

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE MEDIDA ELASTOGRÁFICA DO  
MÚSCULO MULTÍFIDO LOMBAR: ESTUDO DE VIABILIDADE APLICADO EM  
PESSOAS COM LOMBALGIA

Viviane Bastos de Oliveira

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Liliam Fernandes de Oliveira  
Wagner Coelho de Albuquerque  
Pereira

Rio de Janeiro  
Agosto de 2020

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE MEDIDA ELASTOGRÁFICA DO  
MÚSCULO MULTÍFIDO LOMBAR: ESTUDO DE VIABILIDADE APLICADO EM  
PESSOAS COM LOMBALGIA

Viviane Bastos de Oliveira

TESE 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 DOUTOR  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Orientadores: Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

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

Aprovada por: Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

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

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Leandro Alberto Calazans Nogueira, D.Sc.

Prof. Luis Eduardo Maggi, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2020

Oliveira, Viviane Bastos de

Desenvolvimento de um protocolo de medida elastográfica do músculo multífido lombar: estudo de viabilidade aplicado em pessoas com lombalgia / Viviane Bastos de Oliveira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2020.

VIII, 116 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2020.

Referências Bibliográficas: p. 97-116.

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

# Agradecimentos

Os últimos anos talvez tenham sido os mais difíceis pelos quais passei, coincidindo exatamente com um momento mágico do doutorado. Ainda assim, mantive-me perseverante e quando a perseverança se esvaia, pessoas foram surgindo ao longo desta jornada, provando que Deus estava sempre ao meu lado. Não importa o que se passou, quando a felicidade vem, ela anula qualquer outro sentimento. E a conclusão deste trabalho é motivo de grande felicidade para mim.

Gostaria de agradecer à minha mãe e ao meu padrasto que estiveram ao meu lado do início ao fim desta caminhada. À minha orientadora, Liliam, por toda ajuda prestada em todos os momentos, pelo acolhimento e por toda grandiosa sabedoria. Ao meu orientador, Wagner, que ter me estendido a mão mesmo quando eu não havia dado conta que precisava de ajuda.

Aos meus queridos alunos, Laís, Pedro, Ana Cláudia e Mayara, agradeço por terem ajudado a finalizar o projeto inicialmente proposto. À Sandra, da hepatologia, e à Regina, do laboratório de exames, que foram fundamentais para o recrutamento dos voluntários. À Camilinha, pela “peregrinação” para divulgação deste trabalho. Às médicas, Cristiane e Carolina, pelo auxílio com o equipamento de elastografia. Em especial, agradeço àqueles que fizeram por mim o que dinheiro nenhum paga: Mario, por ter solucionado vários problemas; Kristy e à Flávia, por terem por serem tão preciosas para a “lapidação” deste trabalho; ao Thiago Matta, o sempre salvador nos assuntos estatísticos. Ao Francisco por ter sido meu grande “consultor” e pela contribuição expressiva para este trabalho.

À minha grande amiga, Kelly Mônica, por ter sido a luz do nosso laboratório quanto a elastografia. Obrigada por ter aberto as portas para todos nós! Aos meus amiguinhos, Maria Clara, Gabi e Lino, por terem contagiado de alegria meus últimos dias no laboratório. Aos demais colegas do laboratório de Biomecânica e do LUS agradeço por terem sido a motivação diária. Às minhas amadas Pebetes, companheiras desde o mestrado, que sempre estiveram na torcida. Ao nosso sempre essencial Alex, solucionador oficial de problemas dos alunos. À FINEP, CAPES e CNPq agradeço o apoio financeiro. E por último, àquele tem enfrentado comigo todas batalhas do dia-a-dia, me trazendo a calma, a paz e a tranquilidade necessária para a conclusão desta tese, meu namorado, Anderson. A tantos outros, fica minha gratidão pela torcida.

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

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE MEDIDA ELASTOGRÁFICA  
DO MÚSCULO MULTÍFIDO LOMBAR: ESTUDO DE VIABILIDADE APLICADO  
EM PESSOAS COM LOMBALGIA

Viviane Bastos de Oliveira

Agosto/2020

Orientadores: Liliam Fernandes de Oliveira

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

A rigidez muscular pode ocorrer em casos de lombalgia, com alterações nas propriedades elásticas das fibras superficiais e profundas do músculo multífido. A elastografia *Supersonic Shear Imaging* (SSI) é um avançado sistema de estimativa de rigidez tecidual. Esta tese teve como objetivo analisar o potencial da SSI em identificar a rigidez das fibras do multífido, propondo um protocolo de avaliação para lombálgicos. Para determinar a configuração do equipamento *in vivo*, testes foram realizados em meios homogêneo (gelatina) e não-homogêneo (carne). Foi eleita a configuração ajustada para medições profundas, que obteve menor variabilidade entre a rigidez das camadas. Assim, 26 participantes assintomáticos e 13 sintomáticos foram avaliados em decúbito ventral e sentados, comparando as camadas do músculo, bilateralmente. A confiabilidade e a orientação do transdutor (longitudinal e transversal) foram testadas nos assintomáticos. As imagens longitudinais tiveram melhor confiabilidade e menor variabilidade, mostrando diferenças entre a rigidez das camadas, em ambas posturas. As imagens transversais mostraram diferenças apenas na postura sentada. O grupo de sintomáticos não apresentou diferenças entre as camadas em nenhuma postura. Porém, a rigidez das fibras profundas do multífido foi significativamente maior em pessoas lombálgicas, comparadas com as dos assintomáticos. Nenhum dos grupos apresentaram diferenças entre os lados. Desta forma, é sugerida que um protocolo de avaliação da rigidez do múltífido lombar com SSI utilize configuração específica para regiões profundas, camadas avaliadas separadamente e com o voluntário em decúbito ventral.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

DEVELOPMENT OF AN ELASTOGRAPHIC MEASUREMENT PROTOCOL  
OF THE LUMBAR MULTIFIDUS MUSCLE: FEASIBILITY STUDY APPLIED TO  
PEOPLE WITH LOW BACK PAIN

