados por Kubo, Kanehisa e Fukunaga¹¹ e Kubo et al.¹⁵⁻¹⁷.

Os autores relataram redução da viscosidade e aumento da elasticidade do tendão imediatamente após alongamento passivo, sustentado por dez minutos, com diferença significativa nos valores de deformação relativa antes ($8,1 \pm 1,6\%$) e depois ($8,6 \pm 1,7\%$) do alongamento¹⁵. Em um outro estudo, conduzido pelo mesmo grupo de pesquisadores, observou-se que contrações musculares repetidas levaram a uma alteração da complacência e da deformação do tendão, sugerindo que a elasticidade poderia ser alterada pela duração da ação e não pelo nível de força ou tipo de ação muscular¹⁶. Enfim, Muraoka et al.²⁴, através de metodologia similar, correlacionaram positivamente ($r=0,39$) a força muscular e a deformação relativa ($5,3 \pm 1,6\%$) do tendão calcanear, sugerindo que indivíduos com níveis maiores de força conseguem armazenar mais energia elástica no tendão, e indicando a possibilidade e necessidade de investigação da adaptação das propriedades do tendão ao treinamento de força.

No entanto, as alterações plásticas resultantes de programas, que visam efeitos a longo prazo, assim como as de correntes durante a mobilização articular passiva, ainda não foram investigadas, ratificando o potencial de aplicação da técnica descrita.

Conclusões ::::

O presente estudo descreveu valores de deformação (strain) e fruixidão (slackness) relativas do tendão calcanear por meio da técnica de análise de imagens ultra-sonográficas, durante mobilização articular passiva do tornozelo. Os valores encontrados ratificam os da literatura, demonstrando a participação do tendão calcanear na variação do comprimento da unidade músculo-tendão durante movimentação passiva. Considerando que o comprimento do tendão do GM se altera durante movimentos articulares passivos, pode ser concluído que as propriedades mecânicas dos tecidos tendinosos mudam quantitativamente a razão entre o comprimento das fibras e o ângulo articular, afetando a mecânica muscular, como o potencial de produção de força, velocidade de encurtamento e relação carga/comprimento (rigidez), até mesmo nesse tipo de movimento.

O método de análise empregado apresentou resultados similares aos encontrados na literatura, como referência para mesmas condições de teste, sendo razoável assumir que o método apresenta potencial para aplicação no acompanhamento do impacto de programas de alongamento e exercícios resistentes nas estruturas tendinosas do corpo humano, prescritos tanto em pesquisas quanto em acompanhamentos clínicos, nas áreas clínica e desportiva.

Referências bibliográficas ::::

- Magnusson SP, Hansen P, Aagaard P, Brønd J, Dyhre-Poulsen P, Bojsen-Møller J et al. Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, *in vivo*. *Acta Physiol Scand*. 2003;177(2):185-95.
- Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol*. 1999;521 (Pt 1):307-13.
- Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y, Fukunaga T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *J Appl Physiol*. 2001;90(5):1671-8.
- Muraoka T, Muramatsu T, Takeshita D, Kawakami Y, Fukunaga T. Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion. *Cells Tissues Organs*. 2002;171(4):260-8.
- Herbert RD, Moseley AM, Butler JE, Gandevia SC. Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J Physiol*. 2002;539(Pt 2):637-45.
- Maganaris CN, Paul JP. Tensile properties of the *in vivo* human gastrocnemius tendon. *J Biomech*. 2002;35(12):1639-46.
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon *in vivo*. *Clin Biomech*. 2005;20(3):291-300.
- Narici MV, Binzoni T, Hillbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol*. 1996;496(pt 1):287-97.
- Maganaris CN. Tensile properties of the *in vivo* human tendinous tissue. *J Biomech*. 2002;35(8):1019-27.
- Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Influence of tendon slack on electromechanical delay in the human medial gastrocnemius *in vivo*. *J Appl Physiol*. 2004;96(2):540-4.
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures *in vivo*. *J Appl Physiol*. 2002;92(2):595-601.
- Maganaris CN, Paul JP. Load-elongation characteristics of *in vivo* human tendon and aponeurosis. *J Exp Biol*. 2000;203(Pt 4):751-6.
- Herbert RD, Gandevia SC. Changes in pennation with joint angle and muscle torque: *in vivo* measurements in human brachialis muscle. *J Physiol*. 1995;484(Pt 2):523-32.
- Mademli L, Arampatzis A, Walsh M. Effect of muscle fatigue in the compliance of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Biomech*. 2006;39(3):426-34.
- 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(2):520-7.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity *in vivo*. *J Appl Physiol*. 2001;91(1):277-82.
- Kubo K, Akima H, Kouzaki M, Ito M, Kawakami Y, Kanehisa KH et al. Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2000;83(6):463-8.
- Freriks B, Hermans HJ, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361-74.
- Maganaris CN, Kawakami Y, Fukunaga T. Changes in aponeurotic dimensions upon muscle shortening: *in vivo* observations in man. *J Anat*. 2001;199(Pt 4):449-56.
- Arampatzis A, Stafilidis S, DeMonte G, Karamnidis K, Morey-Klapsing G, Brüggemann GP. Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J Biomech*. 2005;38(4):833-41.
- Trestik CL, Lieber RL. Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *J Biomech Eng*. 1993;115(3):225-30.
- Loren GJ, Lieber RL. Tendon biomechanical properties enhance human wrist muscle specialization. *J Biomech*. 1995;28(7):791-9.
- Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis *in vivo*. *J Physiol*. 2001;531(Pt 1):277-88.
- Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *J Appl Physiol*. 2005;99(2):665-9.
- Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol*. 1993;74(6):2740-4.
- Riener R, Edrich T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*. 1999;32(5):539-44.