

MÓDULO DE CISALHAMENTO DOS MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS APÓS UMA  
SESSÃO DE ALONGAMENTO AGUDO

Gabriela de Carvalho Teixeira

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

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

MÓDULO DE CISALHAMENTO DOS MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS APÓS UMA  
SESSÃO DE ALONGAMENTO AGUDO

Gabriela de  
CarvalhoTeixeira

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

Examinada por:

---

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira,  
D.Sc.

---

Prof. Luís Eduardo Mggi, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2021

Teixeira, Gabriela de Carvalho

Módulo de cisalhamento dos músculos isquiotibiais após uma sessão de alongamento agudo / Gabriela de Carvalho Teixeira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2021.

IX, 47 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

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

Referências Bibliográficas: p. 42-47.

1. Elastografia. 2. Isquiotibiais. 3. Alongamento. 4. Ultrassonografia. I. Oliveira, Liliam Fernandes de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Dedicatória

À minha família, por serem a base da minha vida e a motivação de todo o processo.

## **Agradecimento**

Agradeço aos meus pais, Marcia Lima e Alfredo Teixeira por toda dedicação e abdicção para eu conquistar mais essa etapa de minha vida. À minha irmã, Bruna Teixeira, por toda a amizade e confiança, e, ao meu marido, Renan Almeida, pela paciência e incentivo.

Agradeço especialmente à minha orientadora e conselheira, Liliam Fernandes de Oliveira, por percorrer esse caminho sem soltar a minha mão. Agradeço por todos os ensinamentos acadêmicos e pessoais.

Ao professor Wagner Coelho de Albuquerque Pereira pela disposição em ajudar e pela didática para ensinar. Também, ao professor Luciano Luporini Menegaldo por toda a sabedoria compartilhada.

Aos meus amigos do Laboratório de Biomecânica e, especialmente, à minha parceira de trabalho Maria Clara Brandão, por me proporcionarem excelentes momentos de aprendizado e pelo companheirismo durante essa jornada.

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 DOS MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS APÓS UMA SESSÃO DE ALONGAMENTO AGUDO

Gabriela de Carvalho

Teixeira

Junho/2021

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

A flexão de quadril com joelho estendido é um alongamento frequentemente utilizado para alongar os isquiotibiais, composto pelo bíceps femoral (BF-1), semimembranoso (SM) e semitendíneo (ST). No entanto, o comportamento individual de cada um desses músculos após uma sessão de alongamento não está claro na literatura. Nesse sentido, a elastografia dinâmica pode monitorar o módulo de cisalhamento ( $\mu$ ) de cada componente isquiotibial. Portanto, o nosso objetivo foi analisar o  $\mu$  dos isquiotibiais antes e após uma sessão de alongamento agudo, com exercícios semelhantes à prática de treino de flexibilidade. Participaram desse estudo 21 jovens que foram submetidos ao protocolo de alongamento com seis minutos de duração total. A amplitude de movimento (ADM) máxima e as imagens elastográficas foram adquiridas por meio do dinamômetro isocinético e elastografia dinâmica por ondas de cisalhamento (SSI), respectivamente, antes e depois da intervenção. Após o alongamento agudo, houve um aumento significativo na ADM máxima, porém, apenas o SM apresentou uma redução significativa do  $\mu$ , logo, parece que o protocolo de alongamento foi mais eficaz para o músculo SM. Dentre os músculos isquiotibiais, o SM é o mais rígido, com isso, sugerimos que a ADM máxima pode ter uma maior influência do SM do que dos demais isquiotibiais. Além disso, antes do alongamento o BF-1 apenas era menor que o SM e depois se apresentou menor que o SM e ST, com isso, podemos concluir que o alongamento teve um efeito maior para o BF-1 do que para o ST.

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 HAMSTRING MUSCLES AFTER AN ACUTE STRETCHING SESSION

Gabriela de Carvalho

Teixeira

Junho/2021

Advisor: Liliam Fernandes de  
Oliveira  
Department: Biomedical  
Engineering

Hip flexion with extended knee is a stretch often used to stretch the hamstrings group, composed of the biceps femoris (BF-1), semimembranosus (SM) and semitendinosus (ST). However, the individual behavior of each of these muscles after a stretching session is not clear in the literature. In this sense, dynamic elastography can monitor the shear modulus ( $\mu$ ) of each hamstring component. Therefore, our objective was to analyze the hamstrings  $\mu$  before and after an acute stretching session, with exercises similar to the practice of flexibility training. 21 young subjects participated in this study and were submitted to the six-minute stretching protocol. The maximum range of motion (ROM) and elastographic images were acquired using the isokinetic dynamometer and supersonic shear imaging (SSI) elastography, respectively, before and after the intervention. After acute stretching, there was a significant increase in maximum ROM, however, only the SM showed a significant reduction in  $\mu$ , so it seems that the stretching protocol was more effective for the SM muscle. Among the hamstring muscles, the SM is the most rigid, therefore, we suggest that the maximum ROM may have a greater influence of the SM than that of the other hamstrings. In addition, before stretching, the BF-1 was only smaller than the SM and then it was smaller than the SM and ST, thus we can conclude that the stretching had a greater effect for the BF-1 than ST.

# Sumário

1	Introdução.....	1
2	Objetivos.....	4
2.1	Objetivo Geral .....	4
2.2	Objetivos específicos .....	4
3	Revisão da literatura .....	5
3.1	Isquiotibiais .....	5
3.2	Tecido músculo esquelético.....	6
3.3	Biomecânica: Arquitetura muscular .....	8
3.4	Propriedades mecânicas do material.....	10
3.5	Ultrassom modo-B.....	12
3.5.1	Músculo e tendão por US .....	14
3.6	Elastografia.....	15
3.6.1	Elastografia de músculo.....	17
3.7	Alongamento .....	19
3.7.1	Teorias para aumento da ADM .....	19
4	Fundamentação teórica .....	22
4.1	Elastografia e isquiotibiais.....	22
4.2	Elastografia e alongamento de isquiotibiais .....	22
5	Materiais e métodos.....	25
5.1	Visão geral: metodologia.....	25
5.2	Metodologia da pesquisa .....	25
5.3	Procedimentos .....	27
5.3.1	Aquisição de imagem .....	27
5.3.2	Processamento de imagem.....	29

5.3.3 Amplitude de movimento máxima .....	29
5.4 Protocolo de Alongamento .....	30
5.5 Análise estatística .....	31
6 Resultados.....	33
7 Discussão .....	37
8 Conclusão .....	41
9 Referências bibliográficas .....	42

# 1 Introdução

Os componentes do grupamento muscular isquiotibial; semitendíneo (ST), semimembranoso (SM) e bíceps femoral com suas duas cabeças (BF-l e BF-c), possuem diferentes funcionalidades como consequência de suas arquiteturas. Nos isquiotibiais, em virtude do arranjo de suas fibras e áreas de secção transversa intermediárias, parece que o BF-l e o SM são projetados para execução de força. Mas o músculo BF-c e, especificamente, o ST têm comprimento de fibra longos e baixas área de secção transversa (AST), o que permite maiores amplitudes de movimento (ADM) e capacidade de geração de força (LIEBER e FRIDEN, 2001; WARD, 2009).

Esse grupamento muscular participa efetivamente da marcha e da corrida, o que predispõe lesões por *sprint* em corredores, principalmente no BF-l, e por alongamentos extremos em dançarinos, principalmente no SM (ASKLING *et al.*, 2006). Esse fato pode estar diretamente relacionado à suas arquiteturas e propriedades mecânicas intrínsecas.

O treinamento de flexibilidade, através de exercícios de alongamento, é uma forma de treinamento físico que objetiva uma melhora da ADM, uma redução da resistência passiva ao alongamento e, ainda que não seja um consenso na literatura, uma redução do risco de lesões (HARTIG *et al.*, 1999; WITVROUW *et al.*, 2003), sendo comumente utilizado em diversos esportes e na reabilitação. No entanto, apesar do alongamento promover um aumento da ADM, não se conhece totalmente os mecanismos que levam à tal mudança.

Existem duas principais hipóteses para o ganho de ADM após programas de alongamento: alteração nas propriedades mecânicas dos músculos e/ou tendões, como por exemplo diminuição da rigidez dos tecidos (MAGNUSSON *et al.*, 1995; FREITAS *et al.* 2015) ou a alteração de base neural, com aumento da tolerância à dor, isto é, indicando que a unidade miotendínea (UMT) pode tolerar mais tensão passiva após a intervenção (MIYAMOTO *et al.*, 2015; MAGNUSSON *et al.*, 1996). O aumento na extensibilidade muscular observado imediatamente após o alongamento agudo e após programas de alongamento a curto prazo (de três a oito semanas) parece ser resultado de uma alteração na percepção dos voluntários sobre a sensação de dor ou desconforto e não a uma alteração na mecânica tecidual (WEPPLER *et al.*, 2010). Mas de acordo com Freitas *et*

*al.* (2018), o efeito de programas de alongamento crônicos (mais de oito semanas), nas propriedades mecânicas dos tecidos muscular e conjuntivo, ainda precisa ser elucidado.

Os recentes avanços nas técnicas de aquisição e processamento de imagens de ultrassom permitiram quantificar a rigidez do tecido em tempo real de forma não invasiva, através da técnica de elastografia *Supersonic Shear Imaging* (SSI). De maneira resumida, esta técnica se baseia na emissão de forças de radiação acústicas focalizadas (*pushing*) em diferentes profundidades do tecido biológico, as quais geram ondas transversais de cisalhamento no meio e, de acordo com a velocidade de propagação ( $c_s$ ) dessas ondas, pode ser estimada o modo de cisalhamento do meio que é proporcional à sua rigidez. Sua representação ocorre de maneira qualitativa e quantitativa, através de um mapa de cores sobreposto à imagem de referência em modo B e do o módulo de cisalhamento ( $\mu$ ), respectivamente (GENNISSON *et al.*, 2013; SHIINA *et al.*, 2013).

A elastografia em tecido músculo esquelético permite compreender a interação entre estrutura e função muscular. No entanto, devido ao músculo ser um tecido anisotrópico, heterogêneo e viscoelástico, muitos pesquisadores têm estudado os protocolos mais adequados para realizar a análise das propriedades mecânicas musculares (CHINO *et al.*, 2012; CORTEZ *et al.*, 2016).

Utilizando a técnica de SSI, Chino *et al.* (2012) confirmaram a confiabilidade intra e inter-avaliador (CCI = 0,99 e CCI = 0,89, respectivamente), além de validar elastografia para medir rigidez muscular de humanos, comparando o gastrocnêmio medial e tecido muscular mimetizado através de resultados obtidos a partir da elastografia por ressonância magnética e elastografia por ultrassom. Mas são poucos os estudos que analisaram o grupamento muscular dos Isquiotibias (BF-l, BF-c, SM, ST) utilizando a técnica de SSI. Dubois *et al.* (2015) validaram o uso da técnica SSI para análise de músculos do membro inferior baseado em um protocolo de medida para quantificar o  $\mu$  de 11 músculos tanto em repouso quanto durante o alongamento passivo, incluindo os isquiotibiais, e obtiveram uma boa confiabilidade interoperadores e intra-operador (CCIs entre 0,91 e 0,94).

Até o presente, foram encontrados 10 estudos que aplicam a técnica de elastografia dinâmica na análise de propriedade mecânicas dos músculos dos isquiotibiais envolvendo exercícios de alongamento. Desses, seis analisaram o  $\mu$  dos isquiotibiais durante posições de estiramento muscular em dinamômetro isocinético (UMEGAKI *et al.*, 2014; LE SANT

2015; NAKAMURA *et al.*, 2016; MIYAMOTO *et al.*, 2017; AVRILLON *et al.*, 2020; MIYAMOTO *et al.*, 2019), três analisaram os efeitos do alongamento de forma aguda, medindo os parâmetros elastográficos antes e após uma única sessão de alongamento, que variou entre cinco minutos e sete minutos e meio de intervenção (UMEGAKI *et al.*, 2015, MIYAMOTO *et al.* 2015; NAKAO *et al.* 2018). Somente o estudo de Ichihashi *et al.* (2016) aplicou um programa de alongamento estático de quatro semanas para o membro dominante, utilizando o dinamômetro isocinético. Observaram uma diminuição no  $\mu$  dos músculos isquiotibiais, com um efeito maior no SM comparado ao BF-1 e ST. Os resultados corroboram com estudos de Umeaki *et al.* (2015) e Nakao *et al.* (2018) nos quais o músculo SM apresentou uma maior redução do  $\mu$  quando comparado com os demais isquiotibiais após a realização de alongamento agudo. Entretanto em todos os estudos foram realizadas intervenções de alongamento no dinamômetro isocinético, o que difere da prática de exercícios para ganho de flexibilidade.

Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar as respostas agudas em relação ao  $\mu$  dos isquiotibiais (ST, SM e BF-1) e ADM máxima da articulação do quadril antes e após a intervenção de uma sessão de exercícios de alongamento estático semelhantes à prática de treinamento de flexibilidade.

## **2 Objetivos**

### **2.1 Objetivo geral**

Determinar o efeito de uma sessão de alongamento estático específico para isquiotibiais no módulo de cisalhamento ( $\mu$ ) dos músculos isquiotibiais de jovens.

