



MÓDULO DE CISALHAMENTO DO TRÍCEPS SURAL DE JOVENS APÓS UMA SESSÃO DE ALONGAMENTO

Maria Clara Albuquerque Brandão

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2021

MÓDULO DE CISALHAMENTO DO TRÍCEPS SURAL DE JOVENS APÓS
UMA SESSÃO DE ALONGAMENTO

Maria Clara Albuquerque Brandão

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Aprovada por: Prof. Liliam Fernandes de Oliveira

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Prof. Luís Eduardo Maggi

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2021

Brandão, Maria Clara Albuquerque

Módulo de cisalhamento do tríceps sural de jovens, após uma sessão de alongamento/ Maria Clara Albuquerque Brandão. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021.

IX, 34 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2021.

Referências Bibliográficas: p. 30-34.

1. Elastografia *SuperSonic ShearWave Imaging*.
2. Alongamento. 3. Tendão Calcâneo. I. Oliveira, Liliam Fernandes de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Esses dois últimos anos que se passaram não foram fáceis, certo dia me senti sozinha, sem luz e sem fé. Então, fui em busca da palavra de Deus, abri a Bíblia exatamente em Joel 3:15-16, que diz: *“O sol e a lua se enegrecerão, e as estrelas retirarão o seu resplendor. E o Senhor bramará de Sião, e de Jerusalém fará ouvir a sua voz; e os céus e a terra tremerão; mas o Senhor será o refúgio do seu povo e a fortaleza dos filhos de Israel.”* Nesse momento o Senhor renovou a minha fé, me mostrou que eu não estava sozinha. Eu só tenho que agradecer pelo seu refúgio, por ser a minha fortaleza, por renovar as minhas energias. A sua luz faz com que a minha jornada seja iluminada e leve. Obrigada, meu Deus!

À minha família, por todo o suporte e apoio em minhas decisões profissionais, vocês são fundamentais, não tenho palavras para agradecer a vocês. Sempre serei grata aos meus pais, André e Beatriz, e as minhas irmãs, Maria Júlia e Maria Eduarda, pelos ensinamentos e valores repassados ao longo desses anos.

À orientadora Liliam Fernandes de Oliveira, que sempre acreditou em mim desde do princípio e está me orientando há mais de 5 anos. Professora, agradeço a sua paciência, orientações e conselhos. Nesse tempo, aprendi com a senhora que parece que nunca vai dar tempo, mas que no fim vai dar tempo mesmo assim. Brincadeiras à parte, a senhora é inspiração diária para todos, só tenho que agradecer por ter tido a honra de ser sua orientanda.

À minha amiga e parceira de laboratório, Gabriela Teixeira, pela paciência, parceria, amizade, pelos infinitos dias de coletas, protocolos longos, risadas, estudos juntas e pelos pequenos surtos às sextas-feiras na nossa caverna. Que a nossa amizade e parceria continue fora do laboratório.

Aos meus colegas do Laboratório de Biomecânica, Kristy, Lino, Vivi, Ecard, Hélio e Vinícios que sempre estiveram dispostos a ajudar e colaborar dentro e fora do laboratório. E todos aqueles que eu convivi e que contribuíram para a minha formação profissional e pessoal. As nossas trocas diárias de pensamentos, ideias e até mesmo aqueles desabafos são fundamentais para a nossa evolução.

Aos meus amigos do PEB, Mário e Gustavo Torturella, pelas várias noites de estudos no LUS.

Aos professores do PEB, pelos ensinamentos e orientações ao longo desses 2 anos.

Aos voluntários que participaram dessa pesquisa, pela contribuição e disponibilidade.

Às agências de fomento FAPERJ e CNPq, pelas bolsas de estudos. E a FINEP pelo financiamento dos instrumentos utilizados nessa dissertação.

*“Porque sou eu que conheço os planos
que tenho para vocês, diz o Senhor,
planos de fazê-los prosperar e não de
causar dano, planos de dar a vocês
esperança e um futuro”
Jeremias 29:11*

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

MÓDULO DE CISALHAMENTO DO TRÍCEPS SURAL DE JOVENS, APÓS UMA SESSÃO DE ALONGAMENTO

Maria Clara Albuquerque Brandão

Fevereiro/2021

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Programas de alongamento são frequentemente utilizados para reduzir ou evitar o risco de lesões, além de promover ganho de flexibilidade. A técnica de elastografia dinâmica *Supersonic Shearwave Imaging* (SSI) foi utilizada para analisar o módulo de cisalhamento (μ) do tecido tríceps sural, *in vivo*, após uma sessão de alongamento. Alguns estudos analisaram o μ apenas do gastrocnêmio medial (GM) e gastrocnêmio lateral (GL) após uma sessão de alongamento, e somente um estudo analisou o μ para o tendão calcâneo (TC), sem analisar o GM e GL. Portanto, o objetivo do estudo é analisar o μ do GM, do GL e do TC imediatamente após uma sessão de alongamento dos flexores plantares. Vinte jovens saudáveis realizaram dois exercícios de alongamento para o tríceps sural, com 3 séries de um minuto para cada exercício. A amplitude de movimento (ADM) da dorsiflexão, assim como as imagens elastográficas, para GM, GL e TC foram medidas pré e pós alongamento. Após a sessão, houve aumento significativo na ADM (p-valor = 0,002; média pré: 32,80°; média pós: 37,45°), e diferenças significativas no μ foram observadas para os músculos e TC (GM pré: $6,17 \pm 1,78$ kPa; pós: $6,97 \pm 2,11$ kPa; p = 0,026. GL pré: $4,97 \pm 1,55$ kPa; pós: $5,99 \pm 3,04$ kPa, p = 0,043. TC pré: $117,56 \pm 22,08$ kPa; pós = $99,25 \pm 32,84$ kPa; p = 0,012). Concluímos que o protocolo de alongamento aplicado resultou em um aumento significativo da ADM e alterações nas propriedades mecânicas dos músculos GL e GM e para o TC.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

SHEAR MODULUS OF TRICEPS SURAE AFTER A STRETCH SESSION

Maria Clara Albuquerque Brandão

February/2021

Advisor: Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Stretching programs are frequently used in order to reduce or avoid the risk of injury, in addition to promoting a gain in flexibility. Dynamic elastography technique Supersonic ShearWave Imaging (SSI) was used to analyze the changes in the shear modulus (μ) of the triceps surae tissue, *in vivo*, after an acute stretching session. Some studies have analyzed the μ only of the medial gastrocnemius (MG) and lateral gastrocnemius (LG) after a stretch session, and one study analyzed the μ for Achilles Tendon (AT), without analyzing the GM and GL. Therefore, the aim of the study is to analyze the μ of the MG, LG and the AT immediately after a stretch session of the plantar flexors. Twenty healthy young performed two stretching exercises for the triceps surae, and 3 sets of one minute were performed for each exercise. Range of motion (ROM) was measured Pre and post stretching, as well as the elastographic images, for GM, GL and AT. After a stretch session there was a significant increase in ROM (p-value = 0.002; mean pre: 32.80°; mean post: 37.45°), however, significant difference in μ was observed for the muscles and tendon structures (GM mean pre: 6.17 \pm 1.78 kPa, mean post: 6.97 \pm 2.11 kPa, p = 0.026. LG mean pre: 4.97 \pm 1.55 kPa, mean post: 5.99 \pm 3.04 kPa, p = 0.043. AT mean pre: 117.56 \pm 22.08 kPa, mean post = 99.25 \pm 32.84 kPa, p = 0.012). We concluded that the stretching protocol applied in this study resulted in a significant increase in the range of motion and changes in the mechanical properties of the triceps surae muscle and TC.

Sumário

1	Introdução	1
2	Objetivo	4
2.1	Objetivo Geral.....	4
2.2	Objetivo Específico.....	4
3	Revisão Bibliográfica	5
3.1	Tipos de Alongamento	5
3.2	Elastografia SSI.....	6
3.3	Elastografia e Alongamento no GM e GL	9
3.4	Elastografia e Alongamento no TC.....	10
4	Materiais e Métodos.....	11
4.1	Procedimentos Gerais	11
4.2	Imagens Elastográficas	11
4.3	Análise do Módulo de Cisalhamento	15
4.4	Amplitude de Movimento Máxima.....	17
4.5	Sessão de Alongamento	18
4.6	Análise Estatística	19
5	Resultados.....	21
6	Discussão	24
7	Conclusão.....	29
8	Referências.....	30

LISTA DE SIGLAS

ADM	Amplitude de movimento
CCI	Coeficiente de correlação intraclasse
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós Graduação e Pesquisa de Engenharia
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EMG	Eletromiografia
GL	Gastrocnêmio lateral
GM	Gastrocnêmio medial
MI	Membro inferior
MSK	<i>Muscleskeletal</i>
ROI	Região de interesse
SSI	<i>Supersonic shearwave imaging</i>
TC	Tendão calcâneo
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
μ	Módulo de Cisalhamento

1 Introdução

Programas de alongamento são utilizados frequentemente no intuito de promover um ganho de flexibilidade e reduzir ou evitar o risco de lesões, apesar de evidências científicas inconclusivas. Podendo contribuir para uma melhora na execução de movimentos funcionais e auxiliando no desempenho esportivos (FOLPP, 2006; MAGNUSSON, 1996 e 1998). Uma das variáveis relacionadas à eficiência do programa de alongamento é a amplitude de movimento (ADM) máxima, que pode ser medida por diferentes técnicas, utilizando a goniometria, cinemetria, sensores inerciais ou com medidas de amplitude de dinamômetros isocinéticos. O aumento da ADM máxima após uma sessão de alongamento tem sido explicada por mecanismos neurofisiológicos, como o aumento da tolerância à dor (THOMAS *et al.*, 2018) e/ou por alterações mecânicas transientes do tecido (NAKAMURA *et al.*, 2001; MORSE *et al.*, 2008; HERBERT *et al.*, 2002), muito embora nenhum desses mecanismos tenha sido totalmente esclarecido até o presente.