Viviane Bastos de Oliveira

May/2020

Advisors: Liliam Fernandes de Oliveira

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

Muscular stiffness can occur in cases of low back pain, with changes in the elastic properties of the superficial and deep fibers of the multifidus muscle. Supersonic Shear Imaging (SSI) elastography has an advanced system for estimating tissue stiffness. This Thesis aimed to analyze the potential of SSI to identify the fiber stiffness of the multifidus and to propose an evaluation protocol for low back pain. Initially, to determine equipment configuration for in vivo analysis, tests were performed in homogeneous (gelatin) and non-homogeneous (beef) media. The elected configuration was the one for deep measurements because it provided less variability between the stiffness from layers evaluated. Thus, 26 asymptomatic and 13 symptomatic participants were evaluated, in prone and seated position, comparing the muscle layers, bilaterally. Reliability and transducer orientation (longitudinal and transverse) were tested in asymptomatic participants. Images acquired longitudinally obtained better reliability and less variability, showing differences between the stiffness of the layers, in both postures. Transversal images showed differences only in the seated posture. The group of symptomatic showed no differences between the layers in any posture. However, deep fibers stiffness of the multifidus were significantly higher in people with low back pain than in asymptomatic volunteers. None of the groups showed differences between the sides. Therefore, it is suggested to evaluate the stiffness of the multiple with SSI using specific configuration for deep regions, layers evaluated separately, in prone position.

# Sumário

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 JUSTIFICATIVA.....	3
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>4</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	4
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
<b>3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>5</b>
3.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS DE MATERIAIS APLICADAS AO MÚSCULO ESTRIADO ESQUELÉTICO.....	5
3.2 RIGIDEZ MUSCULAR INTRÍNSECA <i>IN VIVO</i> .....	10
3.3 RIGIDEZ MUSCULAR ESTIMADA POR <i>SUPERSONIC SHEAR IMAGING</i> .....	12
3.3.1 Formação de imagem modo B.....	14
3.3.2 Supersonic shear imaging – modo imagem e modo <i>pushing</i> .....	16
3.4 APLICAÇÃO DE ELASTOGRAFIA EM MEIO BIOLÓGICO .....	21
3.5 MULTÍFIDO LOMBAR E LOMBALGIA .....	23
3.6 ALTERAÇÃO DA RIGIDEZ MUSCULAR NA POSTURA SENTADA .....	29
<b>4 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>31</b>
<b>5 MATERIAIS E METÓDOS.....</b>	<b>38</b>
5.1 DESENHO EXPERIMENTAL DA METODOLOGIA DA PESQUISA.....	38
5.2 INSTRUMENTAÇÃO .....	38
<b>6 PRIMEIRA ETAPA.....</b>	<b>40</b>
6.1 DESENHO EXPERIMENTAL .....	40
6.1.1 Elaboração do <i>phantom</i> homogêneo .....	40
6.1.2 Preparação do <i>phantom</i> não-homogêneo.....	42
6.1.3 Aquisição das imagens dos corpos de prova .....	42
6.1.4 Processamento das imagens.....	44
6.1.5 Análises estatísticas .....	46

6.2	RESULTADOS .....	48
6.2.1	Variabilidade das medidas em meio homogêneo .....	50
6.2.2	Variabilidade das medidas em meio não-homogeneo .....	54
6.3	DISCUSSÃO.....	58
<b>7</b>	<b>SEGUNDA ETAPA .....</b>	<b>63</b>
7.1	DESENHO EXPERIMENTAL DA AQUISIÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS ASSINTOMÁTICOS	63
7.1.1	Amostra de voluntários assintomáticos .....	63
7.1.2	Procedimentos de aquisição das imagens .....	64
7.1.3	Processamento das imagens.....	67
7.1.4	Análises estatísticas - assintomáticos .....	70
7.2	RESULTADOS - ASSINTOMÁTICOS .....	71
7.3	ESTUDO PILOTO – TESTE PARA SINTOMÁTICOS .....	79
7.4	AMOSTRA DE VOLUNTÁRIOS SINTOMÁTICOS .....	79
7.4.1	Análises estatísticas - sintomáticos .....	80
7.4.2	Resultados - Sintomáticos .....	82
7.5	DISCUSSÃO.....	86
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>96</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>97</b>

# Capítulo 1

## Introdução

A análise de propriedades mecânicas dos tecidos biológicos é uma das formas em que as condições dos tecidos podem ser investigadas, associando-as a quadros patológicos ou não. Neste âmbito, foi possível observar que tanto na dor lombar específica, quanto na inespecífica, a rigidez das estruturas componentes da coluna lombar sofre alterações, independente dos elementos envolvidos no surgimento do sintoma de dor. ILAHI *et al.* (2020) mostraram que ainda que alguns quadros de dor lombar não sejam compreendidos, há um aumento da rigidez da fáscia tóraco-lombar. ALIS *et al.* (2019) encontraram um aumento da rigidez do músculo multífido, estimada com elastografia, em pessoas lombálgicas com sinais imagiológicos relacionados (tal como hérnia de disco, estenose do canal, etc). Sendo assim, não é equivocado afirmar que independente das causas, a redução do valor de coeficiente de elasticidade está presente na grande maioria dos casos de lombalgia.

A relação multífido e dor lombar é um assunto amplamente discutido. Primeiramente, por se tratar de um músculo relacionado à estabilidade lombar. Além disso, em lombálgicos já foram encontradas alterações da arquitetura muscular (EISELE *et al.*, 1998; HIDES *et al.*, 2008; WATSON *et al.*, 2008; WALLWORK *et al.*, 2009; DJORDJEVIC *et al.*, 2014) e das propriedades elásticas (CHAN *et al.*, 2012; MASAKI *et al.*, 2017). A ultrassonografia tem sido aliada na avaliação não-invasiva *in vivo* dessas alterações. Com o incremento da elastografia, associada à ultrassonografia, foram possíveis estimativas das propriedades elásticas do músculo multífido (MOREAU *et al.*, 2016; ALIS *et al.*, 2019; MURILLO *et al.*, 2019). Estas avaliações podem ter aplicações clínicas importantes, possibilitando estreitar o tempo entre a avaliação clínica e a realização de exames complementares.