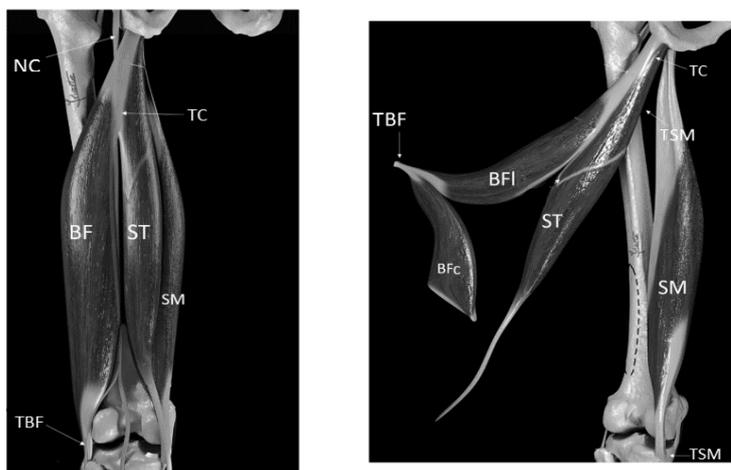
### **2.2 Objetivo específico**

- Verificar a ADM máxima da flexão de quadril com joelho estendido antes e após o alongamento para determinar o efeito da intervenção nesse parâmetro.
- Calcular a variabilidade e confiabilidade das medidas de SSI realizadas nos músculos semitendíneo, bíceps femoral (cabeça longa) e semimembranoso.
- Determinar a variação do  $\mu$  dos músculos semitendíneo, bíceps femoral (cabeça longa) e semimembranoso de jovens antes e após o alongamento.

## 3 Revisão da literatura

### 3.1 Isquiotibiais

O conjunto muscular dos isquiotibiais é composto por três músculos multiarticulares, são eles: semitendíneo (ST), semimembranoso (SM) e bíceps femoral (BF), no entanto o último é dividido em duas cabeças, sendo elas a longa (BF-l) e a curta (BF-c) (BALIUS *et al.*, 2019; BELTRAN *et al.*, 2012; KOSITSKY *et al.*, 2019). A cabeça curta é o único componente desse complexo muscular que não atravessa duas articulações, ou seja, é o único monoarticular. Esse complexo muscular recebe essa terminologia devido as origens serem no ísquio e as inserções serem na tíbia.



**Figura 1:** Representação dos músculos Isquiotibiais. (BF) Bíceps Femoral; (BFI) Cabeça longa do BF; (BFC) Cabeça curta do BF; (ST) Semitendíneo; (SM) Semimembranoso; (TC) Tendão comum ao BF e ST; (TSM) Tendão do SM; (TBF) Tendão do BF; (NC) Nervo ciático. (Imagem de Balius 2019, adaptada pela autora).

O músculo BF possui duas origens, diferenciadas pela cabeça longa, a qual surge da face medial da tuberosidade isquiática e a cabeça curta que se origina na linha áspera lateral do fêmur. A inserção distal do BF é na cabeça da fíbula e côndilo tibial lateral (BELTRAN *et al.*, 2012). Portanto, enquanto a cabeça longa cruza duas articulações, proximalmente a articulação do quadril e distalmente a articulação do joelho, a cabeça curta cruza apenas a articulação do joelho. Ao analisar cinesiológicamente, o BF-l auxilia na extensão de quadril e flexão de joelho, já o BF-c apenas na flexão de joelho.

Independente das origens, esse músculo é inervado pelo nervo ciático e este será um ponto de referência importante para a técnica do ultrassom (US) aplicada aos isquiotibiais.

O músculo ST, possui essa terminologia devido ao longo comprimento de seu tendão. Esse músculo se origina na parte inframedial da tuberosidade isquiática. Seu tendão de inserção é redondo e comprido, distalmente o mesmo circunda o côndilo medial da tíbia e é inserido na parte superior da superfície medial da tíbia junto com o músculo Grácil e Sartório, os quais juntos formam a “pata de ganso”. Além disso, ST possui uma linha de tecido conjuntivo aproximadamente localizada em seu ventre muscular, separando o músculo em duas unidades independentes com inervação diferente. Esse fato é relevante para as técnicas de US pois esta é uma referência hiperecótica (BELTRAN *et al.*, 2012; BALIUS *et al.* 2019).

O músculo SM tem origem através de um tendão espesso na parte supralateral da tuberosidade isquiática, se posiciona superior e lateral ao BF e ST. O tendão proximal é uma estrutura alongada que se expande para a aponeurose superficial, onde as fibras musculares surgem e convergem para aponeurose profunda, que se conecta com o tendão de inserção. Distalmente, ele é composto principalmente por numerosas fibras curtas e penadas. O semimembranoso é inserido no côndilo medial da tíbia (BELTRAN *et al.*, 2012).

A compreensão anatômica e cinesiológica possui grande relevância, mas para um melhor discernimento das propriedades fisiológicas e biomecânicas, especificamente dos isquiotibiais, será vislumbrado um estudo desde as micromoléculas até as estruturas anatômicas, já vistas.

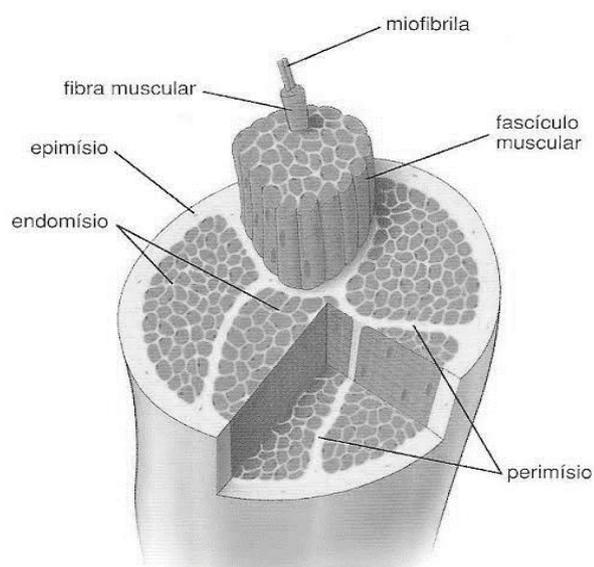
### **3.2 Tecido músculo esquelético**

O músculo esquelético é um dos tecidos mais dinâmicos e plásticos do corpo humano. Eles compreendem aproximadamente 40% do peso corporal total e contém 50-75% de todas as proteínas do corpo (FRONTERA *et al.*, 2014). Esse tecido possui a função de gerar torque articular ao aproximar ou afastar extremidades ósseas, possibilitando movimentos corporais.

É notório que músculo esquelético contribui significativamente para várias funções corporais. Do ponto de vista mecânico, a principal é gerar força através de uma

conversão de energia química em energia mecânica visando a manutenção da postura e produção de movimentos (FRONTERA *et al.*, 2014).

Em síntese, o músculo é um dispositivo biomecânico que requer a coordenação entre vários componentes microscópicos e macroscópicos, essenciais para a normalidade da função muscular. Estruturalmente, cada sarcômero possui um alinhamento em série, delimitados pela linha Z, para a formação das miofibrilas, as quais se agrupam dando origem às fibras musculares que são envolvidas por uma camada de tecido conjuntivo chamado endomísio. Estas então se unem em fascículos revestidos pelo perimísio e assim, formam o músculo que é circundado pelo epimísio.



**Figura 2:** Representação da estrutura muscular. (Imagem de domínio público, adaptada pela autora).

Dentre os fatores microscópicos e bastante estudados nos últimos anos, estão os sarcômeros que representam a unidade funcional do músculo, composta por dois principais conjuntos de filamentos proteicos: filamentos finos ( $\alpha$ -actina e proteínas associadas) e filamentos grossos (miosina e proteínas associadas) que correm paralelos ao eixo das fibras musculares (MUKUND *et al.*, 2019).

O posicionamento lado a lado dos filamentos de miosina e actina é mantido por meio de um grande número de moléculas filamentosas e elásticas da proteína chamada titina. Essa flexibilidade das moléculas de titina atua como arcabouço, que mantém os filamentos de miosina e actina em seus lugares, possibilitando o mecanismo de contração e relaxamento. Uma extremidade da molécula elástica de titina está fixada ao disco Z e a

outra extremidade nos filamentos de miosina, atuando como mola e variando seu comprimento conforme o sarcômero contrai e relaxa. (FRONTERA *et al.*, 2014; MUKUND *et al.*, 2019)

Estudos têm mostrado que a titina e nebulina são importantes proteínas elásticas que contribuem para as propriedades musculares. A titina é uma proteína que liga o disco Z do até a miosina. Já a nebulina, é interligada às proteínas nos filamentos finos. Essas proteínas contribuem para a integridade do sarcômero, influenciam as características de tensão passiva e rigidez das miofibrilas (FRONTERA *et al.*; MONROY *et al.*, 2012). De acordo com Monroy *et al.* (2012) a rigidez da titina aumenta quando o sarcômero é alongado (tensão passiva) e com a contração muscular (tensão ativa), ou seja, a titina funciona como uma mola no músculo. Conseqüentemente, essas proteínas elásticas podem estar diretamente relacionadas com o ganho de ADM e rigidez do tecido músculo estriado esquelético.

### **3.3 Biomecânica: Arquitetura muscular**

De acordo com Gans e Frits (1987), o arranjo das fibras musculares relativas ao eixo de geração de força do músculo define a arquitetura do músculo esquelético e prediz sua capacidade funcional. A arquitetura muscular depende das relações geométricas formadas pelas fibras, as quais podem ser constituídas de arranjos penados ou fusiformes. As fibras que se estendem paralelamente ao eixo gerador de força do músculo são descritas na literatura com uma arquitetura fusiforme ou longitudinal, enquanto as fibras orientadas com um ângulo em relação ao eixo gerador de força e se inserem no tecido conjuntivo chamado aponeurose interna ou profunda são denominadas penadas por possuírem ângulo de penação (AP) (LIEBER e FRIDEN, 2001; BLAZEVIICH, 2006).

Os dois parâmetros arquitetônicos muscular que são importantes preditivos da função do músculo são: a área de secção transversa fisiológica (AST) e o comprimento da fibra muscular. O primeiro é proporcional à força muscular máxima, enquanto o segundo é proporcional à excursão muscular máxima (LIEBER e FRIDEN, 2000). Então, ao analisar a funcionalidade da arquitetura muscular, concluiu-se que músculos penados com fascículos correspondentemente curtos, são adequados para produção de força elevada e abrange amplitudes de movimento relativamente curtas, devido ao maior armazenamento de sarcômeros em paralelo. Enquanto músculos com fascículos longos

possui grande faixa de excursão e altas velocidades de contração, pois eles têm um grande número de sarcômeros em série que são contraídos simultaneamente (BLAZEVICH, 2006; LIEBER e FRIDEN, 2001).

A razão entre o comprimento da fibra e o comprimento do músculo ( $L_f / L_m$ ) indica o design da arquitetura muscular. Por exemplo, se um músculo contém fibras que abrangem todo o comprimento muscular com razão igual a 1 ( $L_f / L_m = 1$ ), ele é projetado para executar grandes ADM em comparação com um músculo que possui fibras que abrangem apenas metade ( $1/2$ ) de seu comprimento, com razão igual a 0,5 ( $L_f / L_m = 0.5$ ), pois sua característica será de executar grandes forças. Essa proporção permite comparações entre as funcionalidades dos músculos (WARD, 2009).

**Tabela 1:** Representação da arquitetura dos isquiotibiais. (Tabela de Ward et al., 2009, adaptada pela autora).

<b>Tabela 1 - Propriedades Arquitetônicas dos Isquiotibiais</b>						
Músculo	Massa (g)	Comprimento muscular (cm)	Comprimento da fibra (cm)	Ângulo de penetração (°)	AST (cm <sup>2</sup> )	Razão $L_f/L_m$
<b>Bíceps Femoral-L (n=18)</b>	113.37 ± 48.53	34.73 ± 3.65	9.76 ± 2.62	11.58 ± 5.50	11.33 ± 4.75	0.28 ± 0.08
<b>Bíceps Femoral-C (n=19)</b>	59.79 ± 22.62	22.39 ± 2.50	11.03 ± 2.06	12.33 ± 3.61	5.06 ± 1.69	0.49 ± 0.07
<b>Semitendíneo (n=19)</b>	99.74 ± 37.81	29.67 ± 3.86	19.30 ± 4.12	12.86 ± 4.94	4.82 ± 2.01	0.65 ± 0.11
<b>Semimembranoso (n=19)</b>	134.31 ± 57.56	29.34 ± 3.42	6.90 ± 1.83	15.09 ± 3.43	18.40 ± 7.53	0.24 ± 0.06

A arquitetura dos isquiotibiais é estruturada não só pelo por sua organização, mas por um conjunto de fatores como  $L_m$ ,  $L_f$ , AST e AP, por exemplo. Essas propriedades possibilitam distinguir as principais funções de cada músculo e melhor compreender a mecânica muscular. Como observado na tabela 1, os músculos BF-l e SM possuem uma maior AST (11.33 ± 4.75 e 18.4 ± 7.53, respectivamente) e menor razão  $L_f / L_m$  (< 0.5), isso indica que esses músculos são projetados para execução de força. Por outro lado, os músculos BF-c e, especificamente, o ST têm baixas AST (5.06 ± 1.69 e 4.82 ± 2.01) e comprimento de fibra longos que fazem uma maior razão  $L_f / L_m$  (> 0.5), isso então o permite a realização de grandes ADM e baixa capacidade de executar força (LIEBER e FRIDEN, 2001; WARD, 2009)

### 3.4 Propriedades mecânicas dos materiais

O corpo humano é composto por diversos tipos de estruturas que sofrem ação de forças externas a todo momento. Então, ao realizar uma análise biomecânica sobre qualquer uma dessas estruturas, é limitante entendê-las apenas como corpos rígidos através de análises cinéticas e cinemáticas, pois estes são corpos deformáveis e as propriedades dos materiais devem ser levadas em consideração. De acordo com Ozkaya (2012) a mecânica dos corpos deformáveis é entendida como as relações entre carregamentos externos e seus efeitos internos aos corpos.