O tendão calcâneo (TC) é uma estrutura com alto índice de acometimentos de lesão, dessa forma programas de alongamento são frequentemente aplicados para o tríceps sural, visando a diminuição do risco de lesão, embora, também faltem evidências científicas sobre o impacto do alongamento nas alterações do tecido. É sabido que as propriedades mecânicas desse tecido afetam a eficiência da locomoção e aumentam a predisposição para novas lesões (OOI *et al.*, 2015; BUTLER & DOMINY, 2016), e essa técnica apresenta-se como um boa intervenção para a manutenção e/ou recuperação da funcionalidade do TC (BEHM *et al.*, 2015).

Para avaliar essas variações nas propriedades mecânicas do TC *in vivo* é utilizada a ultrassonografia em conjunto com a dinamometria isocinética. A partir da mobilização articular passiva do tornozelo, são quantificadas algumas variáveis como: deslocamento da junção miotendínea do gastrocnêmio medial (GM); comprimento do fascículo muscular; área de secção transversa do TC; curva torque-ângulo; braço de força do TC. A partir dessas variáveis é possível estimar algumas propriedades mecânicas como: o índice de rigidez (ABELLANEDA *et al.*, 2009; NAKAMURA *et*

al., 2001), o módulo de elasticidade do tecido (ZHAO *et al.*, 2009) e o módulo tangente (OLIVEIRA *et al.*, 2016).

Estudos investigaram as alterações do índice de rigidez do TC após alongamento estático, entretanto, os resultados são controversos. Foi encontrada uma diminuição significativa na rigidez do tendão calcâneo, após uma série de alongamento estático (BURGESS *et al.*, 2009; KATO *et al.*, 2002; KUBO *et al.*, 2002), enquanto outros (NAKAMURA *et al.*, 2012) encontraram um aumento significativo desse índice, após alongamento estático. Esses resultados podem ser explicados, em parte, pelas limitações e complexidades do protocolo de medição, com várias fontes de erro (SEYNNES *et al.*, 2015).

A elastografia dinâmica *Supersonic Shearwave Imaging* (SSI) é uma técnica de imagem que quantifica o módulo de cisalhamento (μ) do tecido *in vivo*, de forma não-invasiva e em tempo real (30 milissegundos) (BERCOOF *et al.*, 2004; GENNISSON *et al.*, 2013). Essa técnica inicia-se a partir do modo *pushing*, que consiste na emissão focalizada de forças de radiação acústicas de alta intensidade em diferentes profundidades do tecido, gerando ondas transversais (BAMBER *et al.*, 2013; SHIINA *et al.*, 2013). Em seguida, o modo *pushing*, outros elementos piezoelétricos do transdutor atuam no modo *imaging*, calculando de forma ultra-rápida (2 milissegundos e frequência de 30 kHz) a velocidade de descolamento destas ondas de cisalhamento (c_s) (BAMBER *et al.*, 2013; SHIINA *et al.*, 2013). Assumindo o meio isotrópico, puramente elástico e considerando a densidade do tecido biológico (ρ) de 1010 kg/m³, o módulo de cisalhamento é estimado:

$$\mu = \rho \cdot c_s^2 \text{ (kPa)} \quad (1)$$

A elastografia SSI inicialmente foi aplicada para os tecidos isotrópicos, como a mama e o fígado (COSGROVE *et al.*, 2012; BAVU *et al.*, 2011), e, posteriormente começou a ser utilizada para músculos e tendões, que apresentam características anisotrópicas e heterogêneas. A viscosidade presente no tecido atenua as ondas de cisalhamento (DEFFIEUX *et al.*, 2009), desse modo, estudos de confiabilidade e validação foram realizados (EBY *et al.*, 2013; LIMA *et al.*, 2019).

Para a arquitetura muscular penada, como os gastrocnêmios, Lima *et al.* (2019) verificaram que ângulos de penação inferiores à 20,8°, não geram interferências

significativas na atenuação das ondas de cisalhamento. A técnica SSI apresenta boa confiabilidade para analisar músculos superficiais e tendões, além de ser uma excelente ferramenta para acompanhar intervenções após treinamentos de força e de reabilitação.

Estudos utilizando a técnica da elastografia SSI verificaram alterações no μ do tecido após uma sessão de alongamento para o GM e gastrocnêmio lateral (GL) (AKAGI & TAKAHASHI, 2013; NAKAMURA *et al.*, 2014; TANIGUCHI *et al.* 2015) e apenas um estudo analisou o μ para o TC (CHIU *et al.*, 2016). Nakamura *et al.* (2014) analisaram somente o GM e encontraram diminuições significativas no μ após 2 minutos do término do alongamento realizado no dinâmetro isocinético. Enquanto, Akagi e Takahashi (2013) e Taniguchi *et al.* (2015) não encontraram resultados significativos para os músculos GM e GL, e, ambos não analisaram o TC. Por fim, apenas o estudo de Chiu *et al.* (2016) analisou o μ do TC após o alongamento, e verificaram um aumento significativo do μ para o membro inferior (MI) não dominante após uma sessão de alongamento (CHIU *et al.*, 2016), mas os músculos gastrocnêmios não foram medidos.

Existem lacunas científicas sobre os mecanismos que promovem ao ganho da amplitude articular após uma sessão de alongamento. Pode ocorrer uma adaptação neural, traduzindo-se por uma maior tolerância ao desconforto (WEPLER & MAGNUSSON, 2010) e/ou acontecer uma mudança tecidual transiente de redução da rigidez (NAKAMURA *et al.*, 2014). Deste modo, a técnica de elastografia se apresenta como uma ferramenta confiável para analisar as alterações do tendão e músculos após uma série de alongamento estático ativo. Adicionalmente, não foram encontrados estudos utilizando a técnica de elastografia para analisar o μ das estruturas GM e GL, juntamente com o TC imediatamente após uma sessão de alongamento estático ativo. Portanto, o objetivo deste estudo é analisar o μ do tendão calcâneo e dos músculos gastrocnêmios medial e lateral de jovens, após uma sessão de alongamento estático ativo.

2 Objetivo

2.1 Objetivo Geral

Analisar o módulo de cisalhamento do tendão calcâneo e dos músculos gastrocnêmio medial e lateral de jovens, após uma sessão de alongamento estático ativo para essas estruturas.

2.2 Objetivo Específico

- Comparar o módulo de cisalhamento do tendão calcâneo e dos músculos gastrocnêmio medial e lateral, antes e imediatamente após a sessão de alongamento.
- Comparar a ADM máxima e o torque passivo máximo da dorsiflexão antes e imediatamente após a sessão de alongamento.
- Calcular a variação percentual do GM, GL, TC, ADM máxima e torque passivo máximo antes e imediatamente após a sessão de alongamento.
- Correlacionar a variação percentual da ADM máxima com a variação percentual do torque passivo máximo antes e imediatamente após a sessão de alongamento.

3 Revisão Bibliográfica

É possível encontrar diversos programas de alongamentos, no entanto, há diferentes tipologias descritas na literatura (WILKINSON, 1992; KONRAD *et al.*, 2017). Para verificar as possíveis alterações nas propriedades mecânicas do tecido após o alongamento, alguns autores utilizaram da técnica elastografia, uma vez que, a ferramenta apresenta boa confiabilidade para analisar as alterações dos tecidos após intervenções clínicas, de reabilitação, de treinamentos de forças e alongamentos.

Dessa forma, será feita uma breve revisão de estudos sobre as tipos de alongamento, a técnica da elastografia dinâmica com o equipamento Aixplorer® e sua aplicação para analisar o efeito do alongamento estático ativo no TC, GM e GL.

3.1 Tipos de Alongamento

Geralmente, o alongamento pode ser de 4 tipos: estático ativo, estático passivo, balístico e facilitação neuromuscular proprioceptiva.

O alongamento estático ativo é uma técnica de tensão isométrica aplicada lentamente a um músculo, no qual o indivíduo mantém na sua maior amplitude por um determinado período de tempo, apresentando um menor risco de lesão (WILKINSON, 1992). Enquanto o alongamento estático passivo, o indivíduo tem um auxílio de uma pessoas ou equipamento mater na maior amplitude.

No alongamento balístico para alongar os músculos, utiliza-se o balanço corporal de maneira rítmica, ocasionando um rápido aumento de tensão através do reflexo miostático. O uso do alongamento balístico é baixo pois pode causar rupturas e estiramentos no tecido (WILKINSON, 1992).

Por fim o alongamento por facilitação neuromuscular proprioceptiva tem o objetivo de realizar pequenas contrações isométricas no músculo antes que o mesmo execute o alongamento estático passivo ou ativo. O objetivo de utilizar a contração isométrica no início é inibir a contração muscular involuntária, que ao ser realizada aumenta da tensão tendínea. Dessa forma, o órgão tendinoso de Golgi é estimulando a inibir os músculos nos quais agrupa, obtendo o relaxamento da musculatur. Com isso,

teoricamente, a atividade muscular reflexa é diminuída e, subsequentemente, aumenta a ADM articular (MAGNUSSON *et al.*, 1996).

Todos os quatro tipos de alongamento levam a um aumento na ADM máxima, sendo que as variáveis como intensidade, duração, frequência e postura, são fundamentais para que o alongamento seja capaz de influenciar a ADM máxima de uma articulação (THOMAS *et al.*, 2018).

Nesse estudo, será utilizado o alongamento estático, método com reduzido risco de lesão e muito empregado em clínicas e academias, além do mais, é eficaz para o aumento da ADM máxima de dorsiflexão e apresenta facilidade para a sua aplicação e controle.