Em se tratando de elastografia, a técnica *Supersonic Shear Imaging* (SSI) foi desenvolvida pelo Instituto de Langevin, em 2004. Desde então, vem sendo aprimorada até se tornar o estado da arte atual em medidas elastográficas (BERCOFF *et al.*, 2004; GENNISSON *et al.*, 2013; SIGRIST *et al.*, 2017). Esta tecnologia destaca-se por possuir diferentes formas de funcionamento quando comparada às demais. Primeiro, a fonte

geradora de perturbação do meio é originada por uma fonte de radiação acústica (*push*), impelida em várias profundidades, o que permite a propagação das ondas em toda extensão visualizada na imagem. Segundo, os sucessivos disparos criam uma frente de onda *quasi-plana* ao longo da profundidade, permitindo o deslocamento do tecido em pequenas unidades (dezenas de  $\mu\text{m}$ ) e capaz de permanecer trafegando transversalmente para distante da fonte do *push*. Por último, as imagens são obtidas a uma frequência extremamente alta (*ultrafast*), em se tratando de ultrassonografia, permitindo uma estimativa de deslocamento em vários *frames* por segundo.

MOREAU *et al.* (2016) foram precursores do uso desta técnica para estimar a rigidez do multífido. Os autores investigaram o comportamento elástico do grupamento muscular de homens e mulheres, entre os níveis da segunda e da terceira vértebra lombar (L2-3) e L4-5, em posição pronada e em alongamento passivo. Os valores de módulo de cisalhamento foram maiores quando os indivíduos assumiram a posição de alongamento passivo, promovido pela postura sentada em uma cadeira de massagem. A confiabilidade das aquisições obtidas por três diferentes operadores foi excelente (coeficiente de correlação intraclassa – CCI > 0,95). Os autores apresentaram os resultados em módulo de cisalhamento, que é a medida de tensão de cisalhamento sofrida por um material e representa um terço do módulo de Young (VEGAS e DEL YERRO, 2013). Este parâmetro diretamente proporcional a rigidez tecidual.

Desde então, outros estudos têm mostrado a capacidade da técnica em identificar pequenas alterações de rigidez no multífido lombar. CREZE *et al.* (2017) validaram o uso desta técnica para análise de multífido em nível de L3. As medições realizadas diretamente em músculos de cadáveres não apresentaram diferenças significativas daquelas realizadas em 12 voluntários jovens e saudáveis. BLAIN *et al.* (2019) mostraram o aumento da rigidez do multífido quando os voluntários se encontravam em condição de tensionamento da fáscia tóraco-lombar. Vale ressaltar que cotidianamente, as pessoas são submetidas a este tensionamento, quando assumem a postura sentada.

Os estudos supracitados avaliaram o comportamento mecânico elástico do multífido sem considerar as peculiaridades de suas fibras, em que as superficiais estariam relacionadas à geração de torque extensor, enquanto as profundas teriam uma correlação direta com a estabilidade, com menor braço de força e mais próximas ao eixo de geração de torque (MACINTOSH, 1986), sendo ativadas para a manutenção da postura (BRUMAGNE *et al.*, 1999; DANKAERTS, 2006). A avaliação entre ambas camadas

deve ser considerada, uma vez que a literatura já apresenta diferenças entre pessoas com e sem lombalgia em nível de arquitetura muscular (LIU *et al.*, 2013).

Estudos mostraram diferenças entre a ativação das camadas profundas e superficiais de multífido, em pessoas com e sem lombalgia, em que ocorre um atraso na ativação das fibras profundas em indivíduos sintomáticos (MACDONALD *et al.*, 2009; DICKX *et al.*, 2010). MATSUDA *et al.* (2019) mostraram que a SSI tem excelente confiabilidade intra-avaliadores para avaliar a camada superficial e profunda do multífido. E MURILLO *et al.* (2019) mostraram que as fibras superficiais do multífido apresentam rigidez significativamente maior em pessoas com dor, porém utilizando outro sistema de elastografia.

Diante do panorama apresentado, para a aplicação desta tecnologia em multífido, é importante que os parâmetros de configuração do equipamento sejam definidos adequadamente, além da confiabilidade interdias ser avaliada, considerando as peculiaridades de cada camada também. Desta forma, o presente estudo propõe determinar a configuração mais adequada para avaliar o módulo de cisalhamento do multífido, a confiabilidade de repetibilidade interdias e a comparação entre medidas de indivíduos sintomáticos e assintomáticos.

## **1.1 Justificativa**

A taxa de prevalência anual de lombalgia no Brasil é superior a 50% nos adultos e cerca de 19,5% nos adolescentes (NASCIMENTO e COSTA, 2015). Os custos do SUS provenientes dos casos de dor lombar crônica geram um impacto significativo a economia do país (ZANUTO, 2017). É comum a solicitação de exames onerosos e complexos, tais como a ressonância magnética, para auxiliar no diagnóstico de fatores envolvidos na lombalgia. Além disso, o processo de envelhecimento normal causa alterações da coluna lombar, não correspondendo propriamente um quadro patológico, mas desencadeando a dor lombar aguda, cuja intervenção é necessária (BRINJIKJI *et al.*, 2015).

Apesar disso, há evidências de que a rigidez do tronco estaria relacionada a dor lombar, mesmo quando a origem é atribuída às características psicológicas (KARAYANNIS *et al.*, 2013). A proposta de aplicar esta técnica de elastografia visa a utilização de um dado quantitativo associado à sintomatologia do paciente. Logo, seria válido investir num protocolo que pudesse estimar a rigidez do músculo multífido lombar, dada sua importância sobre a estabilidade lombar.

# Capítulo 2

## Objetivos

### 2.1 Objetivo Geral

A presente tese teve como objetivo analisar o potencial da técnica de elastografia, *Supersonic Shear Imaging*, em identificar a rigidez muscular do multífido lombar, considerando suas peculiaridades biomecânicas, a fim de desenvolver um protocolo de avaliação para pessoas com queixa de dor lombar.

### 2.2 Objetivos Específicos

1. Analisar a variabilidade do módulo de cisalhamento em função da profundidade, em meios homogêneos (*phantom* de gelatina) e não-homogêneos (peça de carne bovina), verificando os melhores parâmetros de configuração do equipamento;
2. Caracterizar a variabilidade e a faixa de normalidade de rigidez estimada pelo módulo de cisalhamento no multífido lombar de pessoas sem dor lombar (assintomáticas);
3. Testar a capacidade da técnica em diferenciar o músculo multífido em condição de repouso (decúbito ventral) e condição de tensionamento (sentada);
4. Comparar as medições realizadas nas camadas superficial e profunda do multífido, bem como os lados esquerdo e direito;
5. Confrontar as medições de módulo de cisalhamento de multífido de pessoas assintomáticas e sintomáticas, calculando a razão entre a camada profunda e a superficial em cada grupo.