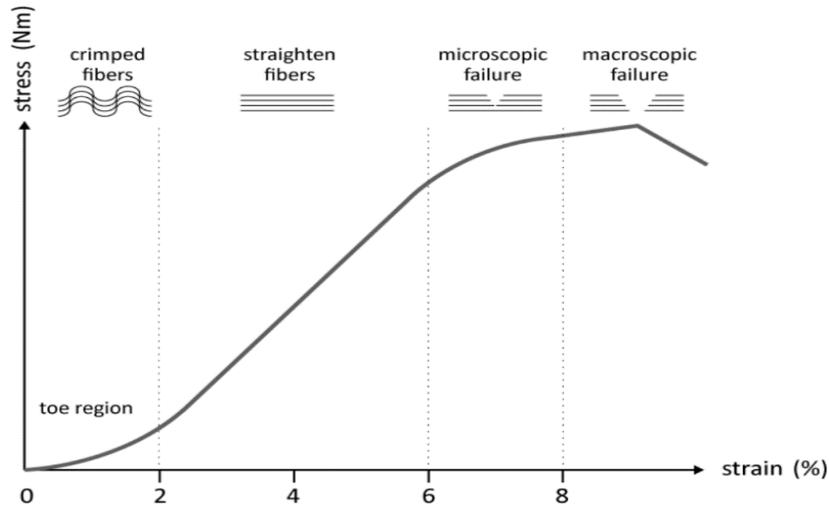
A deformação de um material biológico ocorre quando um corpo é submetido à forças aplicadas externamente, proporcionando alterações internas ao material, mas o mesmo permanece em equilíbrio estático. Isso ocorre devido ao deslocamento interno das partículas que formam esse material. Já as tensões que causam a deformação do corpo sólido podem ser de origem mecânica, térmica, elétrica ou magnética (OZKAYA *et al.*, 2012), entretanto, para esse estudo biomecânico nos concentraremos apenas nas forças mecânicas. Visto isso, as principais grandezas usadas para avaliação das propriedades mecânicas são: tensão e deformação.

A definição de tensão ( $\sigma$ ) é, de maneira simplificada, a razão entre uma força (F) aplicada sobre a área (A) do material, de acordo com a equação (i). Já a deformação ( $\varepsilon$ ) é definida como a razão entre a deformação total ( $l-l_0$ ) produzida e a dimensão inicial ( $l_0$ ) do material, representado pela equação (ii) (HUSTON, 2008).

$$(i) \quad \sigma = \frac{F}{A_0}$$

$$(ii) \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

Segundo Huston (2008), a Lei de Hooke é a mais antiga e básica de todas as relações tensão-deformação. Sabendo disso, se um material for submetido à forças de tensão (ou compressão), o alongamento (ou encurtamento) a resultante do material é diretamente proporcional à magnitude da força aplicada. Essa relação linear entre tensão-deformação de materiais isotrópicos e elásticos é regido pela Lei de Hooke. Além disso, esta lei assume que o comportamento do material pode ser definido a partir de três constantes elásticas: Módulo de Cisalhamento, Módulo de Young e Coeficiente de Poisson, os quais serão descritos ao longo deste trabalho.



**Figura 3:** Curva tensão-deformação do tendão calcâneo. (Rami et al. 2011).

Para a maioria dos materiais viscoelásticos, e particularmente para materiais biológicos, a relação tensão-deformação não está linearmente relacionada durante toda sua excursão. No entanto observa-se, de acordo com o gráfico (Figura 3), que mesmo materiais não lineares como os tendões, há uma região elástica linear em seus diagramas tensão-deformação (a região entre 2% e 6% de deformação). Portanto, é regido pela lei de Hooke, e a constante de proporcionalidade é chamada de Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young, denotado como  $E$  de acordo com a equação (iii) a seguir:

$$(iii) \quad \sigma = E \cdot \varepsilon$$

O módulo de elasticidade ( $E$ ) é igual à inclinação da curva do diagrama tensão-deformação na região elástica. Além disso, representa a rigidez de um material, de modo que quanto maior o módulo de elasticidade, mais rígido o material.

Além das tensões de tração e compressão, há exposição à cargas de cisalhamento. Para esses casos a lei de Hooke também é aplicada, onde a tensão de cisalhamento ( $\tau$ ) é linearmente proporcional à deformação de cisalhamento ( $\gamma$ ), e a constante de proporcionalidade é chamada de Módulo de Cisalhamento, indicado com o símbolo  $\mu$  conforme a equação (iv):

$$(iv) \quad \tau = \mu \cdot \gamma$$

Assim como o módulo de Young, o módulo de cisalhamento de um determinado material linear é igual à inclinação da curva na região elástica. Quanto maior o módulo de cisalhamento, mais rígido o material.

Quando uma estrutura é sujeita a tensão de tração uniaxial no eixo  $\epsilon_{xx}$ , as dimensões transversais no eixo  $\epsilon_{yy}$  diminuem enquanto simultaneamente se alongam na direção da carga aplicada ( $\epsilon_{xx}$ ). Para tensões dentro do limite de proporcionalidade, a razão de deformações que ocorrem nas direções axial ( $\epsilon_{yy}$ ) e lateral ( $\epsilon_{xx}$ ) é constante (OZKAYA *et al.*, 2012; HUSTON, 2008). Essa constante é chamada de razão ou coeficiente de Poisson e, geralmente, é indicada pelo símbolo  $\nu$ , conforme a equação (v):

$$(v) \quad \nu = -\frac{\epsilon_{yy}}{\epsilon_{xx}}$$

Materiais isotrópicos são aqueles que possuem as mesmas propriedades em todas as direções. Para esse tipo de material elástico, o módulo de Young (E), o módulo de cisalhamento ( $\mu$ ) e a razão de Poisson ( $\nu$ ) estão relacionados através da expressão (vi):

$$(vi) \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

O valor de  $\nu$  varia de 0 a 0,5 dependendo do material. Para materiais incompressíveis, como líquidos,  $\nu$  é igual a 0,5. Como a maioria dos tecidos biológicos são incompressíveis, uma boa aproximação de  $\nu$  é também de 0,5 (HUSTON, 2008).

Uma outra maneira de avaliar a rigidez de tecidos isotrópicos é através da técnica de elastografia, a qual junto ao ultrassom modo-B permite uma avaliação da rigidez do tecido visualmente e quantitativamente.

### 3.5 Ultrassom modo-B

A energia ultrassônica é gerada por um transdutor que faz uso de uma matriz de cerâmicas piezoelétricas para realizar a conversão de uma voltagem elétrica em uma onda ultrassônica e executa reciprocamente a conversão da energia ultrassônica refletida de incompatibilidades de impedância acústica em uma tensão recebida que passa por um processamento para a formação de imagem em modo-B (brightness mode) (KOSSOFF, 2000). Nesta modalidade, a grande vantagem é que essas imagens podem ser visualizadas em tempo real, permitindo o estudo da dinâmica e mecânica do tecido (LENTO *et al.*, 2008). A profundidade da onda pode ser calculada usando a equação (vii):

$$(vii) \quad c = \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad \therefore \quad \Delta s = c \cdot \Delta t$$

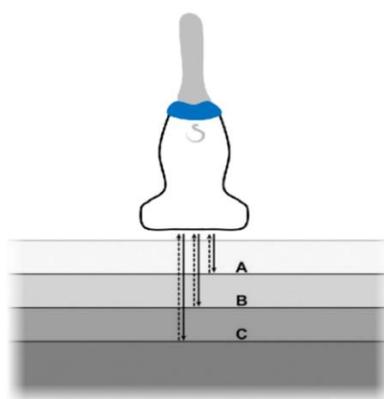
Onde a distância ( $\Delta s$ ) é igual velocidade ( $c$ ) multiplicado pelo tempo ( $\Delta t$ ), em que, a velocidade do som no tecido humano é, aproximadamente, 1540 m/s e o tempo é

conhecido devido ao registro do momento que pulso é gerado e de seu retorno (KOSSOFF, 2000).

A propagação da onda pode ser de maneira longitudinal ou como ondas de cisalhamento, formando um ângulo reto com a direção da emissão. Há uma aproximação no valor da velocidade de propagação em tecido humano, a qual independe da frequência. Mudanças na frequência afetam a resolução da imagem devido à alteração no comprimento de onda ( $\lambda$ ) que é definido como a distância entre 2 pontos correspondentes em uma onda. Seu cálculo é realizado a partir da divisão da velocidade de propagação ( $c$ ) pela frequência ( $f$ ), assim como na equação (viii) (KOSSOFF, 2000).

$$(viii) \quad \lambda = \frac{c}{f}$$

As ondas sonoras se propagam até encontrar uma interface acústica. As interfaces acústicas ocorrem em qualquer ponto em que haja uma alteração na rigidez ou densidade dos tecidos adjacentes. Após esse encontro, uma porção da energia da onda sonora reflete como ECO e através do efeito piezoelétrico reverso, a energia sonora é transformada em um sinal elétrico para processamento e isso, permite que parte dela passe e penetre mais profundamente no tecido, o que gera diferentes ECO's dependendo das impedâncias.



**Figura 4:** Representação das interfaces (Imagem de Smith et al., 2009 adaptada pela autora).

A impedância acústica ( $Z$ ) pode ser calculada através do produto da densidade do tecido ( $\rho$ ) pela velocidade de propagação no mesmo ( $c$ ), de acordo com a equação (ix) (KOSSOFF, 2000).

$$(ix) \quad Z = \rho \cdot c$$

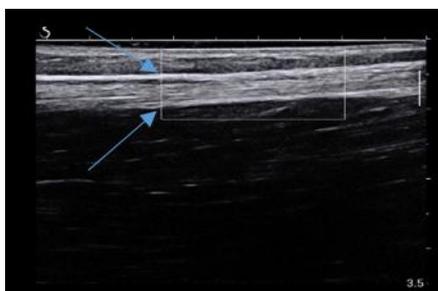
À medida que a onda ultrassônica se propaga através do tecido, a energia diminui progressivamente devido à atenuação. Esta é subdividida em absorção, que envolve

transformação de energia mecânica em calor e espalhamento, que ocorre quando a onda encontra partículas no meio e essas captam parte de sua energia, promovendo mudança de sua principal direção de propagação. (KOSSOFF, 2000).

### ***3.5.1 Músculo e Tendão por US***

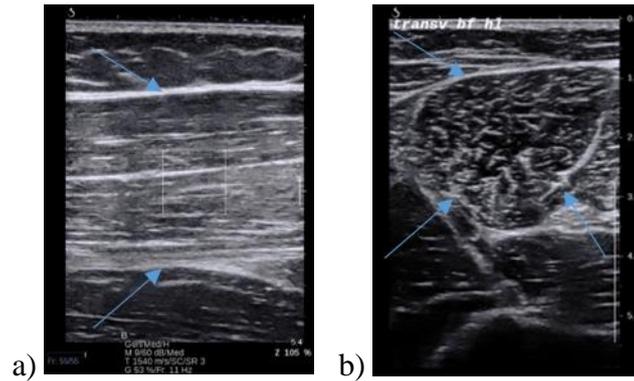
A técnica de US em músculo esquelético é avaliador-dependente (SMITH *et al.*, 2009), com isso, é importante posicionar o transdutor formando um ângulo de 90° com a estrutura que está sendo visualizada, pois qualquer desvio resultará na reflexão do feixe para longe do transdutor, causando uma redução na ecogenicidade do tecido que está sendo examinado (LENTO *et al.*, 2008).

A escolha do transdutor é determinada principalmente pela profundidade do tecido de destino, seja músculo ou tendão, pois a frequência e profundidade de penetração possuem uma relação inversa. Embora os transdutores de frequências mais altas produzam uma melhor resolução, exibem uma menor profundidade de penetração no corpo (SMITH *et al.*, 2009). Este tipo é mais indicado para estruturas superficiais como os tendões, por exemplo, os quais são compostos por fascículos de fibras de colágeno paralelas, aparecem como bandas hiperecóticas nas imagens.



***Figura 5: Representação do tendão do músculo semitendíneo em modo-B.***

Em relação aos músculos, ao alinhar o transdutor longitudinalmente, os fascículos se apresentam como linhas hiperecóticas, assim como as aponeuroses musculares. Mas caso o transdutor seja posicionado transversalmente ao músculo, os fascículos são visualizados como pontos ou traços hiperecóticos (Figura 6).



**Figura 6:** a) Transdutor longitudinal ao músculo ST e b) Transdutor transversal ao músculo BF-l.

A tecnologia do ultrassom tem avançado rapidamente objetivando a melhora na qualidade de imagem. Isto, conseqüentemente, torna viável novas oportunidades de aplicação da técnica, além de possibilitar o surgimento de novas análises não invasivas.

### 3.6 Elastografia

Uma análise não invasiva das propriedades elásticas do tecido isotrópico e homogêneo é possível através da elastografia dinâmica. De maneira resumida, a elastografia dinâmica se baseia na ação de um scanner ultrarrápido e ultrassônico que emite pulsos ultrassônicos focalizados em diferentes profundidades do tecido biológico, as quais geram ondas de cisalhamento no meio. A velocidade de propagação dessas ondas de cisalhamento é monitorada por ultrassom convencional e a partir dessas velocidades é estimada a rigidez do meio. Sua representação ocorre de maneira qualitativa e quantitativa, através de um mapa de cores sobreposto à imagem de referência em modo B e do o módulo de cisalhamento ( $\mu$ ), respectivamente (GENNISSON *et al.*, 2013). Atualmente, existem algumas diferentes modalidades de elastografia, mas nos concentraremos na modalidade denominada *Supersonic Shear Imaging* (SSI), utilizada no presente estudo.