3.2 Elastografia SSI

Em seu processamento de dados o sistema ultrassônico da SSI opera em dois modos, o *pushing* e o *imaging* (Figura 1). No modo *pushing*, elementos piezoelétricos do transdutor emitem eletronicamente de modo focalizado, uma força de radiação acústica (FRA) ou *push* em profundidades distintas e sucessivas em um tempo de duração de aproximadamente 100 μ s. Em seguida, outros elementos piezoelétricos do transdutor atuam no modo *imaging*, gerando de maneira ultra-rápida imagens de referência do meio estudado (BERCOFF *et al.*, 2004).

A partir da emissão de FRA no meio, são geradas vibrações no tecido, originando as ondas de cisalhamento em sentidos opostos e em diferentes profundidades. As mesmas são de formato esféricas e se interferem, gerando o chamado cone de *Match* que se propaga em sentidos opostos, formando duas frentes de onda de cisalhamento (Figura 1). Por fim, o sistema volta a operar no modo *imaging*, com o transdutor atuando em 3 a 6 kHz de frequência de repetição de pulsos (3000 a 6000 imagens por segundo), com duração de aproximadamente 20 ms, para monitorar o deslocamento da onda de cisalhamento no meio (BERCOFF *et al.*, 2004).

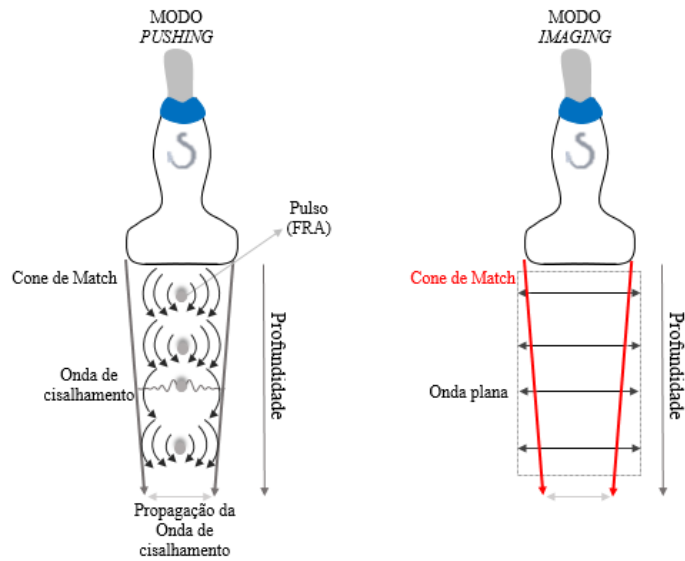


Figura 1. Ilustração dos modos *pushing* e *imaging* da técnica SSE.

Após o processamento da velocidade de deslocamento da onda de cisalhamento, o equipamento considera o meio isotrópico, com a densidade do tecido biológico (ρ) constante de 1010 kg/m^3 , então, o módulo de cisalhamento é calculado pela equação 1.

Em tempo real, as imagens de ultrassom são adquiridas, processadas e transmitidas. Após o modo *pushing* ser ativado, o equipamento representa em tempo real de forma qualitativa a rigidez do tecido em um mapa de cores (azul, verde, amarelo e vermelho) sobreposto à imagem de ultrassonografia modo-B (escala de cinza) da região de interesse (Figura 2) (BERCOFF *et al.*, 2004).

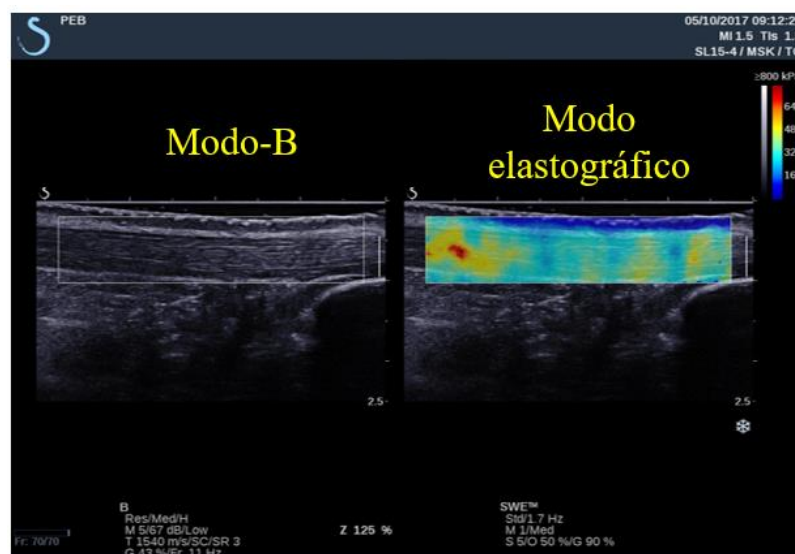


Figura 2. Imagem em modo-B e modo elastográfico com o mapa de cores.

A elastografia SSI despertou, inicialmente, a atenção da área clínica, especialmente na oncologia, para a análise da mama e do fígado, por ser um exame não-invasivo e fornecer informações em tempo real (COSGROVE *et al.*, 2012; BAVU *et al.*, 2011). Com o passar do tempo, a técnica foi aplicada para a avaliação das propriedades mecânicas dos músculos e tendões. No entanto, sabe-se que os músculos e tendões apresentam características anisotrópicas, heterogêneas e viscoelásticas.

A viscosidade do tecido muscular e do tendão é um parâmetro responsável pela deformação gradual do tecido quando a tensão é aplicada. O meio viscoso tem a capacidade de atenuar as ondas de cisalhamento emitidas pelo transdutor, gerando uma curva de dispersão. Dessa forma, diversos estudos foram realizados para verificarem a confiabilidade das medidas (DEFFIEUX *et al.*, 2009).

Os estudos indicam que o posicionamento do transdutor deve ser em paralelo às fibras musculares para a melhor propagação da onda de cisalhamento no eixo isotrópico transversal, podendo gerar medidas mais acuradas e menores efeitos dispersivos. (GENNISSON *et al.*, 2010; DORADO CORTEZ *et al.*, 2016). Um estudo utilizando a elastografia SSI analisou músculos *in vitro* durante ensaios mecânicos de tração e verificaram uma excelente correlação entre o μ e os valores de tração ($R= 0,937$) quando o transdutor estava posicionado em paralelo às fibras. Quando os transdutores foram posicionados transversalmente às fibras, a correlação foi baixa ($R= 0,12-0,24$), pois quando a onda se propaga perpendicularmente às fibras, há presença de múltiplas interfaces do tecido, contribuindo para uma redução da velocidade de propagação da onda (EBY *et al.*, 2013).

Em relação ao ângulo de penetração das fibras musculares, Lima et al. (2019) verificaram que, para ângulos menores que 20° , não há influência na medida elastográfica. Para ângulos maiores, os autores sugerem uma correção de redução em 0,90 kPa para cada grau do ângulo de penetração.

Para o tendão, a atenuação da onda de cisalhamento pode ser até 10 vezes, quando o transdutor é posicionado transversalmente às fibras, conseqüentemente o sinal pode apresentar ruídos e aumentar a dispersão da velocidade da onda de cisalhamento (BRUM *et al.*, 2014). Contudo, quando o transdutor é posicionado longitudinalmente às fibras, os comprimentos das ondas de cisalhamento são maiores do que a média da

espessura do tendão (4 mm), pois os tendões são mais rígidos e a velocidade de propagação é maior (AUBRY *et al.*, 2013). Dessa forma, pode ocorrer o aparecimento das ondas guiadas, onde o comprimento da onda é maior que a estrutura analisada e como consequência, o mapeamento pode não ser adequado. Os autores sugerem algumas recomendações para melhor confiabilidade da medida, como a utilização de uma camada de gel, não adquirir imagens com tendão tensionado e a estabilização do transdutor para minimizar esse fenômeno (BRUM *et al.*, 2014).

Apesar dessas limitações do equipamento para a aquisição das imagens elastográficas, a elastografia SSI apresenta boa confiabilidade de medidas de imagens intradiais e interdiais dos músculos gastrocnêmios e TC (AUBRY *et al.*, 2013; BRUM *et al.*, 2014; EBY *et al.*, 2013).

3.3 Elastografia e Alongamento no GM e GL

Para o efeito após uma sessão de alongamento, foram encontrados 3 estudos. Akagi e Takahashi (2013) compararam o μ dos músculos GM e GL, após a sessão de alongamento. O alongamento aplicado foi o estático de modo unilateral, composto por um exercício em uma plataforma de alongamento, realizando-se 3 séries com dois minutos de duração, com um minuto de intervalo. Imediatamente após o alongamento não foram observadas diferenças significativas no μ de ambos os músculos. No entanto, o transdutor foi posicionado transversalmente aos músculos, o que não é recomendado pela literatura, uma vez que, as ondas de cisalhamento sofrem maiores atenuações, podendo influenciar na medida do μ .

Nakamura *et al.* (2014) compararam os valores do μ do GM antes e dois minutos após o alongamento estático de forma passiva no dinamômetro isocinético, verificando uma redução significativa do μ do GM, após 2 minutos da intervenção. O protocolo de exercício foi composto com 4 séries de 30 segundos, em que a plataforma inicial em 30° de flexão plantar se deslocava com uma velocidade constante por 5°/s até o maior grau de dorsiflexão determinado pelo voluntário, após esse processo, os 30 segundos eram contabilizados.

Taniguchi et al. (2015) verificaram uma redução significativa nos valores médios do μ de ambos os músculos e um aumento significativo da ADM máxima, após a aplicação 5 séries de 1 minuto de alongamento estático na parede. Entretanto, após 20 minutos do final da intervenção, o μ e a ADM máxima retornaram para os valores iniciais.

Os protocolos de alongamento aplicados nos estudos se diferem, na duração do estímulo e nos exercícios aplicados e, apresentarem distintas metodologia para a aquisição das imagens elastográficas, sem seguir as recomendações de aquisição de imagens de estudos anteriores.