# Capítulo 3

## Fundamentação Teórica

Neste capítulo serão conceituados os modelos de comportamento mecânico aplicados ao músculo estriado esquelético, os elementos envolvidos na rigidez intrínseca muscular, os fundamentos por trás da técnica *Supersonic Shear Imaging* na estimativa da rigidez e a relação deste músculo com manifestação de dor lombar.

### 3.1 Propriedades mecânicas de materiais aplicadas ao músculo estriado esquelético

O comportamento mecânico de um determinado material em resposta à uma carga imposta está relacionado às suas propriedades mecânicas de viscosidade e elasticidade. Nos principais modelos de viscoelasticidade - destacando os modelos de Maxwell, Voigt e Kelvin - as propriedades de viscosidade e elasticidade são comumente representadas por modelos físicos mola-amortecedor (Figura 1) (SCHIESSEL *et al.*, 1995), em que o sistema de mola (elasticidade) obedece a Lei de Hooke (Equação 1a) e do amortecedor (viscosidade) obedece a Lei de Newton (Equação 1b):

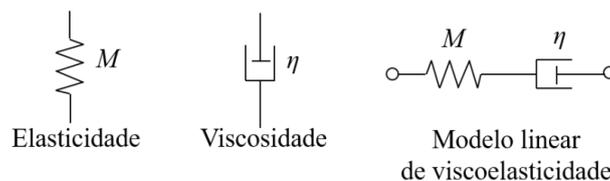


Figura 1: Representação da viscoelasticidade por modelo mola-amortecedor.

$$\sigma(t) = Me(t) \quad (1a)$$

$$\sigma(t) = \eta \frac{de(t)}{dt} \quad (1b)$$

Onde  $\sigma$  é a tensão,  $e$  é a deformação,  $M$  denota a mola e  $\eta$  denota o amortecedor.

Os parâmetros de viscoelasticidade estão diretamente relacionados aos conceitos de tensão ( $\sigma$ ) e deformação ( $e$ ). Em teoria, a tensão é definida como força aplicada sobre a área de seção transversal do objeto (Equação 2) e é essencialmente uma medida de intensidade de força. Já a deformação é definida como a proporção entre deformação total produzida após a aplicação de uma tensão e a dimensão inicial do objeto (Equação 3) (MIRSKI e PARMLEY, 1973).

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2)$$

onde  $F$  é a força aplicada a um objeto e  $A_0$  é a área de seção transversal deste objeto.

$$e = \frac{l - l_0}{l_0} \quad (3)$$

sendo  $l_0$  é o comprimento em estado de tensão zero e  $l$  é o comprimento instantâneo.

Quando um objeto recebe uma força de tração, no sentido longitudinal ao objeto há um alongamento nomeado como deformação longitudinal ( $e_l$ ), enquanto na direção transversal há uma contração nomeada de deformação transversal ( $e_t$ ). A relação contrária, ocorre quando há uma força compressiva (Figura 2). A relação entre a deformação longitudinal e transversal é chamada de relação de Poisson ( $\nu$ ), como descrito na Equação 4 (GREAVES *et al.*, 2011):

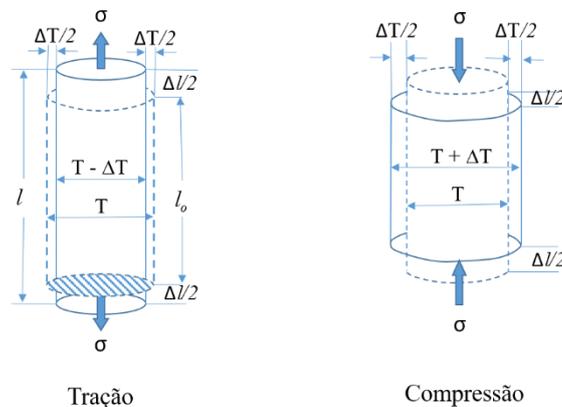


Figura 2: Força de tração e compressão. Um objeto ao sofrer uma força tracional ou compressiva deforma-se no sentido longitudinal e transversal. A relação entre essas duas deformações determinam a relação de Poisson.

$$v = \left| \frac{e_t}{e_l} \right| \quad \therefore \quad e_l = \frac{\Delta l}{l} \text{ ou } -\frac{\Delta l}{l} \quad \therefore \quad e_t = -\frac{\Delta T}{T} \text{ ou } \frac{\Delta T}{T} \quad (4)$$

De forma simplificada, a tensão e a deformação estão interligadas da seguinte forma:  $\sigma = ke$ , onde  $k$  é a representação de uma matriz de constantes. Pela Lei de Hooke, em um meio isotrópico (ou seja, um meio que apresenta as propriedades físicas constantes independente da direção), o número de constantes pode ser reduzida a duas, conforme a Equação 5 (HASHIN, 1960), comportamento este aplicado a um meio puramente elástico, em que a viscosidade é desprezada:

$$\sigma_{ij}^0 = \lambda\theta\delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \quad i,j = 1,2,3... \quad (5)$$

Em que  $\lambda$  e  $\mu$  são as constantes de Lamé,  $\theta$  é a expansão do volume.

Em modelos constitutivos, as constantes de Lamé  $\lambda$  e  $\mu$  podem ser expressas como  $K$  - medida de um corpo à tensão de compressibilidade (módulo volumétrico ou de Bulk) - e como  $G$  - medida de um corpo à tensão de cisalhamento (módulo de cisalhamento), respectivamente, que podem ser representadas pelas seguintes Equações 6a-b. O  $K$  é o parâmetro que descreve a elasticidade volumétrica e  $G$  é o parâmetro que define a tendência de um objeto a se deformar mantendo um volume constante, em oposição a uma força de cisalhamento (BAMBER *et al.*, 2013).

$$K = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (6a)$$

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (6b)$$

em que  $E$  é o módulo de Young e  $\nu$  é a razão de Poisson.

O módulo de Young ou módulo de elasticidade ( $E$ ) é uma propriedade que caracteriza a capacidade de um objeto deformar-se e retornar a sua forma inicial e apresenta uma relação diretamente proporcional à força com que as partículas de um objeto resistem à superfície de deslocamento, propriedade esta conhecida como rigidez.