A elastografia dinâmica ao ser implantada no ultrassom de imagem, deu origem ao equipamento comercial Aixplorer®. Esse equipamento possui um scanner ultrarrápido e ultrassônico que atua de dois modos simultâneos, são eles o *pushing* e o *imaging*. O modo *imaging* consiste na realização de uma imagem ecográfica de referência do meio e, ao estabilizar a imagem de referência em modo B, uma sequência de forças de radiação

acústica (*pushing*) de aproximadamente 1500 m/s são emitidas através da matriz pizoelétrica do transdutor focalizando o feixe ultrassônico em sucessivas profundidades do tecido formando o cone de Mach (BERCOFF *et al.*, 2004; SHIINA *et al.*, 2013).

O *pushing* gera uma perturbação no meio, dando origem à uma onda longitudinal que se propaga de maneira axial à face do transdutor e duas ondas transversais, chamadas de ondas de cisalhamento que se movem mais lentamente, aproximadamente (1 a 50 m/s) e se propagam de maneira paralela à face do transdutor. Essas ondas de cisalhamento possuem baixas frequências (10 a 2000 Hz), pois o tecido funciona como um filtro passa baixas devido à absorção em frequências mais altas. Todas as ondas de cisalhamento resultantes são amplificadas, pois interferem construtivamente ao longo de um cone Mach, criando duas frentes de onda de cisalhamento quase planas que se propagam em sentidos opostas. O ângulo entre as duas ondas planas é proporcional à razão entre a velocidade da onda de cisalhamento ( $C_s$ ) e a velocidade da fonte de *pushing* ( $C_L$ ), isto é, o inverso do número Mach (BERCOFF *et al.*, 2004; GENNISSON *et al.*, 2013).

$$(x) \quad \theta = \frac{C_s}{C_L}$$

Concomitante ao *pushing*, o modo *imaging* é acionado, através de outros elementos pizoelétricos, para detectar a vibração das partículas no meio devido à propagação da onda de cisalhamento. Então, é formado um conjunto de imagens ultrarrápidas (*frames*) em uma frequência de aquisição média de 3 KHz, possibilitando o cálculo da velocidade de descolamento destas ondas de cisalhamento ( $c_s$ ) (SHIINA *et al.* 2013).

O processamento das imagens consiste em estimar a velocidade da onda de cisalhamento entre dois pontos da imagem, usando um algoritmo conhecido como tempo de vôo. Para isto, ocorre o rastreamento do padrão de granulação (*speckles*) através do cálculo da correlação cruzada entre todas as imagens adquiridas após o *pushing* ser ativado e a imagem de referência. A partir da comparação do atraso ( $\Delta t$ ) registrados em dois locais diferentes e uma distância ( $\Delta x$ ) ao longo do eixo x, é possível obter a  $C_s$  de acordo com a equação (xi) (TANTER *et al.*, 2008; LIMA *et al.*, 2017).

$$(xi) \quad c_s = \frac{\Delta x}{\Delta t}$$

Por fim, mapas quantitativos de módulo de cisalhamento são representados em um elastograma com código de cores na tela do US exibindo velocidades de onda de

cisalhamento em metros por segundo de acordo com a ou elasticidade do tecido em kilopascal (kpa). Para os elastogramas de cores, normalmente o vermelho é definido para codificar consistência rígida, o azul indica consistência suave e o verde e o amarelo codificam rigidez intermediária (GENNISSON *et al.*, 2013; SHIINA *et al.*, 2015)

Além da SSI fornecer a velocidade da onda de cisalhamento, em meio considerado puramente elástico e isotrópico,  $c_s$  está diretamente relacionada ao módulo de cisalhamento conforme a equação (xii) em que  $\rho$  é a densidade biológica do tecido (1010 kg/m<sup>3</sup>).

$$(xii) \quad \mu = \rho \cdot c_s^2$$

Segundo Shiina *et al.* (2015), as diferenças na rigidez dos tecidos moles são expressas por módulos elásticos e eles estão relacionados entre si, pois o módulo de Young (E) pode ser expresso usando o módulo de cisalhamento ( $\mu$ ) e a razão de Poisson ( $\nu$ ) de acordo com a equação (xiii).

$$(xiii) \quad E = 2(1 + \nu) \mu$$

No entanto, para a maioria dos tecidos biológicos, o coeficiente de Poisson é próximo do valor de 0,5. Então, E é aproximadamente o triplo do  $\mu$  (SHINA *et al.* 2013; HUSTON, 2008). Portanto, assumindo um meio puramente elástico, a velocidade da onda de cisalhamento pode ser usada para obter o módulo de Young (E) de acordo com (xiv):

$$(xiv) \quad \mu = \rho c_s^2 \quad \therefore \quad E \cong 3 \mu$$

Isso significa que os valores de o módulo de Young aumentam à medida que a velocidade da onda de cisalhamento aumenta.

### **3.6.1 Elastografia em músculo esquelético**

A elastografia em tecido músculo esquelético fornece a capacidade de melhor compreender a interação entre estrutura e função muscular. No entanto, devido ao músculo ser um tecido anisotrópico, heterogêneo e viscoelástico, muitos pesquisadores despertam interesse em estudar a técnica de elastografia dinâmica para análises da rigidez muscular (Chino *et al.*, 2012; Cortez *et al.*, 2016). Neste contexto, a elastografia dinâmica tem sido aplicada para estimar o módulo de elasticidade do tecido musculoesquelético, com maior ênfase na última década.

Chino *et al.* (2012) confirmaram a confiabilidade intra e inter-avaliador (CCI = 0,99 e CCI = 0,89, respectivamente), além de validar elastografia para medir rigidez muscular de humanos, comparando o gastrocnêmio medial e tecido muscular mimetizado através de resultados obtidos a partir da elastografia por ressonância magnética e elastografia por ultrassom. Já Eby *et al.* (2013) estudaram musculaturas suínas e validaram o uso da SSI para análise de rigidez muscular, no entanto, há uma boa correlação quando o transdutor está paralelo às fibras, mas quando se encontra na orientação de 45° ou perpendicular às mesmas, a correlação reduz consideravelmente. As imagens são mais reproduzíveis quando realizadas no plano longitudinal por ser mais fácil reposicionar a orientação do transdutor em referência a uma medição anterior, visto que no plano transversal, pequenas modificações de angulação são mais difíceis de visualizar e causam maiores alterações na medição (CORTEZ *et al.*, 2016).

A arquitetura muscular é um importante parâmetro funcional para a análise mecânica e ocorre em nível macroscópico, influenciando a funcionalidade do músculo, como a capacidade de geração de força e amplitude de movimento. Visto isso, o AP é um importante parâmetro tanto para função quanto para estrutura do músculo, podendo ter uma variação de 0 a 30 ° em suas fibras (LIEBER e FRIDEN, 2001; WARD, 2009). Este, acaba sendo um tema de estudo referente à técnica de varredura para análise do módulo de elasticidade e propagação das ondas de cisalhamento em músculos penados.

Referente à elastografia dinâmica em músculos penados, Miyamoto *et al.* (2015) examinaram o gastrocnêmio medial e bíceps braquial de homens saudáveis e compararam o  $\mu$  que foi avaliado em condições paralela e oblíqua (20° de inclinação) à pele, ambos alinhados com as fibras. E os resultados sugerem que a elastografia dinâmica é uma ferramenta válida para avaliar as propriedades mecânicas dos músculos penados ao longo da direção do fascículo, se o ângulo não for superior a 20°. Corroborando com esses achados, Kelly *et al.* (2018) constataram em seu estudo com gastrocnêmio lateral, vasto lateral e material sintético que há uma redução do  $\mu$  com o aumento do ângulo das fibras em que, para ângulos de fibras musculares maiores que 20°, sugere-se considerar uma redução de 0,90 kPa para cada grau da AP.

### **3.7 Alongamento**

O alongamento pode ser definido como uma forma de treinamento físico que objetiva uma melhora da ADM e redução da resistência passiva ao alongamento. Apesar de controversas na literatura, (HARTIG *et al.*, 1999; WITVROUW *et al.*, 2003) o alongamento é proposto como parte integrante de programas de condicionamento físico objetivando, principalmente, a redução do risco de lesões, o alívio da dor associada à rigidez muscular e a melhora da flexibilidade (WEPPLER *et al.*, 2010; BEHM, 2011).

Há diferentes metodologias de alongamento descritas na literatura, as quais promovem o ganho de flexibilidade. Mas podem ser classificadas basicamente em três principais grupos: estáticos, que consiste em estender a musculatura até um ponto tolerável pelo indivíduo e que seja capaz de sustentar a posição por um tempo, seja por estímulo passivo ou ativo; dinâmicos que utilizam o balanço de um segmento corporal de maneira rítmica para alongar os músculos; ou FNP cujo procura facilitar o órgão tendinoso de Golgi (OTG), pois ao promover a contração muscular, há um aumento da tensão tendínea onde se encontra o OTG, que é estimulado a realizar a inibição da contração muscular. Esta inibição diminui a atividade muscular reflexa, provoca o relaxamento do músculo e, conseqüentemente, aumenta a ADM articular. No entanto, o alongamento estático é o mais utilizado atualmente por possuir menores índices de lesão e por proporcionar maiores ADM (BEHM, 2011).

A flexibilidade articular é frequentemente quantificada medindo-se a ADM sobre a articulação, especialmente nos campos de esportes e reabilitação. Desse modo, diferentes técnicas podem ser usadas para medir a eficácia de um programa de alongamento, como por exemplo a goniometria e a dinamometria.

#### **3.7.1 Teorias para aumento da ADM**

É consensual que o objetivo final do alongamento seja atingir uma ADM superior ao início do treinamento de flexibilidade. O que não se sabe, é como se alcança tais mudanças na ADM. Contudo, atualmente existem duas principais hipóteses para o ganho de ADM após alongamento muscular, a deformação viscoelástica no músculo ou a alteração sensitiva da dor.

Os músculos esqueléticos são considerados viscoelásticos, no entanto, sua resposta à força de tensão depende do tempo e da intensidade. Mas um aumento imediato no comprimento muscular, de acordo com a teoria mecânica, pode ocorrer devido ao comportamento viscoselástico dos músculos sempre que eles sofrem estiramentos de intensidade, duração e frequência suficientes (OZKAYA, 2012). Após 5 séries de alongamentos estáticos foi feita uma avaliação da deformação viscoelástica, pois com esse tipo de alongamento a resistência passiva do músculo ao alongamento diminuiu gradualmente. Esse declínio na resistência ao alongamento é chamado de “viscoelastic stress relaxation”, ou seja, relaxamento viscoelástico. Então, foi demonstrado que, com 5 repetidas manobras de alongamento estático, a resistência ao alongamento diminuiu a cada alongamento repetido exibindo uma resposta viscoelástica (MAGNUSSON *et al.*, 1995).

Mas ao se analisar as curvas torque passivo/ângulo após o alongamento, deveria haver alteração na curva, como por exemplo a redução do torque passivo na amplitude máxima anterior ao alongamento. Mas foi verificado que após o protocolo de 5 séries de alongamento dos isquiotibiais com 45 segundos de duração e 30 segundos de intervalo, a ADM máxima aumentou e havia um pico de torque aumentado, enquanto o EMG de baixo nível permaneceu inalterado. Esses fatos geram a necessidade de uma nova teoria, então podemos sugerir que o mecanismo para aumento da amplitude de movimento articular como resultado do alongamento foi uma alteração na tolerância ao alongamento, enquanto as propriedades do tecido permanecem inalteradas (MAGNUSSON *et al.*, 1996).

Os aumentos na extensibilidade muscular observados imediatamente após o alongamento e após programas de alongamento a curto prazo (de três a oito semanas) são provavelmente, devidos a uma alteração na percepção dos voluntários sobre a sensação de dor que ocorreu tardiamente e não a um aumento no comprimento muscular. Já o efeito de programas de alongamento crônico (mais que oito semanas) nas propriedades mecânicas ainda não foi elucidado (WEPPLER *et al.*, 2010; FREITAS *et al.*, 2018).

Apesar de os aumentos na extensibilidade muscular observados imediatamente após o alongamento serem possivelmente devidos apenas a uma alteração na tolerância ao alongamento e não a um aumento no comprimento muscular. Ainda precisa ser

estabelecido até que ponto essa adaptação é um fenômeno periférico, central ou uma combinação de ambos. (MAGNUSSON *et al.*, *et al.* 1996; WEPPLER *et al.*, 2010)

## **4 Fundamentação teórica**

### **4.1 Elastografia e isquiotibiais**

Não são muitos os estudos que analisaram o grupamento muscular dos isquiotibiais (BF-1, SM, ST) utilizando a elastografia dinâmica, embora a essa técnica apresente caráter promissor para avaliação das propriedades elásticas do músculo (DUBOIS *et al.*, 2015; LE SANT *et al.*, 2015, SARABON *et al.*, 2019).

Os achados mostram que avaliar o músculo em posição relaxada apresenta maior confiabilidade do que durante alongamento, já que alterações mínimas detectáveis foram menores na posição relaxada (6 a 10%) em comparação com a alongada (15 a 16%) (SARABON *et al.*, 2019). Além disso, os músculos ST e SM apresentam boa confiabilidade de medida do  $\mu$  tanto durante o alongamento quanto relaxado. Já o músculo BF-1 apresenta boa repetibilidade e reprodutibilidade ao analisar a cabeça longa, mas apesar do CCI do BF-1 cabeça curta ter sido bom (0,79 a 0,94) o CV foi maior que 40%, o que representa baixa confiabilidade (LE SANT *et al.*, 2015; DUBOIS *et al.* 2015; SARABON *et al.*, 2019).