3.4 Elastografia e Alongamento no TC

Apenas um estudo foi encontrado investigando o μ do TC após uma sessão de alongamento. Chiu et al. (2016) observaram que o μ do TC da perna do MI dominante foram significativamente maiores do que o da perna do MI não dominante. Conjecturaram que, possivelmente, durante as atividades diárias, o MI dominante sofreria maiores cargas mecânicas. Em seguida, analisaram o μ do TC antes e imediatamente após um alongamento estático, que consistia em 5 minutos em dorsiflexão em uma plataforma inclinada. Após o alongamento, houve aumento no μ do TC para ambas os MI, entretanto, apenas para o lado não dominante foi significativo. Os autores sugerem que o TC do MI dominante demandaria um maior limiar de tensão para desencadear efeitos nas propriedades mecânicas. Futuros estudos devem ser realizados para elucidar esta questão.

4 Materiais e Métodos

Todas as etapas de coletas de dados da pesquisa foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE-UFRJ.

Os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), que foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (UFRJ); n° 3.672.989.

A amostra foi composta por 10 homens e 10 mulheres (idade: 27,8 anos \pm 5,98 anos; peso 71,15 kg \pm 10,87 kg; altura 170 cm \pm 6,9 cm), fisicamente ativos, não participantes de programas de alongamento no último ano e sem histórico de lesão ósteomioarticulares.

4.1 Procedimentos Gerais

Para a coleta de dados foi realizada uma visita ao Laboratório de Biomecânica, os voluntários realizaram as seguintes etapas: i) aquisição das imagens elastográficas na perna do MI não-dominante, para as estruturas do TC, GM e GL; ii) aquisição da ADM de dorsiflexão para a articulação do tornozelo no dinamômetro isocinético; iii) aplicação da sessão de alongamento para o tríceps sural; iv) aquisição das imagens elastográficas no MI não-dominante, para as estruturas do TC, GM e GL; v) aquisição da ADM de dorsiflexão para a articulação do tornozelo no dinamômetro isocinético.

4.2 Imagens Elastográficas

As imagens elastográficas foram adquiridas pelo equipamento Aixplorer® (v.11 Supersonic Image, Aix-en-Provence, França) transdutor linear de 55 mm com frequência de 15-4 MHz utilizado para o TC e o transdutor linear de 40 mm com frequência de 10-2 MHz para o GM e GL. Para o acoplamento acústico na superfície da pele foi utilizado gel (Ultrex gel; Farmativa Indústria e Comercio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil).

Com os voluntários em posição ortostática, com os pés unidos, foi realizada uma marcação com caneta dermatográfica em 30% proximal do comprimento da perna (distância entre a interlinha articular e maléolo lateral) no MI não-dominante. Após a marcação, foram posicionados em decúbito ventral na maca, com os pés relaxados, levemente pendentes e afastados da maca. Em seguida, com o transdutor transversalmente em 30% do comprimento da perna, foram identificados os limites laterais e mediais do GM e GL, uma linha de referência em 50% entre essas distâncias para cada músculo foi demarcada (Figura 3).

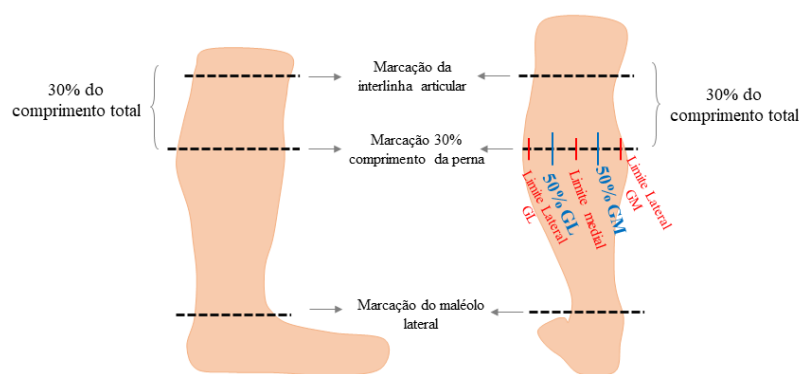


Figura 3. Marcações de referência no GM e GL.

Para a aquisição das imagens elastográficas do GL e GM, um avaliador experiente posicionou o transdutor longitudinalmente na marcação de referência de 50% (Figura 4). Primeiramente, foi visualizada a região de interesse (ROI) utilizando o modo-B, em seguida foi ativado o modo elastográfico do equipamento. A imagem elastográfica foi adquirida após 5 segundos, para a estabilização do mapa de cores. O *preset* utilizado foi o musculoskeletal (MSK) adaptado, com escala variando de 0-300 kPa, com área de mapeamento elastográfico em formato quadrado (1 cm x 1 cm), localizada entre a aponeurose superficial e profunda dos músculos (Figura 5).

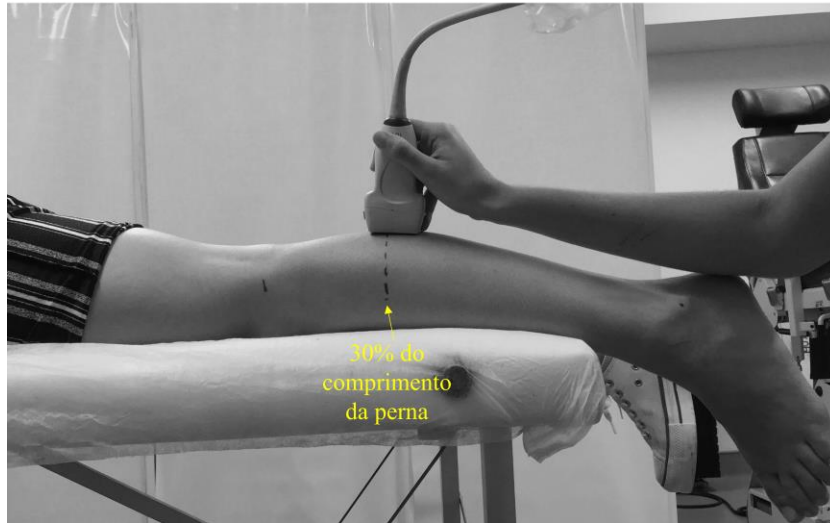


Figura 4. Posicionamento do transdutor em 30% do comprimento da perna e em 50% no comprimento transversal do GL para a aquisição da imagem elastográfica.

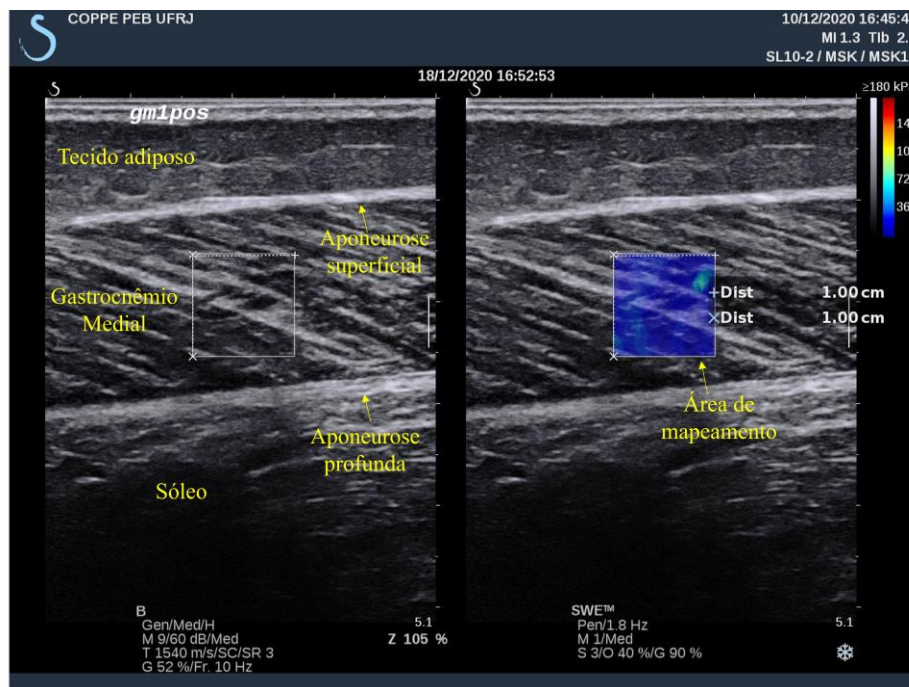


Figura 5. Imagem elastográfica do GM, indicando a área de mapeamento.

Foram realizadas 3 imagens elastográficas para o GM e 3 imagens elastográficas para o GL no MI não-dominante e, imediatamente ao término do alongamento mais 3 imagens elastográficas foram adquiridas para cada gastrocnêmio, totalizando 12 imagens.

Após a aquisição das imagens do GM e GL, uma marcação a 2 cm acima da distância da inserção distal do tendão calcâneo foi feita com caneta dermatográfica, identificada utilizando-se o modo-B do equipamento Aixplorer® com o transdutor posicionado longitudinalmente à perna. Para a aquisição das imagens elastográficas do TC, o mesmo avaliador posicionou o transdutor longitudinalmente ao tendão na marcação de 2 cm (Figura 6). Primeiramente, ocorreu a verificação da ROI utilizando o modo-B, em seguida foi ativado o modo elastográfico do equipamento, a imagem elastográfica foi adquirida após 5 segundos, para a estabilização do mapa de cores. O *preset* utilizado foi o MSK adaptado, com escala variando de 0-800 kPa e a área de mapeamento elastográfico em formato retangular (1,32 cm X 0,79 cm), revestindo a aponeurose superficial e profunda do tendão calcâneo (Figura 7).

Foram realizadas 3 imagens elastográficas para o TC do MI não-dominante e, imediatamente ao término do alongamento mais 3 imagens elastográficas para o TC.