Quando se trata de um meio isotrópico, a relação linear tensão/deformação determina o módulo de Young. Contudo, em tecidos biológicos, a relação tensão/deformação não é linear, e o seu comportamento é descrito como uma curva ascendente que, ao atingir o ponto de falha, descreve uma curva descendente (Figura 3).

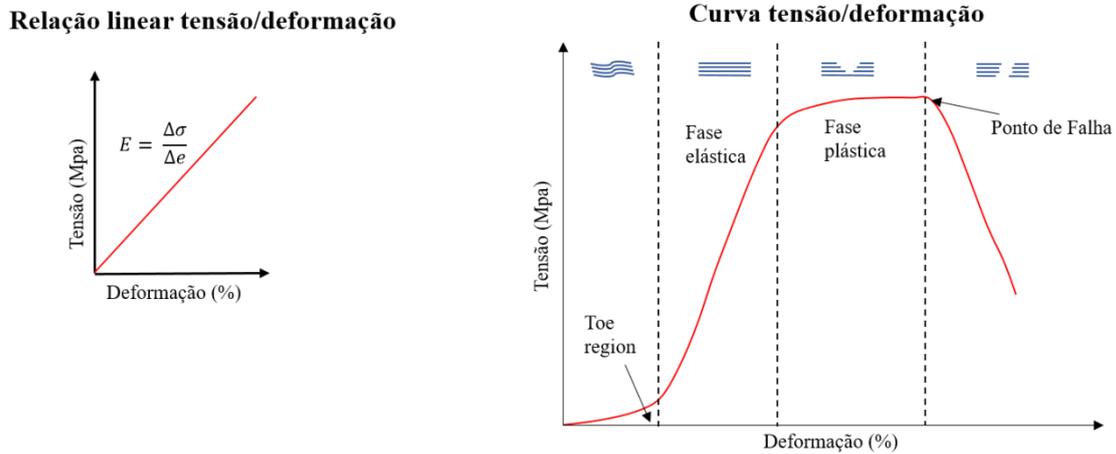


Figura 3: Relação tensão/deformação. À esquerda, o módulo de Young ( $E$ ) estimado pela razão tensão/deformação, considerando a linearidade de um meio isotrópico. À direita, curva tensão/deformação típica de um material biológico.

Inúmeras formas de estimativas do módulo de Young foram elaboradas. A estimativa do módulo de Young de um objeto pode ser descrita considerando as constantes de Lamé (Equação 7a). Recapitulando a Equação 6b, pode-se rescrevê-la na forma da Equação 7b, em que  $E$  é estimado pelo o módulo de cisalhamento de Lamé associado à razão de Poisson (Equação 7b) (BAMBER *et al.*, 2013).

$$E = G \times \frac{(3K+2G)}{K+G} \quad (7a)$$

$$E = G \times 2(1 + \nu) \quad (7b)$$

Com o módulo de Young comumente apresentado nas unidades de pounds/in<sup>2</sup> (psi) e Pa (Pascal).

Assumindo alguns conceitos, as Equações 7a-b podem ser simplificadas para otimização do parâmetro de módulo de Young quando se trata de tecidos biológicos. Primeiro, foi observado que velocidade da onda compressional em células hepáticas foi

menor que 0,5%. Por esta razão, definiu-se que tecidos biológicos, o meio era considerado quase incompressível e a  $\nu$  foi predefinida como 0,5 (SARVAZYAN *et al.*, 1987). Segundo, nos tecidos moles o  $K$  é  $10^6$  vezes maior que  $\mu$ , o que permite desprezar as incógnitas  $G$  do numerador e denominador na Equação 7a (GENNISSON *et al.*, 2003). Aplicando estes conceitos, é razoável afirmar que o módulo de Young é três vezes o módulo de cisalhamento (Equação 8).

$$\text{Equação 6a reduzida: } E = G \times \frac{(3K+2G)}{K+G} \quad \therefore \quad E = \frac{3\lambda G}{\lambda} \quad \therefore \quad E \cong 3G \quad (8)$$

A negligência ao módulo volumétrico para estimativa do módulo de Young também pode ser justificada pela variabilidade da faixa de grandeza. Embora  $K$  seja descrito como maior que  $G$ , o módulo de cisalhamento apresenta uma variabilidade de cerca de sete ordens de grandeza para os tecidos biológicos, enquanto o módulo volumétrico varia em uma ordem de grandeza, como representado na Figura 4 (SARVAZYAN *et al.*, 1998). Logo, quando se trata de módulo volumétrico, a variabilidade é muito pequena.

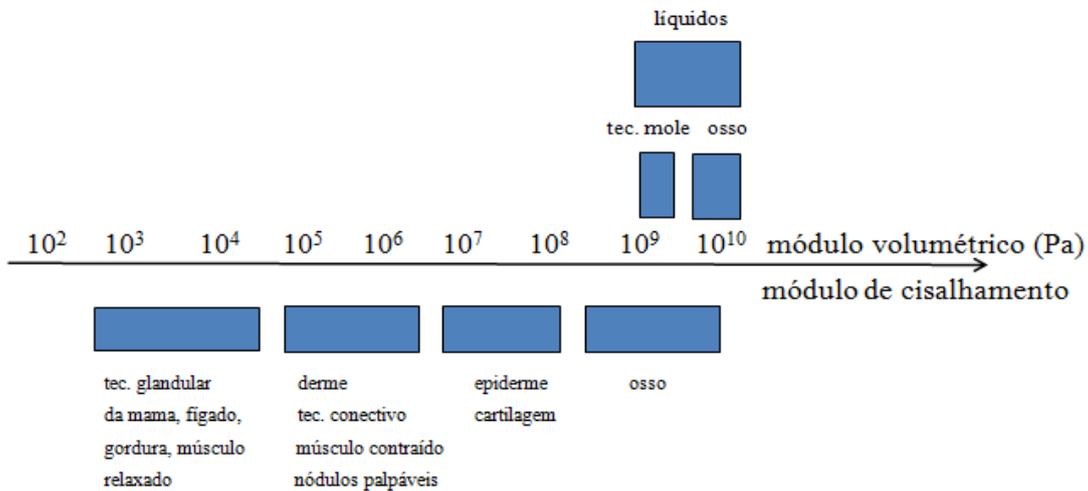


Figura 4: Esquema representando as diferentes ordens de grandeza para o módulo volumétrico (de Bulk) e módulo de cisalhamento (Adaptado de SARVAZYAN *et al.*, 1998).