### **4.2 Elastografia e alongamento dos isquiotibiais**

O alongamento é um exercício comum entre os profissionais da saúde e praticantes esportivos para ganho de flexibilidade, aquecimento e prevenção de lesão, sendo este último controverso (HARTIG *et al.*, 1999; WITVROW *et al.*, 2003). O método clássico usado para estudar a flexibilidade em seres humanos é a medição máxima da ADM e torque passivo, mas o último representa a resistência global de todo o complexo músculo-articular e, portanto, envolve outras estruturas, além de outros músculos (DECOSTER *et al.* 2005). Logo, esse método não avalia o comportamento de cada músculo dos isquiotibiais, enquanto esses músculos diferem de suas arquiteturas (BELTRAN *et al.*, 2012). Esse fato contribui para o interesse da técnica de elastografia possibilitando análises de mudanças intrínsecas aos músculos ao realizar exercícios de alongamento.

Na literatura, foram encontrados 10 estudos que integraram a técnica de elastografia dinâmica para análise de propriedade mecânicas musculares individuais antes, após ou durante exercícios de alongamento.

Alguns estudos mostram a interferência da posição do quadril sobre o  $\mu$  dos isquiotibiais na tentativa de encontrar uma maneira mais eficiente para alongá-los. Foi avaliado o efeito da rotação interna e externa do quadril em relação ao  $\mu$  do BF-l e ST, no entanto, a adição da rotação do quadril em 10°, 20° e 30° não apresentou efeito significativo no  $\mu$  dos isquiotibiais (UMEGAKI *et al.*, 2014). Além disso, investigaram o efeito de três posições pélvicas durante o alongamento e, em todos os isquiotibiais, o  $\mu$  foi significativamente maior na inclinação pélvica anterior. Logo, ao realizar uma extensão passiva do joelho com o quadril flexionado em 70°, 80° e 90° a maior flexão do quadril foi mais eficiente para tensionar os posteriores de coxa (LE SANT *et al.*, 2015; NAKAMURA *et al.*, 2016). De acordo com isso, Miyamoto *et al.* (2015) verificaram que a extensão de joelho foi mais eficiente para redução do  $\mu$  apenas no BF-l, em vez da flexão de quadril, que é comumente usada. Por outro lado, na ADM máxima do alongamento não teve diferença entre o  $\mu$  dos isquiotibiais ao realizar extensão de joelho, mas sim na flexão de quadril.

Sobre a relação da ADM máxima e o  $\mu$  dos isquiotibiais, tem sido demonstrado que durante o alongamento, quanto maior a ADM, maior será o  $\mu$  de cada músculo isquiotibial (UMEGAKI *et al.* 2014; LE SANT *et al.* 2015; MIYAMOTO *et al.* 2015, MIYAMOTO *et al.*, 2019). Entretanto, ao analisar o efeito agudo do alongamento após a intervenção, não foi encontrado nenhum estudo sobre o BF-c, mas pode-se afirmar que há redução significativa do  $\mu$  no ST, SM e BF-l, observando uma maior redução da rigidez no músculo SM (MIYAMOTO *et al.* 2015; UMEGAKI *et al.* 2015; NAKAO *et al.*, 2018). De acordo com isso, Avrillon *et al.* (2020) comparou o  $\mu$  de atletas que participam de programa de alongamento intenso com um grupo controle não praticante e encontrou que o  $\mu$  do SM é menor em praticantes de alongamento do que no grupo controle.

Parece que dentre os isquiotibiais, o músculo SM é o mais rígido e o músculo ST é o menos rígido (UMEGAKI *et al.*, 2014; UMEGAKI *et al.*, 2015; NAKAMURA *et al.*, 2016; MIYAMOTO *et al.*, 2017; LE SANT *et al.*, 2015; AVRILLON *et al.*, 2020). Isso pode ser devido à arquitetura do SM apresentar fibras mais curtas e penadas com característica de força, enquanto o ST possui fibras mais longas e menos penadas com

característica de excursão (WARD, 2009). Esses fatos estão de acordo com o estudo de Askling *et al.* (2006), o qual mostra que depois do BF-1, o SM é o segundo músculo isquiotibial mais lesionado e essas lesões no SM são geralmente durante alongamento extremo.

Relacionado ao tipo de alongamento, Nakao *et al.* (2018) investigaram a diferença entre a extensão do joelho passiva e ativa sobre o  $\mu$  dos isquiotibiais. Em ambos métodos de alongamento, a ADM máxima aumentou e o  $\mu$  diminuiu após a intervenção, sem diferença entre os tipos de alongamento. Da mesma forma, não foram encontradas diferenças no  $\mu$  entre membro dominante ou não-dominante e sexo feminino ou masculino (AVRILLON *et al.* 2020).

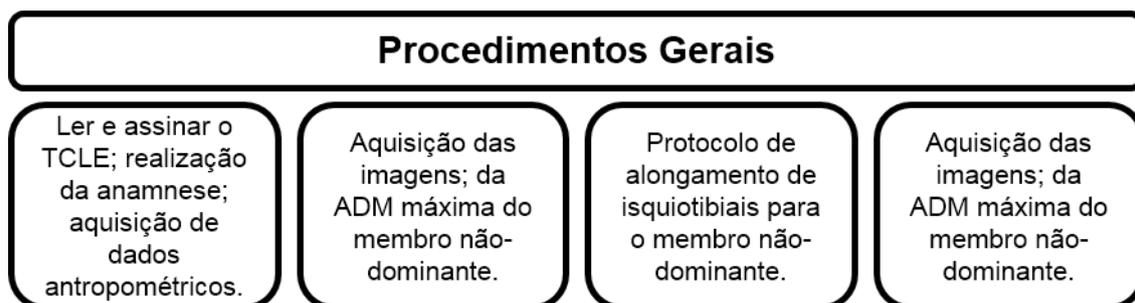
Entre todos os estudos encontrados, apenas um realiza um programa de alongamento de curta duração. Mais precisamente, o estudo de Ichihashi *et al.* (2016) mostrou que um programa de alongamento estático de quatro semanas para o membro dominante, utilizando o dinamômetro isocinético, induz uma diminuição no  $\mu$  dos músculos isquiotibiais, com um efeito maior no SM comparado ao BF-1 e ST. Os resultados corroboram com trabalhos que realizaram alongamento agudo (NAKAO *et al.*, 2018; MIYAMOTO *et al.*, 2015; UMEGAKI *et al.*, 2015).

Assim como em estudos prévios, espera-se que neste ocorra um aumento significativo da ADM máxima da flexão de quadril após uma sessão de alongamento agudo e que resulte em uma redução significativa do  $\mu$  dos músculos ST, BF-1 e, principalmente, SM (MIYAMOTO *et al.*, 2015; UMEGAKI *et al.*, 2015, ICHIHASHI *et al.*, 2016, NAKAO *et al.*, 2018).

## 5 Materiais e métodos

### 5.1 Visão geral: metodologia

A Figura 7 apresenta os procedimentos gerais desta pesquisa.



*Figura 7: Organograma do desenho experimental da dissertação.*

A parte experimental iniciou com uma pesquisa prévia de variabilidade e confiabilidade das medidas de elastografia e ADM. Posteriormente, o estudo apresentou etapas de: anamnese, avaliação pré-intervenção, realização do protocolo de alongamentos e avaliação pós-intervenção.

### 5.2 Metodologia da pesquisa

Participaram do estudo 21 voluntários saudáveis, 10 homens e 11 mulheres, com idade entre 18 e 35 anos (Tabela 2). Todos realizaram o mesmo protocolo de intervenção e foram avaliados pelo mesmo avaliador.

*Tabela 2: Características antropométricas dos voluntários do estudo (Média ± DP).*

Gênero	n	Peso (Kg)	Altura (cm)	IMC (Kg/cm <sup>2</sup> )	Idade
Masculino	10	77.2 ± 10.6	175 ± 3.7	25 ± 3.7	27.4 ± 5.2
Feminino	11	64 ± 10	166 ± 5.7	23.2 ± 3.5	27 ± 5.9

No início da visita, os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), realizaram uma anamnese, uma avaliação antropométrica e realizaram as aquisições das imagens elastográficas dos músculos isquiotibiais e a determinação da ADM máxima de flexão do quadril com joelhos estendidos, no membro não-dominante. Em seguida iniciou-se o protocolo de alongamento para isquiotibiais composto por dois exercícios. Imediatamente após a intervenção, foram realizadas as aquisições das imagens elastográficas dos músculos isquiotibiais e a determinação da ADM máxima de flexão do quadril com joelhos estendidos, no membro analisado.

Os critérios de exclusão dessa pesquisa foram:

- i) indivíduos com histórico de lesões ósteomioarticulares em membros inferiores independentes do tempo da lesão;
- ii) indivíduos participantes de um programa de treinamento regular de alongamento no último ano;
- iii) indivíduos que fazem o uso de recursos ergogênicos que possam influenciar nos resultados;
- iv) indivíduos que não concordarem em assinar TCLE.

Os voluntários foram orientados à:

- i) manter sua rotina normal de exercícios;
- ii) não ingerir drogas anti-inflamatórias e relaxantes musculares.

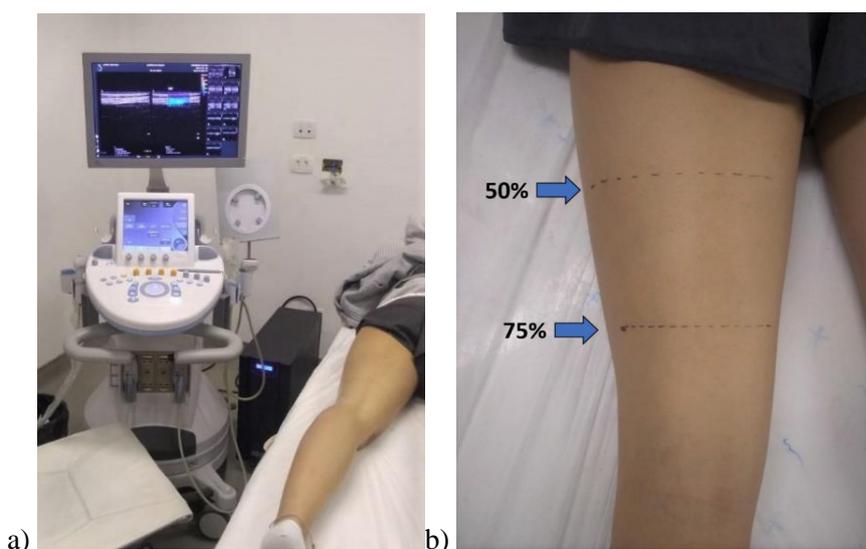
A aquisição de voluntários para o estudo foi feita através de convites pessoais, convites por redes sociais e por cartazes distribuídos no campus Ilha do Fundão – UFRJ. E toda a pesquisa foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro. Além disso, todos os voluntários assinaram o TCLE antes da participação da pesquisa, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ), nº 3.745.935.

## 5.3 Procedimentos

### 5.3.1 Aquisição de imagem

Para aquisição das imagens, foi utilizado o equipamento de US AIXPLORER (v.11 Supersonic Image, Aix-en-Provence, França), anexado ao transdutor linear de 40 mm com frequência de 10-2 MHz utilizado para os músculos BF-1, ST e SM. Foi utilizado um gel (Ultrex-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para o acoplamento acústico.

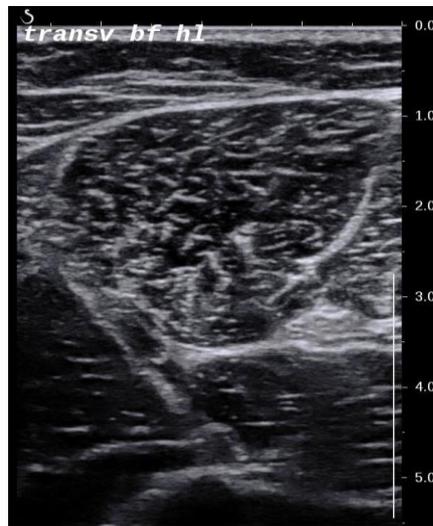
Com o voluntário em postura ortostática foram feitas marcações com caneta dermatográfica em 50% e 75% do comprimento da coxa (distância entre o trocânter maior e a linha articular do joelho), conforme o estudo de Kositsky *et al.* (2019) representado na Figura 8-b. Após a marcação, o mesmo foi posicionado em decúbito ventral na maca, com os pés levemente pendentes e relaxados, conforme na Figura 8-a.



**Figura 8:** a) Representação da postura em decúbito ventral para aquisição das imagens. b) Representação dos locais de marcação para aquisição das imagens.

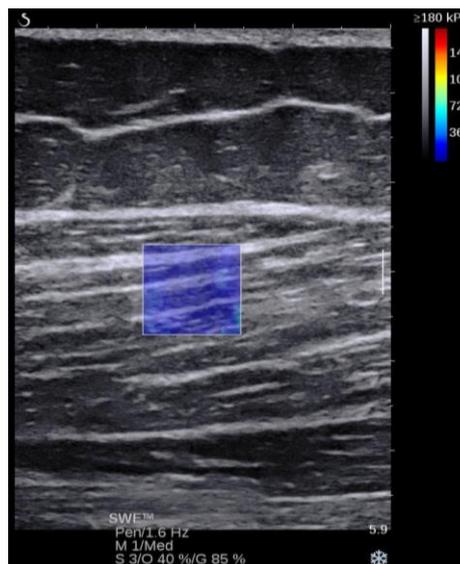
Em seguida, com o transdutor posicionado transversalmente ao corpo, realizando uma varredura proximal a distal, são encontrados os pontos de referência de acordo com Bailus *et al.* (2019) para aquisição das imagens dos músculos isquiotibiais. Posteriormente, ao encontrar o BF-1 e ST transversalmente em 50% da coxa (Figura 9), o transdutor é posicionado longitudinalmente às fibras musculares para aquisição das imagens elastográficas (Figura 10-a). E ao encontrar o SM transversalmente em 75%, o

transdutor é posicionado longitudinalmente às fibras musculares para aquisição das imagens elastográficas.