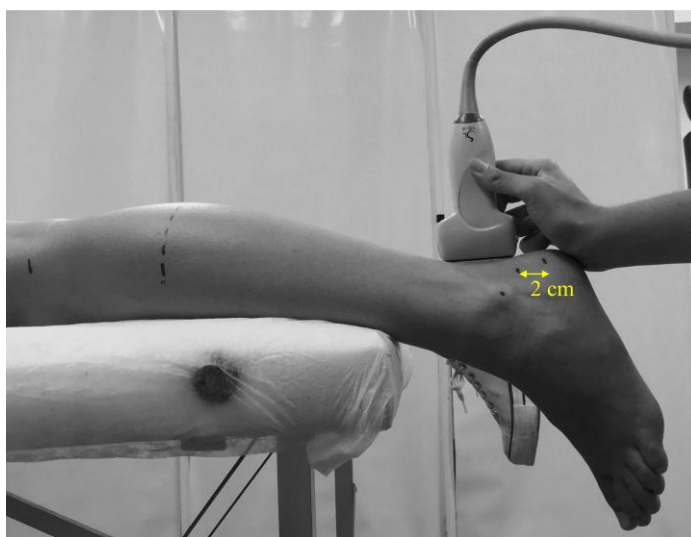


Figura 6. Posicionamento do transdutor no tendão calcâneo para a aquisição das imagens elastográficas.

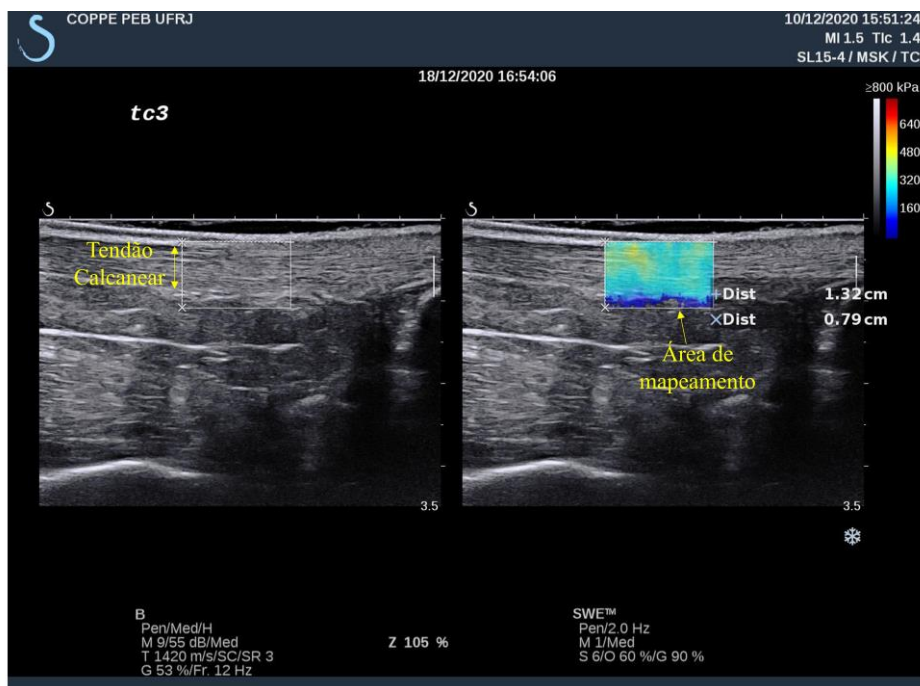


Figura 7. Imagem elastográfica do tendão calcanear com área de mapeamento retangular revestindo as aponeuroses do tendão.

4.3 Análise do Módulo de Cisalhamento

As imagens elastográficas foram exportadas do equipamento Aixplorer® no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) para a análise do μ com uma rotina própria, desenvolvida no Laboratório de Biomecânica, utilizando o aplicativo MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA).

A partir da execução da rotina, é possível traçar uma ROI manualmente ou utilizar uma ROI circular variando o seu diâmetro. A ROI é inserida dentro da área de mapeamento, demarcando os limites da área de interesse. Após essa demarcação, a rotina seleciona apenas os pixels dentro da ROI traçada, extraíndo as informações obtidas através do DICOM. Em seguida, é executada a leitura de cada pixel selecionado da ROI traçada, exportando os valores da velocidade de cisalhamento, correspondentes de cada pixel selecionado. Após esse processo, é calculado o μ médio da ROI, exportando valores máximos, mínimos, médios e desvio padrão. Caso algum pixels possua velocidade de cisalhamento igual a zero ou vazio, é automaticamente desconsiderado para os cálculos.

Para a análise do μ do GM e GL foi posicionada uma ROI circular de 1 cm de diâmetro, no centro da área de mapeamento (Figura 8).

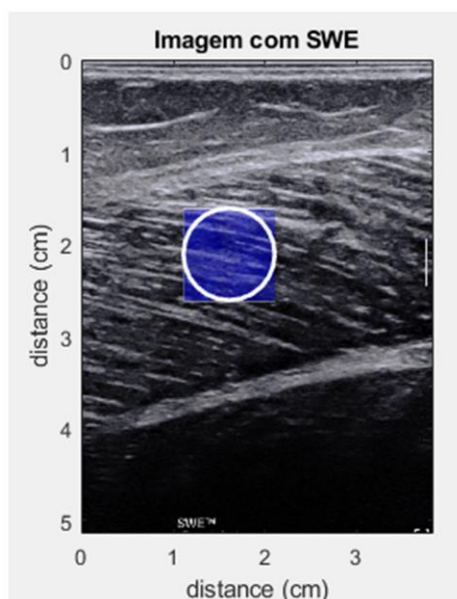


Figura 8. Imagem elastográfica do GM com ROI circular.

Para o TC foi considerada toda a área de mapeamento elastográfico através de uma ROI em forma de polígono, que contornou o tendão livre, sem ultrapassar os limites do paratendão superficial e profundo (Figura 9).

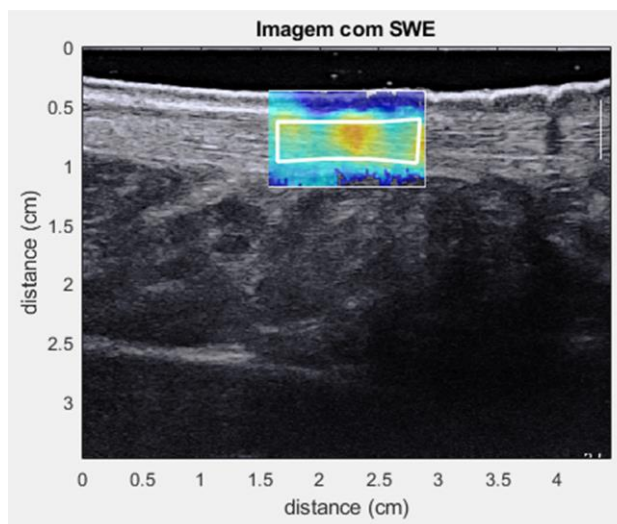


Figura 9. Imagem elastográfica com ROI em forma de polígono contornando o tendão calcanear.

Para o μ de cada estrutura (GM, GL e TC) dos voluntários, foi considerado o valor médio das 3 imagens elastográficas.

4.4 Amplitude de Movimento Máxima

Para avaliação da ADM máxima da dorsiflexão foi utilizado o dinamômetro isocinético (Biodex 4 System Pro Medical System Inc, New York, USA). O voluntário, foi posicionado no equipamento com o joelho em extensão máxima e com o quadril flexionado, com inclinação do tronco em 75° (Figura 10).



Figura 10. Posicionamento do voluntário no dinamômetro isocinético para análise da ADM máxima da dorsiflexão.

O pé do voluntário foi fixado com tiras de velcro no suporte do equipamento, com o maléolo lateral alinhado ao eixo de rotação do Biodex. Considerou-se zero para o ângulo da articulação do tornozelo, quando a plataforma estava perpendicular ao solo. Para a aquisição da ADM máxima da dorsiflexão, o equipamento se moveu em direção antihorária, com uma velocidade constante de $5^\circ/s$ ($0,087 \text{ rad/s}$), partindo de 30° de flexão plantar até a ADM máxima determinada pelo voluntário, ao acionar um

dispositivo para interromper o movimento da plataforma imediatamente. Em seguida, foram exportados os dados de torque máximo e ADM máxima.

4.5 Sessão de Alongamento

A sessão de alongamento foi composta por 2 exercícios estáticos ativos para a musculatura do tríceps sural (Figura 11). Foram realizadas 3 séries para cada exercício com duração de 1 minuto para cada membro, com intervalos de 30 segundos.

Os exercícios selecionados são comumente utilizados na prática e estudos anteriores verificaram que ambos os exercícios são eficientes para o aumento significativo da ADM após o alongamento (MAHIEU *et al.*, 2008, KIM *et al.*, 2020). O primeiro exercício foi o alongamento para o tríceps sural no degrau, realizado unilateralmente em um degrau, com o joelho em extensão máxima e o antepé apoiado no degrau. O voluntário realizou a dorsiflexão máxima, do MI não dominante, e manteve na posição por 1 minuto (Figura 11A) O segundo exercício foi o alongamento do tríceps sural na parede, onde o voluntário, realizou a dorsiflexão sem retirar o contato do pé do solo, conforme ilustra a figura 11B.



Figura 11. Exercícios realizados na sessão de alongamento. **A-** Alongamento realizado no degrau. **B-** Alongamento realizado com o auxílio da parede.

Os voluntários foram orientados manter a intensidade alta do alongamento, com valores entre 8 e 9 na escala adaptada de avaliação de esforço percebido. Durante todo o alongamento foi disponibilizada uma figura da escala adaptada do estudo de TIBANA et al., (2019), com números de 0 a 10, na qual 0 representa “sem esforço” e 10 representa “pior esforço possível” (Figura 12).



Figura 12. Escala adaptada de avaliação de esforço percebido.