Por fim, a rigidez do material tem uma relação direta com o módulo de Young, porém é equivocado atribuir sinonímia a ambos. A rigidez é a resistência das partículas a deformação em resposta a força externa, logo seria a inflexibilidade do objeto e o inverso da complacência, que representa a tolerância de um material em receber a deformação, ou seja, a flexibilidade do material. Por conseguinte, um material pouco rígido tem um baixo valor de módulo Young, enquanto em um material muito rígido apresenta o módulo de Young muito alto (VEGAS e DEL YERRO, 2013).

### 3.2 Rigidez muscular intrínseca *in vivo*

O músculo estriado é constituído por um tecido mole altamente flexível, sujeito a grandes deformações. Biomecanicamente, o músculo esquelético foi simplificado em um modelo composto por três componentes mecânicos: Componente elástico em paralelo, componente elástico em série e componente contrátil (Figura 5) (HILL, 1938).

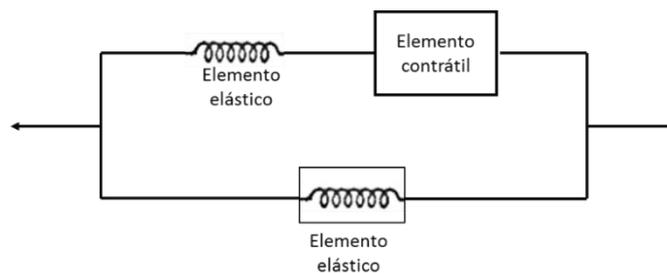


Figura 5: Modelo biomecânico muscular representado por Hill.

A rigidez muscular é constituída pelo alongamento passivo e a mudança da tensão reflexa espinhal. Assumindo o sistema massa-mola, a rigidez muscular pode ser descrita de acordo com a Equação 9 (Figura 6) (BERGMARK, 1989):



Figura 6: Sistema massa-mola substituindo a mola por um músculo.

$$k = q \times F/L \quad (9)$$

onde  $k$  é a rigidez muscular,  $q$  é um coeficiente de rigidez muscular,  $F$  é a força muscular e  $L$  é o comprimento muscular.

Cada fibra muscular pode ser modelada como uma mola linear tendo a rigidez equivalente à força dividida pelo comprimento muscular (BERGMARK, 1989). A rigidez muscular, em partes, pode ser explicada pelo comportamento da unidade funcional muscular – o sarcômero – que apresenta uma conformação que combina-se de forma a deformar-se elasticamente. A unidade contrátil é composta principalmente pela miosina e pela actina, que representam os componentes contráteis no modelo de Hill e estão interligadas pela linha M e o disco Z. O grupo de miosinas está organizado em uma região conhecida como banda A, e as actinas encontram-se organizadas na banda I (GILËV, 1962).

A elasticidade do sarcômero deriva principalmente das proteínas acessórias, as quais estariam representadas nos componentes elásticos do modelo de Hill. Os componentes em paralelo podem ser atribuídos às funções da titina, enquanto os componentes em série podem ser atribuídos aos filamentos do disco Z e da banda M. A titina é o principal componente elástico e encontra-se na zona de sobreposição entre a actina e miosina. Quando ocorrem os eventos da contração muscular, a titina confere uma elasticidade passiva que aumenta a rigidez lateral da banda A, regulando a força passiva e estabilizando o arranjo de miofilamentos durante a contração rápida (COLOMBINI *et al.*, 2016; LI *et al.*, 2016). Quando há pequenas contrações musculares, os efeitos provocados pela titina são menores (na ordem de picoNewtons), pois inicialmente ela apresenta um padrão frouxo (TRINICK e TSKHOVREBOVA, 1999).

As proteínas que compõem a banda M apresentam um importante papel de opor-se às forças de tração exercida pelo disco Z, aumentando seu ancoramento ao citoesqueleto e a estabilidade estrutural do sarcômero (SHABARCHIN e TSATURYAN, 2010). Na região do disco Z, há uma série de integrinas que mantém a actina conectada ao citoesqueleto, entre elas a actinina e a filamina. Esses componentes passivos elásticos conectados ao disco Z mantêm a banda A centralizada, enquanto o sarcômero encontra-se em repouso. Quando há o alongamento dos filamentos, as tensões são transmitidas para

o disco Z e o sarcômero torna-se rígido o suficiente para evitar o movimento da banda A (HOROWITS e PODOLSKY, 1987).

LAKIE e ROBSON (1988) mostraram um aumento da progressivo da rigidez muscular em pequenos músculos dos dedos à medida que o músculo permanecia em repouso. Este aumento da rigidez foi imediatamente revertido por movimentos passivos ou contrações dinâmicas, mas não por contração isométrica. Essas mudanças mostraram um comportamento tixotrópico no músculo, que trata-se do comportamento reversível apresentado por alguns materiais em que a viscosidade é diminuída pela tensão de cisalhamento, embora a aplicação do termo ainda seja discutida. Algumas teorias tentam explicar tixotropia muscular, tais como: (1) Comportamento viscoelástico da titina; (2) A teoria da mecânica da titina cálcio-dependente (KELLERMAYER *et al.*, 2001; LABEIT *et al.*, 2003). Na manutenção da postura, a rigidez muscular é aumentada progressivamente de forma lenta, isso mostra que a tixotropia muscular é dependente de mudanças de comprimento da fibra muscular (VERNOOIJ *et al.*, 2016).

Além dos componentes passivos, os filamentos intermediários do sarcômero, o tecido conjuntivo intersticial e os componentes da matriz extracelular também estão associados às estruturas passivas. Há hipótese de que os fibroblastos que compõem o perimísio adaptar-se-iam ao aumento da deformação exercida nas estruturas musculares, ajustando a rigidez passiva (SCHLEIP *et al.*, 2006). WOOD *et al.* (2014) mostraram que a matriz extracelular também contribui para o aumento da rigidez muscular passiva em músculos tibial anterior de ratos idosos. Por último, a rigidez tendão-aponeurose não estaria relacionada à rigidez muscular, mas sim à extensibilidade das estruturas colagenosas que os compõem (KUBO *et al.*, 2001).