**Figura 9:** Imagem transversal do BF-l em 50%.

No entanto, antes da aquisição, ocorre a verificação da região de interesse (ROI), em seguida será ativado o modo elastográfico do equipamento, e então, as imagens foram adquirida após 5 segundos para a estabilização do mapa de cores. O preset utilizado para os músculos foi o isquiotibiais (ISQUIIOS), com escala variando de 0-300 kPa e a área de mapeamento elastográfico em formato quadrilátero, medial a aponeurose superficial e profunda dos músculos (Figura 9 - a).



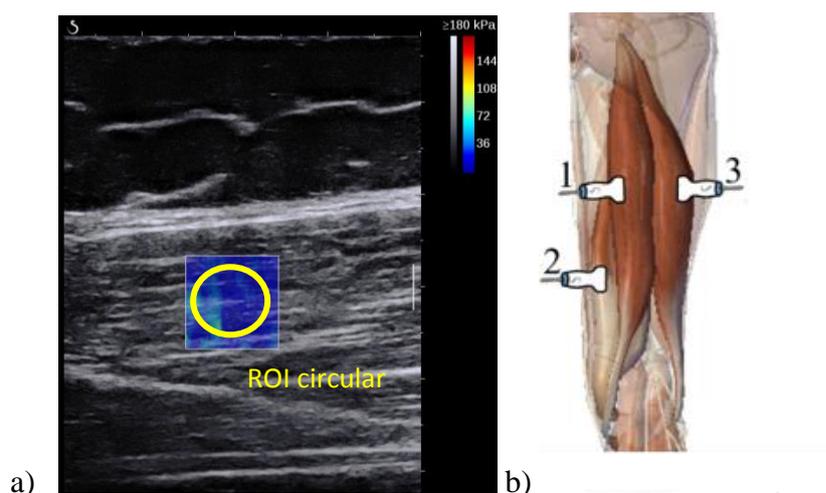
**Figura 10:** Imagem elastográfica do músculo BF-l.

Foram realizadas 3 imagens elastográficas para cada um dos três músculos (ST, BF-l, SM). Totalizando 9 imagens de músculos por voluntário.

### 5.3.2 *Processamento de imagem*

As imagens elastográficas foram exportadas do equipamento AIXPLORER no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) para que a análise do  $\mu$  seja realizada através de uma rotina própria desenvolvida pelo Laboratório de Biomecânica utilizando o programa MATLAB 2009 (MathWorks, Natick, MA, USA).

A rotina para análise dos músculos BF-l, SM e ST consiste em um posicionamento manual da ROI circular de 1 cm de diâmetro dentro da área de mapeamento, buscando a melhor qualidade da imagem de acordo com o mapa de qualidade (Figura 12-a). Após a seleção das ROI, a rotina estima os valores da média, desvio padrão, máximo e mínimo do módulo de cisalhamento dessa região.



**Figura 11:** a) Imagem elastográfica com ROI do músculo ST b) Locais de medição de ST (1), SM (2) e BF-l (3).

### 5.3.3 *Amplitude de movimento máxima*

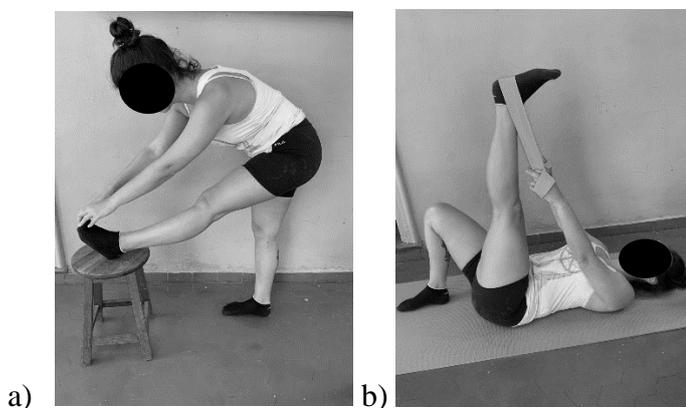
Para avaliação da ADM máxima da flexão de quadril no membro não-dominante, foi utilizado o dinamômetro isocinético (Biodex 4 System Pro, Biodex Medical Systems Inc, New York, USA). O voluntário se posiciona no equipamento com o joelho em extensão com auxílio de um imobilizador ortopédico e o pé livre. O outro membro permanece com coxa e quadril circundados por uma faixa para que não haja compensação durante a avaliação da ADM máxima. (Figura 10).



*Figura 12: Representação da posição do voluntário durante o teste de ADM e torque máximo no Biodex.*

#### **5.4 Protocolo de alongamento**

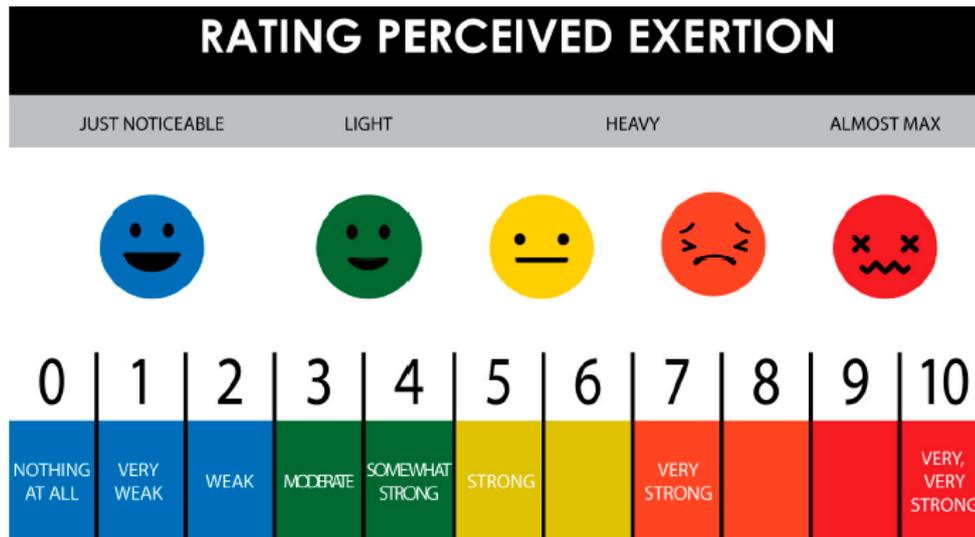
O protocolo de alongamento para isquiotibiais consiste na realização de três séries com duração de um minuto de estímulo e 30 segundos de intervalo para cada um dos dois exercícios, totalizando seis minutos de estímulo para o membro não-dominante.



*Figura 13: Representação dos dois tipos de alongamentos do programa (a, b).*

No primeiro exercício, partindo da postura ortostática, o voluntário posiciona o membro a ser alongado sobre o banco de 30 cm e permanece com o joelho estendido, após isso, é feita a flexão de tronco com ADM máxima. O segundo exercício consiste em executar a flexão de quadril com o auxílio de um tecido, partindo da posição em decúbito dorsal com joelho da base flexionado e o membro a ser alongado com o joelho estendido.

Como parâmetro da intensidade do alongamento foi utilizada a escala de Borg. Solicitou-se que as percepções de esforço dos voluntários se mantivessem entre 8 e 10 durante todo o estímulo do alongamento.



**Figura 14:** Escala de esforço adaptada, utilizada durante a intervenção de alongamento.

## 5.5 Análise estatística

Para verificar se há diferença entre os gêneros em relação à ADM máxima, foi realizado o teste t-student para grupos independentes e a análise de variância (ANOVA) de três vias com medidas repetidas foi utilizada para verificar se o gênero influencia no  $\mu$  dos músculos isquiotibiais (Statistica 10 (StatSoft Inc. Tulsa, Ok, USA)).

Para as imagens elastográficas, a confiabilidade foi determinada pelo coeficiente de correlação intraclassa (CCI) (SPSS 20 (IBM SPSS Statistics Viewer, Armonk, NY, EUA)). Com base nos 95% de intervalo de confiança (IC), é interpretado da seguinte forma: abaixo de 0,49 como ruim, 0,5 a 0,75 como moderado, 0,75 a 0,90 como bom e 0,90 a 1,00 como confiabilidade excelente (Koo *et al.*, 2016). Além disso, foi realizado o cálculo para o coeficiente de variação (CV%) de acordo com a equação (xv) onde desvio padrão é (DP) e média é representado por (M):

$$(xv) \quad CV\% = \frac{DP}{M}$$

Antes da aplicação da estatística inferencial, foi analisada a normalidade dos dados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Após a confirmação da normalidade da amostra, o teste t-student pareado para analisar a variável ADM antes e após a intervenção e a análise de variância (ANOVA) de duas vias com medidas repetidas foi usada para analisar os efeitos de interação, sendo o primeiro fator, o momento de teste (PRÉ e PÓS) e o segundo fator, grupo de músculos (músculos BF, SM e ST). Quando um efeito

significativo do  $\mu$  foi observado, uma análise Post-Hoc com teste de Tukey foi usada para determinar as diferenças (Statistica 10 (StatSoft Inc. Tulsa, Ok, USA). O nível de significância de 5% ( $p \leq 0,05$ ) foi adotado para todos os procedimentos estatísticos.

Mudanças percentuais relativas do módulo de elasticidade de cisalhamento foram calculadas usando a equação (xvi) :

$$(xvi) \quad \text{Alteração percentual (\%)} = (\text{PRÉ} - \text{PÓS}) / \text{PRÉ} \times 100$$

## 6 Resultados

Não foram encontradas diferenças significativas para ADM máxima e  $\mu$  dos músculos isquiotibiais entre os gêneros masculino e feminino, portanto, foi considerado um grupo de 21 voluntários para apresentação dos resultados.

As medidas correspondentes à 21 voluntários foram usadas para a realização das análises estatísticas. De acordo com o teste de Kolmogorov-Smirnov os dados de ADM e de  $\mu$  apresentam distribuição normal ( $p > 0.05$ ). Com relação à confiabilidade intraexaminador do  $\mu$  dos isquiotibiais, o CCI do BF-I variou de 0.77 a 0.95, para SM de 0.81 a 0.98 e para ST de 0.89 a 0.98 (Tabela 3).

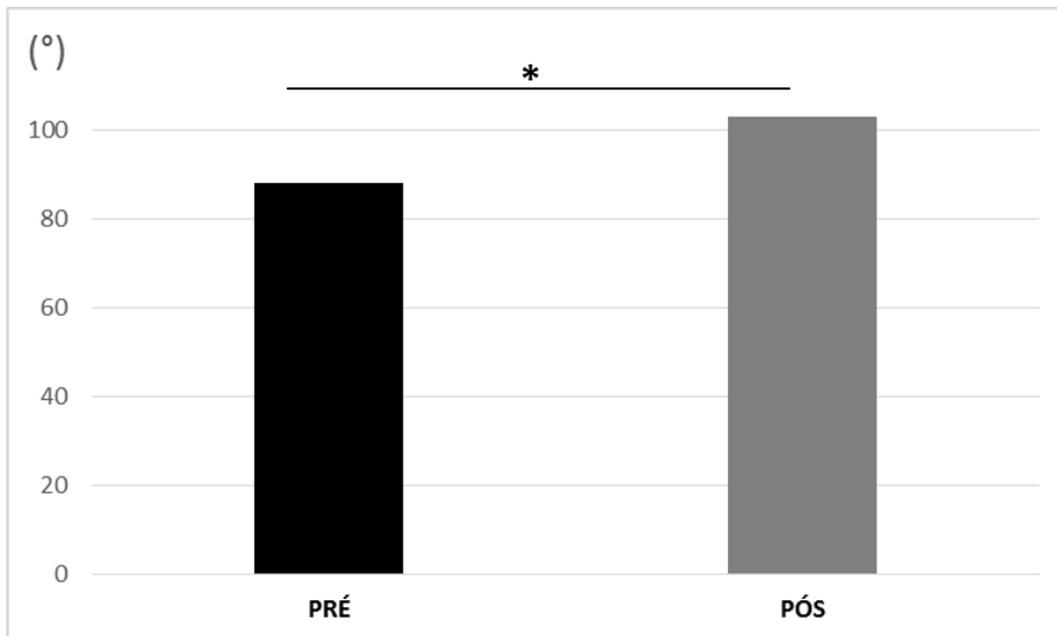
**Tabela 3:** Confiabilidade e variabilidade de medida para o  $\mu$  (kPa) dos músculos isquiotibiais no trecho de 50% e 75% para, respectivamente, BF-I; ST e SM, através do coeficiente de correlação intraclassa (95%IC) e coeficiente de variação.