4.6 Análise Estatística

Para confiabilidade das medidas das imagens, foi aplicado o teste de coeficiente de correlação intraclassa (CCI), na plataforma IBM SPSS 20 (SPSS Statistics Visualizador, Armonk, New York, USA). O intervalo de confiança foi de 95% para as imagens elastográficas.

Os testes de comparações estatísticos, correlação de Pearson e variação percentual foram realizados com o aplicativo Statistica 10 (StatSoft Inc. Tulsa, Ok, USA). A distribuição normal da medida foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. Após a análise da distribuição normal, foi utilizado o teste-t student para amostras dependentes, para a todos os parâmetros antes e depois da sessão de alongamento (GM, GL, TC, ADM e torque passivo máximo).

A comparação entre os GM e GL antes e após a sessão de alongando foi avaliada pelo *teste-t student* para amostras independentes. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$) para todos os testes de comparações.

O teste de correlação de Pearson foi aplicado para verificar a correlação entre a variação percentual da ADM máxima e a variação percentual do torque passivo da dorsiflexão.

5 Resultados

Os CCI para a confiabilidade das medidas das imagens foram classificados de bom a excelente (KOO & LI, 2016), variando entre 0,850 a 0,982 (GL pré: 0,951; GL pós: 0,982; GM pré: 0,863; GM pós: 0,911; TC pré: 0,850 e TC pós: 0,970).

Na figura 13 observamos que antes do alongamento os músculos GM e GL apresentaram diferenças significativas entre eles ($p=0,028$), com o GM apresentando valores superiores ao GL. Após a sessão de alongamento os músculos GL e GM apresentaram aumento significativo no μ (GL pré = $4,97 \pm 1,55$ kPa; GL pós = $5,99 \pm 3,05$ ($p=0,043$); GM pré = $6,17 \pm 1,78$ kPa; GM pós = $6,97 \pm 2,11$ kPa ($p=0,026$)), e o GM e GL não apresentaram diferença significativa entre eles ($p=0,243$). Enquanto, na figura 14, o TC apresentou uma redução significativa (TC pré = $117,56 \pm 22,09$ kPa; TC pós = $99,25 \pm 32,84$ kPa ($p=0,012$)).

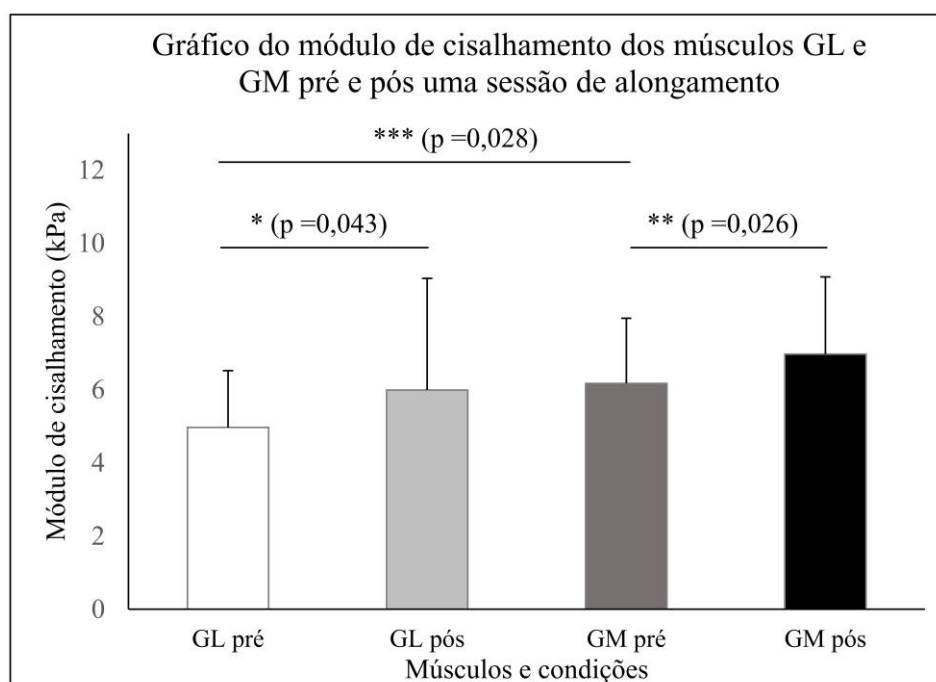


Figura 13. Gráfico do módulo de cisalhamento dos músculos. * Diferença significativa entre GL pré e GL pós a sessão de alongamento. ** Diferença significativa entre GM pré e GM pós a sessão de alongamento. *** Diferença significativa entre GL pré e GM pré a sessão de alongamento.

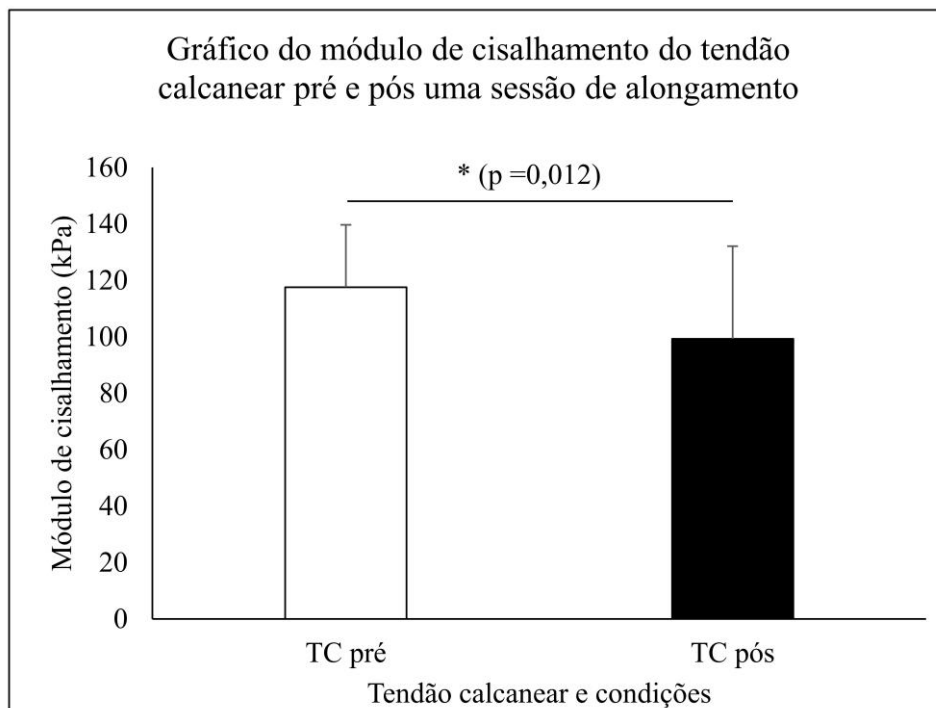


Figura 14. Gráfico do módulo de cisalhamento do tendão calcâneo. * Diferença significativa entre TC pré e TC pós a sessão de alongamento.

A tabela 1 indica os resultados médios e o p-valor para ADM máxima e o torque passivo máximo antes e após a sessão de alongamento para o tríceps sural.

Tabela 1: Comparação da ADM e do torque passivo máximo antes e após a sessão de alongamento. * diferença significativa entre a ADM máxima pré e pós a sessão de alongamento.

	PRÉ (média ± desvio padrão)	PÓS (média ± desvio padrão)	p-valor
ADM máxima	32,80 ± 11,66°	37,45 ± 11,25°	0,002*
Torque passivo máximo	41,10 ± 19,94 Nm	45,24 ± 21,31 Nm	0,217

Para o TC houve uma redução percentual de 15,09%, enquanto para as demais variáveis houve um aumento percentual (GM = 15,53%; GL = 19,74%; ADM máxima = 19,37% e torque passivo máximo = 19,95%).

Na figura 15, observamos o gráfico Scatterplot com a correlação de Pearson classificada em moderada para a variação percentual da ADM máxima em relação a variação percentual do torque passivo máximo ($R=0,6114$).

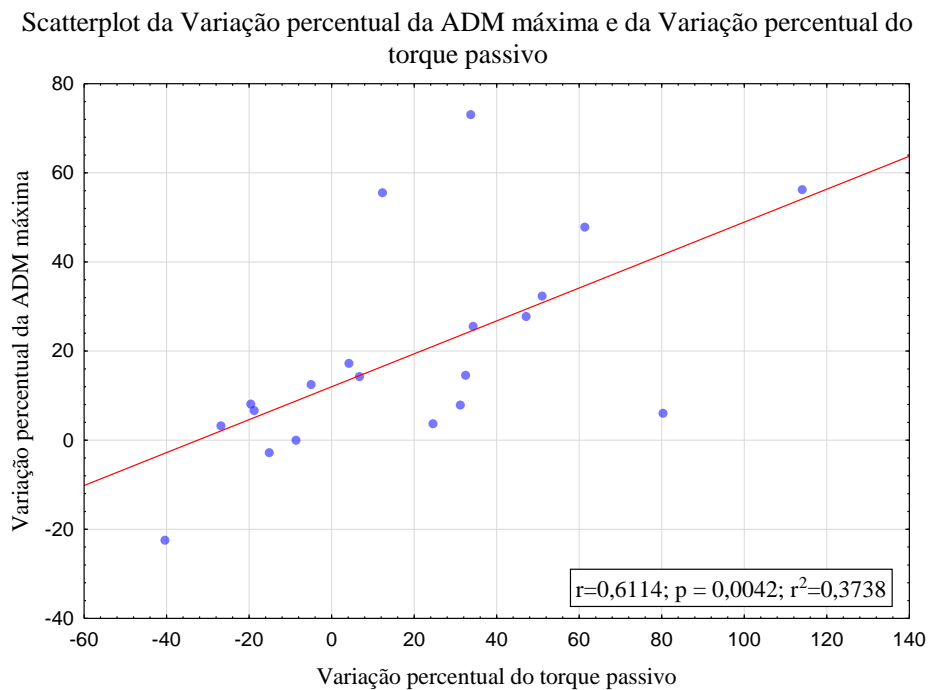


Figura 15. Gráfico de Scatterplot da variação percentual da ADM máxima e da variação percentual do torque passivo máximo.