### **3.3 Rigidez muscular estimada por *Supersonic Shear Imaging***

A estimativa das propriedades mecânicas de estruturas biológicas *in vivo* requer uma série de considerações que desafiam os pesquisadores. Parte do conhecimento a respeito de rigidez muscular foi obtidos com análises *in vitro* (LAKIE e ROBSON, 1988; BENSAMOUNA *et al.*, 2006; JOUMAA e HERZOG, 2014). Com os avanços tecnológicos, a rigidez muscular pôde ser avaliada *in vivo* utilizando técnicas como miometria, dinamometria e elastografia (SINKJAER *et al.*, 1988; BIZZINI e MANNION, 2003; EBY *et al.*, 2013). Com as avaliações de miometria e dinamometria, as estimativas são provenientes de medições subjetivas, qualitativas ou mesmo não seletivas a um

grupamento muscular. Nestes aspectos, algumas elastografias apresentam a vantagem da estimativa quantitativa e seletiva a uma região específica do músculo.

Nas últimas décadas, a elastografia tem sido investigada como uma técnica capaz de estimar parâmetros quantitativos relacionados à rigidez muscular, sendo associada aos exames imagiológicos de ressonância magnética, tomografia computadorizada e ultrassonografia (ROMERO-GÓMEZ *et al.*, 2008; MURAKI *et al.*, 2010; XU *et al.*, 2016). Dada complexidade, ao alto custo e à limitação para avaliações dinâmicas como a ressonância magnética e aos efeitos indesejáveis provocados pela irradiação ionizante da tomografia, a elastografia associada ao ultrassom tem tido amplamente aceita, por ser uma técnica de manuseio mais simples, que possibilita avaliações dinâmicas.

Atualmente, o mercado oferece uma variedade de equipamentos de ultrassonografia com diferentes sistemas de elastografia, que permitem estimar qualitativamente e/ou quantitativamente a rigidez de um tecido *in vivo*. São elas: *strain elastography*, *acoustic radiation force impulse imaging* (ARFI), elastografia transiente e *shear-wave elastography*.

Resumidamente, os métodos apresentam diferentes meios de geração excitatória para gerar um deslocamento tecidual, que pode ser provocado por compressão manual ou por uma fonte gerada pelo próprio transdutor. Alguns equipamentos apresentam dados visuais referentes ao deslocamento (qualitativo); outros apresentam dados relacionados a propriedade de materiais em função das informações de deslocamento (quantitativo).

A técnica *strain elastography* (*quasi static* ou *freehand*) necessita da aplicação de uma força externa manual para a geração de uma deformação relativa, ou seja, é uma técnica operador-dependente. Na técnica ARFI simples, a aplicação da força é gerada por um impulso de radiação acústica proveniente do transdutor, permitindo a estimativa de deslocamento por meio da avaliação de propagação das ondas de cisalhamento. As duas técnicas apresentadas anteriormente permitem uma avaliação apenas qualitativa, fornecendo pouca confiabilidade nas medições (DRAKONAKI *et al.*, 2009; PORTA *et al.*, 2014). As demais técnicas - transiente e *shear-wave* - são quantitativas. A técnica transiente utiliza uma indução mecânica automática por vibração provocada por um pistão e avalia as ondas de cisalhamento propagantes. Já as técnicas *shear wave* (ou ARFI quantificáveis) utilizam os mesmos recursos da técnica ARFI para geração de deslocamento, mas permite avaliação da propagação das ondas de cisalhamento

fornecendo uma estimativa quantitativa de rigidez em valores de módulo de Young ou módulo de cisalhamento (BAMBER *et al.*, 2013).

A tecnologia transiente é especializada em medir a rigidez hepática estimada por ondas de cisalhamento provenientes de um único feixe, mas não para geração de imagem. Já os equipamentos que utilizam as tecnologias ARFI quantificáveis têm permitido maior gama de avaliações de tecidos biológicos (BAMBER *et al.*, 2013; SHIINA, 2013). Os métodos de avaliação por ondas de cisalhamento – métodos dinâmicos – foram sendo aprimorados, até 2004, no Instituto de Langevin, na França, ser criado um dos mais avançados sistemas de elastografia associado a ultrassonografia comercializados na atualidade: a SSI. Esta técnica tem a limitação de não permitir a avaliação da viscosidade, contudo, a avaliação do mapa de elasticidade tem apresentado bons resultados mesmo em tecidos fortemente viscosos, pois apresenta um regime de captação supersônica que permite aquisição de informações de imagens em alta frequência (BERCOFF *et al.*, 2004). Este sistema atua em dois modos integrados em um transdutor: imagem e *pushing*, em que, respectivamente, um trata-se do processo de formação da imagem modo B e o outro é um processo de perturbação do meio e quantificação do deslocamento em função desta perturbação. Os processos envolvidos nesta técnica serão descritos nas subseções a seguir.

### **3.3.1 Formação de imagem modo B**

O processo de formação da imagem modo-B trabalha com o regime de conversão de energia, envio e recepção de sinal. Os elementos piezoelétricos no transdutor são excitados eletricamente e um estresse mecânico é induzido, gerando ondas longitudinais. A imagem é reconstruída a partir das informações dos feixes refletidos, retroespalhados e recebidos pelo mesmo transdutor; a localização de cada estrutura é obtida pela orientação espacial do feixe e o tempo de chegada dos ecos; e a amplitude do eco deriva da diferença de impedância acústica entre os elementos do meio. A diferença de impedância é o que permite distinguir um tecido do outro. Considerando a fásia e o músculo como exemplos, a fásia apresenta impedância acústica maior que o músculo, por isso eles aparecem com diferentes brilhos na imagem, em que a fásia é mais hiperecótica (FISH, 1990).