Músculo	Pré		Pós	
	CCI (95% CI)	CV (%)	CCI (95% CI)	CV (%)
<b>BF-I</b>	0.89 (0.78-0.95)	22.6	0.89 (0.77-0.95)	27.5
<b>SM</b>	0.96 (0.92-0.98)	29.8	0.91 (0.81-0.96)	29.3
<b>ST</b>	0.95 (0.89-0.98)	28.9	0.95 (0.90-0.98)	29.3

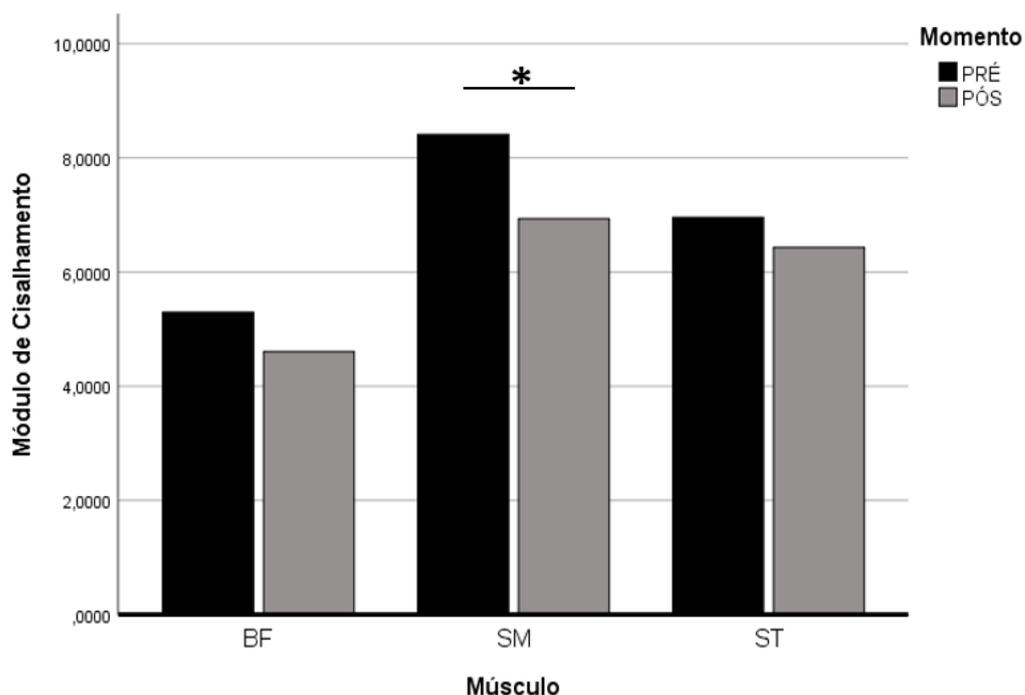
A ADM máxima e o módulo de cisalhamento dos isquiotibiais são apresentados como média  $\pm$  DP (Tabela 4). O ângulo máximo da ADM aumentou ( $p = 0.0002$ ) (Figura 15) e o  $\mu$  do SM reduziu ( $p = 0.0005$ ), significativamente (Figura 16).

**Tabela 4:** Efeito do alongamento sobre a ADM de flexão de quadril com joelhos estendidos ( $^{\circ}$ ) e o  $\mu$  (kPa) dos músculos isquiotibiais (média  $\pm$  DP); variação antes e após a intervenção de alongamento agudo (%).

Músculo	Pré (média $\pm$ DP)	Pós (média $\pm$ DP)	Varição PRÉ-PÓS (%)	p-valor
BF-1 (kPa)	5.13 $\pm$ 1.16	4.52 $\pm$ 1.24	13.03	0.289
SM (kPa)	8.35 $\pm$ 3.32	6.88 $\pm$ 2.01	17.54	< 0.01*
ST (kPa)	6.87 $\pm$ 1.99	6.30 $\pm$ 1.85	7.52	0.595
ADM ( $^{\circ}$ )	88.16 $\pm$ 27.2	103.11 $\pm$ 26.35	19.48	< 0.01*

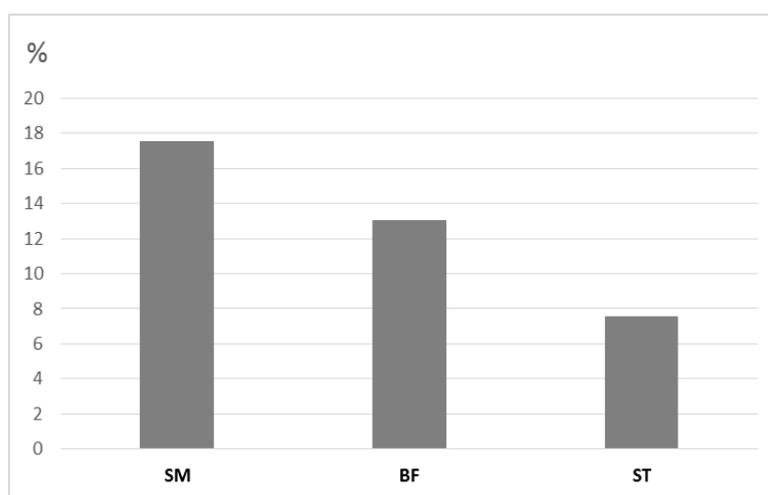


**Figura 15:** Gráfico das médias das ADM máximas ( $^{\circ}$ ) de flexão de quadril com joelho estendido antes e após a intervenção do alongamento agudo. \* Significativamente maior que o PRÉ ( $p < 0.01$ ).



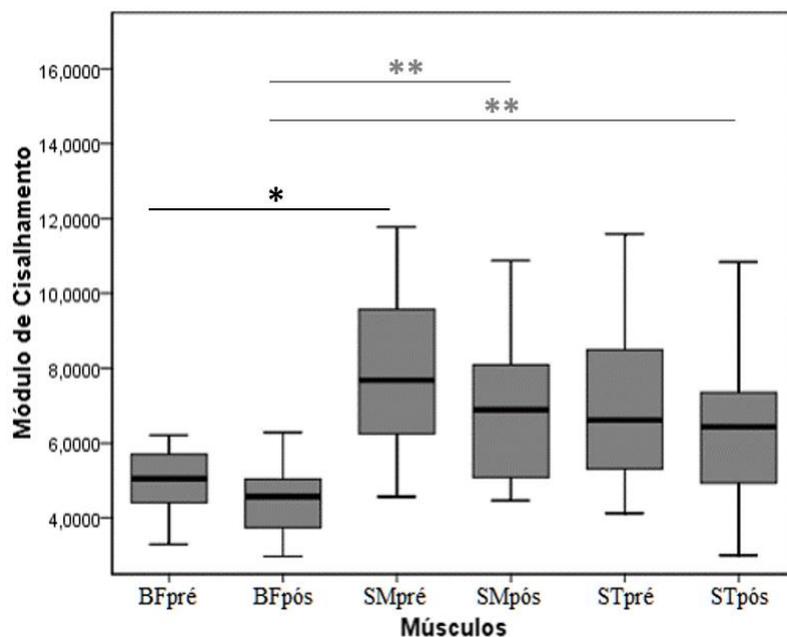
**Figura 16:** Gráfico das médias dos  $\mu$  (kPa) dos músculos isquiotibiais antes e após a intervenção do alongamento agudo. \* Significativamente menor que o PRÉ ( $p < 0.01$ )

Independentemente de não terem ocorrido alterações significativas no  $\mu$  do BF-I e ST ao compará-los antes e depois do alongamento, houve reduções percentuais do  $\mu$  do BF-I e ST, com alterações relativas de 13,03% e 7,52%, respectivamente (Figura 17).



**Figura 17:** Gráfico da variação percentual do  $\mu$  (kPa) dos músculos isquiotibiais antes e após a intervenção do alongamento agudo.

Antes do alongamento o BF-1 não havia diferença nos  $\mu$  entre o BF-1 e ST. No entanto, após uma sessão de alongamento agudo, o  $\mu$  do BF-1 se apresentou menor que do SM ( $p = 0.005$ ), mas também, que do ST ( $p = 0.05$ ), enquanto ST e SM permaneceram iguais ( $p = 0,96$ ) (Figura 18).



**Figura 18:** Gráfico de box-plots do  $\mu$  (kPa) de cada músculo isquiotibial no momento anterior (PRÉ) e imediatamente após (PÓS) ao alongamento. \* Significativamente menor no momento PRÉ ( $p < 0.01$ ) e \*\* Significativamente menor no momento PÓS ( $p \leq 0.05$ ).

## 7 Discussão

O principal objetivo do estudo foi avaliar possíveis alterações nas propriedades mecânicas dos músculos isquiotibiais (BF-1, SM e ST) após uma sessão de alongamento agudo, através da análise quantitativa do módulo de cisalhamento. Para isso, com a utilização da elastografia dinâmica (SSI), foram avaliados o  $\mu$  de cada um dos três músculos, a fim de compará-los com eles mesmos e, também, realizar uma análise do comportamento entre eles antes e após a intervenção. Além disso, a ADM máxima antes e depois da sessão de alongamento foi adquirida através do dinamômetro isocinético para verificar a ADM após a intervenção.

A confiabilidade do módulo de cisalhamento do BF-1, ST e SM foi considerada excelente para SM e ST, e, de boa a excelente para BF-1, de acordo com critérios previamente estabelecidos (KOO *et al.*, 2016). A examinadora foi treinada durante os meses anteriores para prevenir a compressão da superfície da pele, que está diretamente relacionada às mudanças no módulo de cisalhamento (SARABON *et al.*, 2019).

Os músculos foram medidos em posição relaxada, pois Le Sant *et al.* (2015) e Sarabon *et al.* (2019) detectaram que quando o músculo é alongado ocorre concomitantemente um aumento no erro padrão de medida e alteração mínima detectável. Portanto, esses achados sugerem que a avaliação da rigidez dos isquiotibiais deve ser realizada no músculo relaxado para aumentar a confiabilidade das medidas (DUBOIS *et al.*, 2015; LE SANT *et al.*, 2015; SARABON *et al.*, 2019).

Como esperado, o protocolo de alongamento de nosso estudo resultou em um aumento significativo da ADM máxima da articulação coxofemoral, com variação de aproximadamente 20% após a intervenção. Esses resultados corroboram outros (NAKAO *et al.*, 2018; MIYAMOTO *et al.*, 2015; UMEGAKI *et al.*, 2015) que também mostraram um aumento significativo da ADM após um alongamento agudo, mesmo com diferentes protocolos de alongamento quanto ao volume e intensidade dos exercícios.

Em relação ao módulo de cisalhamento, não foram encontrados estudos na literatura com exercícios semelhantes à prática de clínicas e academias que avaliassem a rigidez através da elastografia dinâmica. Com alongamento passivo em dinamômetro isocinético, foi encontrada uma redução significativa do módulo de cisalhamento dos três

componentes dos isquiotibiais (MIYAMOTO *et al.*, 2015; UMEGAKI *et al.* 2015; NAKAO *et al.*, 2018). Porém, nosso protocolo utilizou exercícios de alongamento semelhantes aos aplicados na prática, e apenas resultou em redução estatística do módulo de cisalhamento para os valores do SM, mas não para o BF-I e ST. Isso pode ser devido à menor intensidade de alongamento quando realizada fora do dinamômetro isocinético, apesar de solicitarmos um intenso desconforto dos voluntários de acordo com a escala de Borg adaptada.

Além da diferença no protocolo de alongamento, devemos levar em consideração que os isquiotibiais são músculos biarticulares, portanto, é importante determinar a melhor posição do quadril e joelho para aquisição das medidas elastográficas. Em relação ao impacto da posição do joelho e do quadril nos valores  $\mu$  do SM e ST, um estudo recente (BERRIGAN *et al.*, 2020) mostrou que os valores  $\mu$  foram maiores quando o quadril estava a 90° quando comparado a 0°, sendo assim, pode gerar saturação da imagem elastográfica e aumento no erro padrão de medida (LE SANT *et al.*, 2015). Ademais, a rigidez do músculo BF-I apresenta melhor confiabilidade quando o músculo está relaxado em comparação com uma posição alongada (SARABON *et al.*, 2019). Corroborando esses achados, realizamos a aquisição das imagens em decúbito ventral com o quadril em 0°, ao contrário dos trabalhos de Umegaki *et al.* (2015) e Nakao *et al.* (2018), os quais adquiriram as imagens elastográficas com flexão de quadril a 90°.

O músculo SM nesse estudo apresentou um comportamento semelhante aos estudos que realizaram alongamento no dinamômetro isocinético, uma vez que foi o músculo com maior módulo de cisalhamento e, também o que mais reduziu após a intervenção. Frequentemente, é visto na literatura que o músculo SM é o mais rígido dentre os isquiotibiais (UMEGAKI *et al.*, 2015; NAKAMURA *et al.*, 2016; MIYAMOTO *et al.*, 2017; MIYAMOTO *et al.*, 2019), e é, ainda, o que apresenta a maior redução da rigidez após o alongamento (UMEGAKI *et al.*, 2015; ICHIASHI *et al.*, 2016). Devido a essa maior rigidez e, também, maior efeito do alongamento sobre ele, o SM pode ser o músculo isquiotibial com maior influência na ADM máxima. Por outro lado, o ST é o componente isquiotibial menos rígido e, também, o que menos reduz o módulo de cisalhamento após intervenção de alongamento (UMEGAKI *et al.*, 2015; NAKAMURA *et al.*, 2016; LE SANT 2015; ICHIASHI *et al.*, 2016; AVRILLON *et al.*, 2020). No entanto, nesse estudo ele não foi o músculo menos rígido dentre os

isquiotibiais. Cabe ressaltar que o ST possui uma inscrição tendinosa complexa na superfície do músculo que divide o músculo em duas unidades independentes com inervação diferente (BALIUS *et al.*, 2019). Esse tecido fibroso é um marco para encontrar o ST através do ultrassom em modo-B, mas apesar de fugir da inscrição para aquisição das imagens, é possível que a proximidade com este local tenha ocasionado em um aumento na rigidez do ST.