6 Discussão

Nesse estudo foram investigadas as alterações no μ dos músculos GM e GL e do TC imediatamente após uma sessão de alongamento estático. Também foram analisadas a ADM máxima e o torque passivo de dorsiflexão após a intervenção. Os principais achados indicam que: i) houve um aumento significativo para a ADM máxima; ii) para os músculos GM e GL houve um aumento significativo do μ ; iii) para o TC houve uma redução significativa do μ .

A confiabilidade das medidas do μ dos músculos e tendão foi classificada de bom a excelente. O examinador foi altamente treinado para prevenir a compressão da superfície da pele, que está diretamente relacionada às mudanças no μ e as recomendações dos estudos anteriores para a aquisição de imagens no TC foram aplicadas para a melhor confiabilidade da medida (AUBRY *et al.*, 2013; BRUM *et al.*, 2014; ŠARABON *et al.*, 2019).

A diferença significativa entre os músculos GM e GL antes do alongamento já eram esperadas. Estudos anteriores relatam que quando adquiridas imagens elastográficas com o joelho estendido, o μ do GM pode apresentar valores em até 30% maiores que o GL (LE SANT *et al.*, 2017; TANIGUCHI *et al.*, 2015). O GM recebe uma maior tensão quando comparado ao GL, pois apresenta uma menor área de secção transversa e, conseqüentemente, quanto menor a área, maior a tensão na região, dessa forma, o estresse mais alto, contribui para o aumento do μ (LE SANT *et al.*, 2017; TANIGUCHI *et al.*, 2015).

Como esperado, o protocolo de alongamento resultou em um aumento significativo na ADM máxima ($p=0,002$) com aproximadamente 19% de ganho na amplitude da dorsiflexão do tornozelo. A relação moderada entre a variação do torque passivo e a variação da ADM máxima ($R = 0,611$), indica que há um aumento do torque passivo da dorsiflexão correlacionado com o aumento da amplitude da dorsiflexão, de acordo com a teoria da tolerância a dor. Esse aumento do torque passivo pode ser explicado pela redução da sensibilidade do fuso do músculo durante a manobra de alongamento, reduzindo sua atividade do reflexo tônico. Além disso, alongamentos com grande amplitude de movimentos, podem induzir mecanismos inibitórios pós-sinápticos

espinhais, resultando em uma menor excitação dos neurônios corticais e α -motores durante a manobra de alongamento (GUISARD *et al.*, 2001). Embora o protocolo de alongamento apresente diferenças, principalmente na escolha dos exercícios e na sua duração e intensidade, sua eficiência para o aumento da ADM máxima corrobora com demais estudos (AKAGI & TAKAHASHI, 2013; NAKAMURA *et al.*, 2014; TANIGUCHI *et al.*, 2015; CHIU *et al.*, 2016). Além do mais, o protocolo de alongamento aplicado nesse estudo ocasionou alterações significativas no μ do músculo e do tendão.

Apenas um estudo foi encontrado (CHIU *et al.*, 2016) analisando o comportamento do TC após uma sessão de alongamento estático (5 minutos em uma plataforma inclinada de 30°). Chiu et al. (2016) constataram que houve um aumento significativo no μ do TC da perna do MI não dominante de aproximadamente de 21%. Ao contrário, nossos resultados apresentaram uma redução significativa de aproximadamente 15%. Sabe-se que o TC é um tendão longo e que o comportamento de tração do TC pode variar entre as partes proximal e distal e as condições das cargas a ele submetidas (MAGNUSSON *et al.*, 2003), e, ambos os estudos realizam as imagens elastograficas à 2 cm da inserção. No entanto, as diferenças metodológicas no protocolos de aquisição de imagens e dos exercícios, podem explicar esses resultados controversos. Chiu et al. (2016) mediram o μ com fixador de tornozelo, com o objetivo de manter o ângulo do tornozelo em 0°, este aparelho provavelmente alterou o comprimento do tendão em relação ao comprimento de repouso e contribuiu para a maior rigidez tendínea, visto que um maior número de elementos elásticos são tensionados, ademais o tensionamento do tecido para a aquisição das elastografia não é recomendado (BRUM *et al.*, 2014). Em relação a intervenção, o presente estudo aplicou um protocolo de alongamento com intervalo e com exercício de alongamento de dorsiflexão no degrau sem apoio para os pés, enquanto Chiu et al. (2016), realizou um protocolo sem intervalo e com os pés apoiados em uma prancha. Estudos anteriores não relatam diferenças na ADM máxima de dorsiflexão para protocolos de alongamento com ou sem intervalo (PORTER *et al.*, 2002), contudo, não há estudos elucidando se o estímulo de alongamento com ou sem intervalo, possa influenciar nas na rigidez do TC.

Para o músculo GM, Nakamura et al. (2014) compararam a média do μ antes e dois minutos após o alongamento estático e obtiveram uma redução significativa no μ ,

após aplicarem um protocolo composto por 4 séries de 30 segundos no dinamômetro isocinético. Por outro lado, o presente estudo verificou um aumento de 15,53% para o μ do GM. No entanto, essa diferença pode estar relacionada à metodologia, tanto para o protocolo de alongamento distinto e metodologia de aquisição de imagens. A duração do alongamento desse estudo foi 3 vezes maior, além do mais o alongamento foi aplicado sem a utilização do dinamômetro isocinético.

Para os músculos GM e GL, Akagi e Takahashi (2013) utilizaram a mesma duração (6 minutos) de estímulo para o alongamento, realizando em 3 séries de 2 minutos na prancha de alongamento. Enquanto, Taniguchi et al. (2015) totalizaram 5 minutos de estímulo, divididos em 5 séries de 1 minuto para o alongamento com o auxílio da parede. Ambos os estudos (AKAGI & TAKAHASHI 2013; TANIGUCHI *et al.*, 2015) constataram que não houveram diferenças significativas no μ do GM e GL imediatamente após o alongamento. Contudo, pode-se observar diferenças metodológicas para a aquisição das imagens elastográficas. Taniguchi et al. (2015) adquiriram as imagens de elastografia com a articulação do tornozelo ajustada a 0°, esse ajuste do ângulo pode ter alterado o comprimento muscular podendo influenciar no resultado, dado que os elementos elásticos da musculatura estão tensionados, contribuindo para o aumento do μ . Já Akagi e Takahashi (2013) adquiriram as imagens de elastografia com 30° de flexão plantar e o transdutor foi posicionado transversalmente aos músculos. Sabe-se que a imagem elastografia feita no modo transversal possui menor confiabilidade, dado que as ondas de cisalhamento são mais atenuadas, favorecendo uma menor medida do μ (DORADO CORTEZ *et al.*, 2016).

Os resultados presentes nesse estudo, verificaram o aumento significativo do μ dos músculos GL e GM. Sugere-se que as diferenças metodológicas durante a aquisição das imagens elastográficas e pelos protocolos de alongamentos com exercícios de alta intensidade, dado que a intensidade do alongamento, e não a sua duração/volume, parece ser importante para induzir adaptações estruturais no tecido após o alongamento (NUNES *et al.*, 2020). Apesar dos exercícios aplicados se assemelharem aos estudos de Akagi e Takahashi (2013) e Taniguchi et al. (2015), existem diferenças entre eles que podem ter influenciado no comportamento μ .

O ângulo de dorsiflexão do tornozelo é maior durante o alongamento realizado na prancha inclinada quando comparado ao alongamento na parede, em que o pé permanece em contato ao solo (KIM *et al.*, 2020). Além do ângulo articular, a atividade média da eletromiografia (EMG) de superfície é mais baixa no GL durante o alongamento na prancha inclinada, indicando maior eficácia deste modo de alongamento, do que o alongamento da parede (KIM *et al.*, 2020). Além dessas diferenças, quando analisamos o exercício realizado no degrau com o joelho estendido, observamos que o mesmo tem um comportamento similar ao exercício excêntrico. Ao realizar a dorsiflexão no degrau com o joelho estendido, pode-se averiguar uma maior carga excêntrica nos músculos GM e GL (WEINERT-APLIN *et al.*, 2015), isto é, a aplicação desse exercício de alta intensidade, com comportamento similar ao de um exercício excêntrico, pode ter contribuído para o aumento do μ .

A escolha dos exercícios e a intensidade do alongamento aplicado aos músculos gastrocnêmios de forma muito intensa, se assemelhando ao de um exercício excêntrico, uma vez que, o exercício realizado no degrau não havia apoio para o pé, diferente do exercício realizado na prancha de alongamento. Isso, por sua vez, pode ter aumentado a contração muscular excêntrica, desencadeando um aumento da tensão passiva dos músculos, aumentando formação de pontes cruzadas e ocasionando uma aumento no valores do μ (em repouso), visto que, a elastografia podem refletir a perturbação da homeostase do cálcio induzida por alterações do citoesqueleto (LACOURPAILLE *et al.*, 2014).

Todos os protocolos de alongamento aplicados independentes dos exercícios selecionados, basearam-se na intensidade de acordo com a percepção individual do voluntário, que pode variar dependendo condições transitórias fisiológicas e psicológicas (PENG *et al.*, 2015). Dessa forma, podem ocorrer variações individuais distintas para as alterações nas propriedades mecânicas do tecido, modificação na tolerância a dor e diminuição da excitabilidade do motoneurônio (THOMAS *et al.*, 2018).

Com base em nossos resultados, o aumento significativo no μ dos GM e GL combinado com a complacência do tendão, sugere-se uma alteração na interação músculo-tendão durante o movimento, contribuindo para o aumento ADM máxima da

dorsiflexão, sem desconsiderar que uma alteração na tolerância a dor devido a redução da sensibilidade do fuso do músculo após o alongamento.