Com relação ao fato de que a taxa de diminuição do módulo de cisalhamento difere entre os músculos, diferenças nas arquiteturas dos isquiotibiais podem explicar este fato. O músculo SM reduziu significativamente o módulo de cisalhamento com uma variação de 17.5% e, apesar de não significativo, o BF-1 foi o segundo músculo que mais reduziu e o ST o terceiro, com variações de 13% e 7.5%, respectivamente. Portanto, devemos considerar um importante parâmetro da arquitetura muscular, a relação comprimento da fibra /comprimento do músculo ( $L_f / L_m$ ), o qual indica a característica funcional desse músculo (WARD *et al.*, 2009; LIEBER&FRIDEN, 2001; KELLIS *et al.* 2012). Dado que o SM e o BF-1 têm uma razão mais baixa entre ( $L_f / L_m$ ), podemos concluir que eles são projetados principalmente para produzir força, enquanto ST, com uma razão mais alta de ( $L_f / L_m$ ), permite maior excursão de movimento. Nesse sentido, a menor variação na rigidez do músculo ST pode ser devido à sua característica arquitetônica, a qual está “desenhada” para realizar maiores ADM quando comparado ao SM e BF-1, pois os comprimentos de suas fibras são maiores que as do SM e BF-1. Já o SM é o músculo que possui a menor razão e o BF-1 a segunda menor razão ( $L_f / L_m$ ), o que está de acordo com nossos achados ao considerarmos as reduções percentuais da rigidez do SM e BF-1.

Além de ser um músculo isquiotibial com baixa relação ( $L_f / L_m$ ), o BF-1 é o músculo isquiotibial mais lesionado (KOULOURIS&CONNELL, 2003) e a maioria das lesões ocorrem particularmente durante a fase de balanço terminal do *sprint*, não apenas por causa de seu alongamento, mas também por causa da alta intensidade da contração (THELEN *et al.*, 2005). Isso torna esse músculo importante fator de estudo, já que exercícios capazes de alterar sua rigidez talvez possibilitem a redução dessas constantes lesões. Nossos resultados mostraram que a rigidez do BF-1 foi significativamente menor do que o SM antes da intervenção, enquanto após, se mostrou menor que o ST e SM. Isso

ocorreu devido à baixa variação na rigidez do ST, o que nos faz inferir que o protocolo de alongamento pode ter sido mais eficaz para o BF-1 do que para o ST.

No que diz respeito ao aumento da ADM sem alteração significativa na rigidez muscular do ST e BF-1, possivelmente pode ser devido a alterações em outras estruturas não musculares como fáscia, tendão e nervos (NORDEZ *et al.*, 2017, KATO *et al.* 2010). Nordez *et al.* (2017) verificaram que estruturas de fásCIAS e nervos podem ter forte influência na ADM máxima articular. Além disso, Andrade *et al.* (2018), realizaram alongamento neural agudo (flexão da cervical) e observaram aumento da ADM de dorsiflexão sem alterar a rigidez do gastrocnêmio, mas houve redução da rigidez do nervo ciático, portanto, disfunções em qualquer estrutura ao longo da cadeia cinemática posterior podem alterar a flexibilidade.

Em fase de término desta investigação, pretendemos delinear algumas limitações encontradas ao longo deste estudo, assim como, realizar algumas recomendações e sugestões para a estruturação e desenvolvimento de futuras investigações. Devido às limitações técnicas e operacionais: primeiro, consideramos apenas as alterações na rigidez dos músculos isquiotibiais, portanto, análises de outros tecidos não-musculares relevantes para explicar o aumento da ADM não foram realizadas, como por exemplo, tendões, fásCIAS e nervos; e, segundo, não realizamos a aquisição do torque passivo articular no dinamômetro isocinético, o que nos permitiria avaliar se houve um aumento da tolerância ao alongamento sem significativas alterações estruturais.

Nesse sentido, sugerimos que futuramente seja realizado um programa de alongamento crônico com exercícios semelhantes à prática de condicionamento físico e faça uma análise usando elastografia dinâmica (SSI) dos músculos, tendões, fásCIAS e nervos relacionados aos isquiotibiais, além da aquisição da curva de torque passivo articular, para compreendermos melhor se o aumento da ADM articular pode estar relacionado às mudanças na rigidez de qualquer uma dessas estruturas.

## 8 Conclusão

Esse estudo foi desenhado para avaliar a resposta individual da rigidez de cada um dos músculos isquiotibiais (BF-I, ST e SM) após uma única sessão de alongamento por meio da elastografia dinâmica (SSI). Os exercícios escolhidos são geralmente recomendados na prática de programas de alongamento no ambiente clínico ou esportivo.

Nossos resultados sugerem que o protocolo de alongamento resultou em um aumento significativo na ADM máxima de flexão do quadril, porém houve redução do módulo de cisalhamento apenas do músculo SM. Com isso, ao analisar individualmente os músculos do grupamento isquiotibial, podemos sugerir que a ADM máxima pode ter uma maior influência do SM do que dos demais isquiotibiais, visto que esse é o músculo mais rígido e o que obteve maior redução do módulo de cisalhamento quando comparado com BF-I e ST. Por outro lado, apesar do aumento da ADM máxima, o músculo ST apresentou a menor variação do módulo de cisalhamento após a intervenção, portanto, esse parece ser o músculo com menor influência na ADM máxima.

Além disso, antes do alongamento o BF-I apenas era menor que o SM e depois se apresentou menor que o SM e ST, com isso, podemos concluir que o alongamento teve um efeito maior para o BF-I do que para o ST.

## 9 Referências Bibliográficas

- ANDRADE, R. J. *et al.* The potential role of sciatic nerve stiffness in the limitation of maximal ankle range of motion. **Scientific reports**, v. 8, n. 1, p. 1-10, 2018.
- ASKLING, C.; SAARTOK, T.; THORSTENSSON, A. Type of acute hamstring strain affects flexibility, strength, and time to return to pre-injury level. **British journal of sports medicine**, v. 40, n. 1, p. 40-44, 2006.
- AVRILLON, S. *et al.* Hamstring muscle elasticity differs in specialized high-performance athletes. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 30, n. 1, p. 83-91, 2020.
- BALIUS, R. *et al.* Sonographic landmarks in hamstring muscles. **Skeletal radiology**, p. 1-9, 2019.
- BEHM, D. G.; CHAOUACHI, A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. **European journal of applied physiology**, v. 111, n. 11, p. 2633-2651, 2011.
- BELTRAN, L. *et al.* The proximal hamstring muscle–tendon–bone unit: A review of the normal anatomy, biomechanics, and pathophysiology. **European journal of radiology**, v. 81, n. 12, p. 3772-3779, 2012.
- BERCOFF, J.; TANTER, M.; FINK, M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 51, n. 4, p. 396-409, 2004.
- BERRIGAN, W. A. *et al.* Hip position influences shear wave elastography measurements of the hamstring muscles in healthy subjects. **Journal of Biomechanics**, v. 109, p. 109930, 2020.
- BLAZEVOICH, A. J. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. **Sports medicine**, v. 36, n. 12, p. 1003-1017, 2006.
- CHINO, K. *et al.* Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. **PloS one**, v. 7, n. 9, 2012.

CORTEZ, C. D. *et al.* Ultrasound shear wave velocity in skeletal muscle: a reproducibility study. **Diagnostic and interventional imaging**, v. 97, n. 1, p. 71-79, 2016.

DECOSTER, L. C. *et al.* The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 35, n. 6, p. 377-387, 2005.

DUBOIS, G. *et al.* Reliable protocol for shear wave elastography of lower limb muscles at rest and during passive stretching. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 41, n. 9, p. 2284-2291, 2015.

EBY, S. F. *et al.* Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 14, p. 2381-2387, 2013.

FREITAS, S. R. *et al.* Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 28, n. 3, p. 794-806, 2018.

FREITAS, S. R.; MIL-HOMENS, P. Effect of 8-week high-intensity stretching training on biceps femoris architecture. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 29, n. 6, p. 1737-1740, 2015.

FRONTERA, W. R.; OCHALA, J. Skeletal muscle: a brief review of structure and function. **Calcified tissue international**, v. 96, n. 3, p. 183-195, 2015.

GANS, C.; DE VREE, F. Functional bases of fiber length and angulation in muscle. **journal of Morphology**, v. 192, n. 1, p. 63-85, 1987.

GENNISSON, J. L. *et al.* Ultrasound elastography: principles and techniques. **Diagnostic and interventional imaging**, v. 94, n. 5, p. 487-495, 2013.

HARTIG, D. E.; HENDERSON, J. M. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. **The American journal of sports medicine**, v. 27, n. 2, p. 173-176, 1999.

HUSTON, R. **Principles of biomechanics**. CRC press, 2008.

ICHIHASHI, N. *et al.* The effects of a 4-week static stretching programme on the individual muscles comprising the hamstrings. **Journal of sports sciences**, v. 34, n. 23, p. 2155-2159, 2016.

KANE, D. *et al.* A brief history of musculoskeletal ultrasound: 'From bats and ships to babies and hips'. **Rheumatology**, v. 43, n. 7, p. 931-933, 2004.

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

KOSITSKY, A. *et al.* Reliability and Validity of Ultrasonography for Measurement of Hamstring Muscle and Tendon Cross-Sectional Area. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 46, n. 1, p. 55-63, 2020.

KOSSOFF, G. Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. **World journal of surgery**, v. 24, n. 2, p. 134-142, 2000.

KOULOURIS, G.; CONNELL, D. Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury. **Skeletal radiology**, v. 32, n. 10, p. 582-589, 2003.

LE SANT, G. *et al.* Elastography study of hamstring behaviors during passive stretching. **PLoS One**, v. 10, n. 9, 2015.

LENTO, P. H.; PRIMACK, Scott. Advances and utility of diagnostic ultrasound in musculoskeletal medicine. **Current reviews in musculoskeletal medicine**, v. 1, n. 1, p. 24-31, 2008.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. **Clinical Orthopaedics and Related Research®**, v. 383, p. 140-151, 2001.

LIEBER, R. L.; FRIDEN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, v. 23, n. 11, p. 1647-1666, 2000.

LIMA, K. M. *et al.* Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review. **Ultrasonography**, v. 37, n. 1, p. 3, 2017.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 5, n. 6, p. 342-347, 1995.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of physiology**, v. 497, n. 1, p. 291-298, 1996.

MIYAMOTO, N.; HIRATA, K.; KANEHISA, H. Effects of hamstring stretching on passive muscle stiffness vary between hip flexion and knee extension maneuvers. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 27, n. 1, p. 99-106, 2017.

MIYAMOTO, N. *et al.* Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle. **PloS one**, v. 10, n. 4, 2015.

MIYAMOTO, N.; HIRATA, K. Moderate associations of muscle elasticity of the hamstring with hip joint flexibility. **International journal of sports medicine**, v. 40, n. 11, p. 717-724, 2019.

MONROY, J. A. *et al.* What is the role of titin in active muscle?. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 40, n. 2, p. 73-78, 2012.

MUKUND, K.; SUBRAMANIAM, S. Skeletal muscle: A review of molecular structure and function, in health and disease. **Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine**, v. 12, n. 1, p. e1462, 2019.

NAKAMURA, M. *et al.* The difference in passive tension applied to the muscles composing the hamstrings—Comparison among muscles using ultrasound shear wave elastography. **Manual therapy**, v. 24, p. 1-6, 2016.

NAKAO, G.; TANIGUCHI, K.; KATAYOSE, M. Acute Effect of Active and Passive Static Stretching on Elastic Modulus of the Hamstrings. **Sports medicine international open**, v. 2, n. 06, p. E163-E170, 2018.

NORDEZ, A. *et al.* Non-muscular structures can limit the maximal joint range of motion during stretching. **Sports Medicine**, v. 47, n. 10, p. 1925-1929, 2017.

OZKAYA, N. *et al.* **Fundamentals of biomechanics**. USA: Springer, 2012.

ROSSKOPF, A. B. *et al.* Comparison of shear wave velocity measurements assessed with two different ultrasound systems in an ex-vivo tendon strain phantom. **Skeletal radiology**, v. 45, n. 11, p. 1541-1551, 2016.

SARABON, N.; KOZINC, Ž.; PODREKAR, N. Using shear-wave elastography in skeletal muscle: A repeatability and reproducibility study on biceps femoris muscle. **PloS one**, v. 14, n. 8, 2019.

SHIINA, T. *et al.* WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 41, n. 5, p. 1126-1147, 2015.

SHIINA, T. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology. **Journal of medical ultrasonics**, v. 40, n. 4, p. 309-323, 2013.

SMITH, J.; FINNOFF, Jonathan T. Diagnostic and interventional musculoskeletal ultrasound: Part 1. Fundamentals. **PM&R**, v. 1, n. 1, p. 64-75, 2009.

TANTER, M. *et al.* Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 34, n. 9, p. 1373-1386, 2008.

THELEN, D. G. *et al.* Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 37, n. 11, p. 1931-1938, 2005.

UMEGAKI, H. *et al.* Acute effects of static stretching on the hamstrings using shear elastic modulus determined by ultrasound shear wave elastography: differences in flexibility between hamstring muscle components. **Manual therapy**, v. 20, n. 4, p. 610-613, 2015.

UMEGAKI, H. *et al.* The effect of hip rotation on shear elastic modulus of the medial and lateral hamstrings during stretching. **Manual therapy**, v. 20, n. 1, p. 134-137, 2015.

WARD, S. R. *et al.* Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 467, n. 4, p. 1074-1082, 2009.

WEPLER, 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.

WITVROUW, E. *et al.* Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players: a prospective study. **The American journal of sports medicine**, v. 31, n. 1, p. 41-46, 2003.