A ausência da avaliação do músculo sóleo, foi uma limitação desse estudo, uma vez que a técnica da SSI não apresenta boa confiabilidade para a análise de músculos profundos, pois em maiores profundidades as ondas de cisalhamento são bastante atenuadas, dificultando o preenchimento da área de mapeamento elastográfico.

Por fim, mais estudos são necessários utilizando a elastografia juntamente com a EMG para verificar a atividade neural dos músculos GL e GM durante o alongamento, uma vez que, a maior atividade EMG durante o alongamento pode ser um indicativo de maior contração muscular, o que aumentaria a tensão no músculo durante o alongamento podendo influenciar na resposta do μ após o alongamento.

7 Conclusão

O objetivo principal dessa dissertação foi comparar o μ dos músculos GM e GL e do TC após uma sessão de alongamento e foi verificado um aumento significativo do μ para os músculos e uma redução significativa do μ para TC. No entanto, mais estudos são necessários para esclarecer questões relacionadas a adaptação das propriedades mecânicas do tecido à longo prazo e verificar a adaptação neural e tolerância à dor.

8 Referências

ABELLANEDA S.; GUISSARD N.; DUCHATEAU J. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 1, p. 169–177, 2009. DOI: 10.1152/jappphysiol.90577.2008

AKAGI, R.; TAKAHASHI, H. Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the gastrocnemius muscle. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 24, n. 6, p. 950–957, 2014. DOI: 10.1111/sms.12111

BAMBER, J. et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 1: Basic Principles and Technology. **Ultraschall in der Medizin – European Journal of Ultrasound**, v. 13, n. 2, p. 169-184, 2013. DOI: 10.1055/s-0033-1335205

BAVU, E. et al. Noninvasive in vivo liver fibrosis evaluation using supersonic shear imaging: a clinical study on 113 hepatitis C virus patients. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 37, n. 9, p. 1361-1373, 2011. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.05.016

BEHM, D. G. et al. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. **Applied physiology, nutrition, and metabolism**, v. 41, n. 1, p. 1-11, 2016. DOI: 10.1139/apnm-2015-0235

BERCOFF, J.; TANTER, M.; FINK, M. Supersonic Shear Imaging: A New Technique. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 51, n. 4, p. 396–409, 2004.

BURGESS, K. E. et al. Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 27, n. 4, p. 510–516, 2009. DOI: 10.1002/jor.20768

BUTLER, E. E.; DOMINY, N. J. Architecture and functional ecology of the human gastrocnemius muscle-tendon unit. **Journal of Anatomy**, v. 228, n. 4, p. 561-568, 2016. DOI: 10.1111/joa.12432

CHIU, T. R. et al. An investigation of the immediate effect of static stretching on the morphology and stiffness of achilles tendon in dominant and non-dominant legs. **PloS one**, v. 11, n. 4, p. e0154443, 2016. DOI: 10.1371/journal.pone.0154443

COSGROVE, D. O. et al. Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible. **European Radiology**, v. 22, n. 5, p. 1023–1032, 2012. DOI: 10.1007/s00330-011-2340-y

DEFFIEUX, T. et al. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 28, n. 3, p. 313–322, 2009. DOI: 10.1109/TMI.2008.925077

DORADO CORTEZ, C. et al. Ultrasound shear wave velocity in skeletal muscle: A reproducibility study. **Diagnostic and Interventional Imaging**, v. 97(1), p. 71–79, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2015.05.010>.

EBY, S. F. et al. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 14, p. 2381–2387, 2013. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.033

FOLPP, F. Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 52, n. 1, p. 45-50, 2006. DOI: 10.1016/S0004-9514(06)70061-7.

GENNISSON, J. L. et al. Ultrasound elastography: Principles and techniques. **Diagnostic and Interventional Imaging**, v. 94, n. 5, p. 487–495, 2013. DOI: 10.1016/j.diii.2013.01.022

GENNISSON, J. L. et al. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 36, n. 5, p. 789–801, 2010. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.013

GUISSARD, N. et al. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. **Experimental Brain Research**, v. 137, n. 2, p. 163–169, 2001. DOI: 10.1007/s002210000648

HERBERT, R. D. et al. Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. **Journal Physiology**, v. 539, n.2, p. 637–645, 2002. DOI:10.1113/jphysiol.2001.012756

KATO, E. et al. Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. **European Journal Sport Science**, v. 10, n. 2, p. 111–119, 2010. DOI: 10.1080/17461390903307834

KIM, T. H. et al. Comparison of Two Static Stretching Techniques for the Triceps Surae in Healthy Individuals: Wall and Inclined Board Stretchings. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 44, n. 2, p. 125, 2020. DOI: 10.5535/arm.2020.44.2.125

KONRAD, A.; STAFILIDIS, S.; TILP, M. Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 27, n. 10, p. 1070-1080, 2017. DOI: 10.1111/sms.12725

KOO T. K.; LI M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**, v.15, n. 2, p. 155–63, 2016. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012

KUBO, K. et al. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.175, n. 2, p. 157–164, 2002. DOI: 10.1046/j.1365-201X.2002.00976.x

LACOURPAILLE, L. et al. Time-course effect of exercise induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. **Acta Physiologica**, v. 11, n. 1, p. 135-146, 2014. DOI: 10.1111/apha.12272 PMID: 24602146

LE SANT, G. et al. Stiffness mapping of lower leg muscles during passive dorsiflexion. **Journal of anatomy**, v. 230, n. 5, p. 639-650, 2017. DOI: 10.1111/joa.12589

LIMA, K. et al. Supersonic shear imaging elastography in skeletal muscles: relationship between in vivo and synthetic fiber angles and shear modulus. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 38, n. 1, p. 81-90, 2019. DOI: 10.1002/jum.14664

MAGNUSSON, S. P. et al. Mechanical and physiological responses to stretching with and without pre isometric contraction in human skeletal muscle. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 77, n. 4, p. 373-378, 1996. DOI: 10.1016/s0003-9993(96)90087-8

MAGNUSSON, S. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuver. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v. 8, n. 2, p. 65-77, 1998. DOI: 10.1111/j.1600-0838.1998.tb00171.x

MAHIEU, N. N. et al. Effect of Eccentric Training on the Plantar Flexor Muscle-Tendon Tissue Properties. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 40, n. 1, p. 117-123, 2008. DOI: 10.1249/mss.0b013e3181599254

MAHIEU, N. N. et al. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 19, n. 4, p. 553-560, 2009. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2008.00815.x

MORSE, C.I.; DEGENS, H.; SEYNNES, O. R. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **Journal Physiology**, v. 586, n. 1, p. 97–106, 2008. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.140434

NAKAMURA, M. et al. Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. **Journal of Orthopaedic Research**, v.29, n.11, p. 1759–1763, 2001. DOI: 10.1002/jor.21445

NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; ICHIHASHI, T. 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**, v. 112, n. 7, p. 2749–2755, 2012. DOI: 10.1007/s00421-011-2250-3

NAKAMURA, M. et al. Acute effects of static stretching on muscle hardness of the medial gastrocnemius muscle belly in humans: an ultrasonic shear-wave elastography study. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 40, n. 9, p. 1991-1997, 2014. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.03.024

NUNES, J. P. et al. Does stretch training induce muscle hypertrophy in humans? A review of the literature. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 40, n. 3, p. 148-156, 2020. DOI: 10.1111/cpf.12622

OLIVEIRA, L. F. et al. *In vivo* passive mechanical properties estimation of achilles tendon using ultrasound. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n.4, p. 507-513, 2016. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.033

OOI, C. C. et al. Prevalence of morphological and mechanical stiffness alterations of mid Achilles tendons in asymptomatic marathon runners before and after a competition. **Skeletal Radiology**, v. 44, n.8, p. 1119–1127, 2015. DOI: 10.1007/s00256-015-2132-6.

PENG, W. et al. Subjective pain perception mediated by alpha rhythms. **Biological Psychology**, v. 109, p. 141–150, 2015. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2015.05.004

PORTER, David et al. The effects of duration and frequency of Achilles tendon stretching on dorsiflexion and outcome in painful heel syndrome: a randomized, blinded, control study. **Foot & ankle international**, v. 23, n. 7, p. 619-624, 2002. DOI: 10.1177/107110070202300706

SEYNNES, O. R. et al. Ultrasound-based testing of tendon mechanical properties: a critical evaluation. **Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 2, p. 133-141, 2015. DOI: 10.1152/jappphysiol.00849.2014

SHIINA, T. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology. **Journal of Medical Ultrasonics**, v. 40, n.4, p. 309–323, 2013. DOI: 10.1007/s10396-013-0490-z

TANIGUCHI, K. et al. Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 25, n. 1, p. 32–40, 2015. DOI:10.1111/sms.12146

THOMAS, E. et al. The relation between stretching typology and stretching duration: the effects on range of motion. **International journal of sports medicine**, v. 39, n. 04, p. 243-254, 2018. DOI: 10.1055/s-0044-101146

TIBANA, R. A. et al. Is perceived exertion a useful indicator of the metabolic and cardiovascular responses to a metabolic conditioning session of functional fitness?. **Sports**, v. 7, n. 7, 2019. DOI: 10.3390/sports7070161

WEINERT-APLIN, R. A. et al. Investigating the effects of knee flexion during the eccentric heel-drop exercise. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 14, n. 2, p. 459-465, 2015.

WEPPLER, C. H. & MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Physical Therapy**, v. 90, n. 3, p. 438–449, 2010. DOI: 10.2522/ptj.20090012

WILKINSON, A. Stretching the truth. A review of the literature on muscle stretching. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 38, n. 4, p. 283-287, 1992. DOI: 10.1016/S0004-9514(14)60571-7

ZHAO, H. et al. Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, p. 843–849, 2009. DOI: 10.1152/jappphysiol.91212.2008