O processamento de formação da imagem envolve um mapeamento de padrão de ecos refletidos dentro do tecido, que irá gerar um sinal ao longo da linha de varredura do

feixe ultrassônico. O sinal de reflexão e do retroespalhamento nos tecidos é recebido em MHz (radiofrequência – RF) e seu envelope é obtido. Na matriz de elementos do transdutor, cada um deles tem uma memória capaz de armazenar o sinal RF, e logo que a recepção do sinal é completada, o transdutor transmite um novo sinal e ao mesmo tempo armazena. Os sinais provenientes de todos difusores passam por um processamento e por fim são somados, formando o *speckle*, que representa um sinal contendo informações dos somatórios das interferências dos difusores encontrados na linha de varredura. O *speckle* passa por um processamento para extração do envelope do sinal, digitalização em escala de cinza e é transformado em uma linha vertical da imagem. O processo é repetido, coluna por coluna, contiguamente, até completar a formação da imagem (TOLE *et al.*, 2005; SUETENS, 2017) (Figura 7).

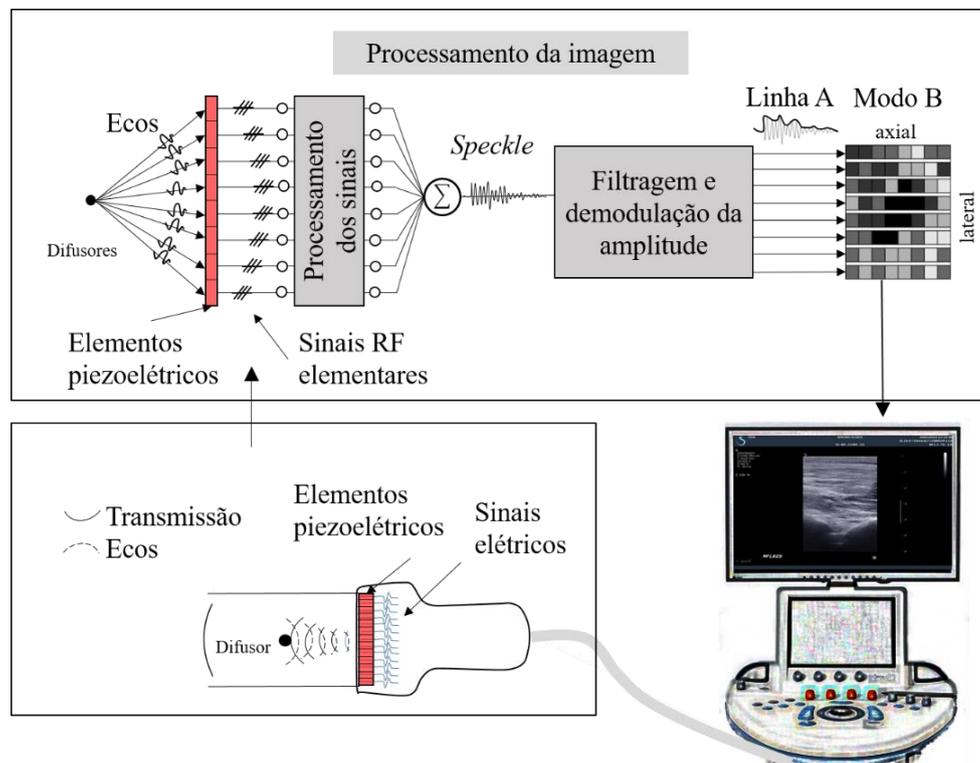


Figura 7: Processo simplificado de formação de imagem modo B. O eco recebido é convertido em sinal elétrico – sinal de radiofrequência (RF) elementar – que são submetidos a um processamento para correção do atraso e posteriormente é realizado o somatório de todos os sinais. A soma dos ecos de todos os difusores na linha de varredura resulta no *speckle* que passa por um processo de filtragem e demodulação do sinal, gerando um envelope do sinal (linha A). A amplitude do sinal do eco é correlacionada com a escala de 256 tons de cinza, definindo tons mais escuros para menor amplitude e mais claros para a maior amplitude. Os sinais digitalizados em escalas de cinza são organizados em uma matriz, dando origem a uma imagem modo B exibida na tela do equipamento.

Com o processamento eletrônico, é possível registrar as amplitudes dos ecos, cuja profundidade ( $z$ ) é obtida por meio da velocidade da onda de compressional ( $c$ ) no meio e o tempo em que o eco é recebido após a ida e a volta do pulso ( $t$ ), de acordo com a Equação 10 (FISH, 1990).

$$z = \frac{1}{2}ct \quad (10)$$

A velocidade da onda compressional é relacionada ao módulo volumétrico, que já foi discutido na Seção 3.1. A transferência de energia entre partículas na propagação longitudinal ocorre muito rapidamente no meio biológico (na prática, o aparelho assume a velocidade média nos tecidos de 1540 m/s) e a onda compressional apresenta uma pequena variação de velocidade entre os tecidos biológicos. Isso a torna ineficaz para estimar a elasticidade do tecido. Por outro lado, elas são a base da geração de imagem de ultrassonografia, pois seu compromisso com a densidade permite diferenciar meios (SARVAZYAN, 1998; O'BRIEN, 2007).

### **3.3.2 *Supersonic shear imaging* – modo imagem e modo *pushing***

O modo *pushing* permite a perturbação do meio, criando uma força de radiação acústica (FRA) ou *push* (Figura 8). A FRA é um fenômeno associado à propagação das ondas acústicas no meio, causada pela transferência de impulso da onda, decorrente da absorção (TORR, 1984). Para que isso ocorra, os pulsos precisam ser focalizados para obter a pressão suficiente para exercer uma força de radiação, o que também permite estimativas localizadas. Assim, os elementos piezoelétricos são excitados a uma frequência central de 4,3 MHz para gerar um pulso altamente focalizado (BERCOFF *et al.*, 2004). Em um meio que sofre absorção acústica e sob pressão de ondas planas, a FRA pode ser representada por uma equação que relaciona absorção acústica ( $\alpha$ ), à velocidade do som ( $c$ ) no tecido e à intensidade média temporal do feixe acústico ( $I$ ), todos estes parâmetros em função da coordenada em volume ( $\vec{r}$ ) e tempo ( $t$ ) (Equação 11) (NIGHTINGALE *et al.*, 2002; SHIINA *et al.*, 2015).

$$FRA(\vec{r}, t) = \frac{2\alpha I(\vec{r}, t)}{c} \quad (11)$$

Em que a FRA medida em unidades  $\text{dyn (1000 cm)}^{-3}$  ou  $\text{kg.cm/s}^2$ ,  $\alpha$  em  $1/\text{m}$ ,  $I$  em  $\text{W/cm}^2$  e  $c$  é expressado em  $\text{m/s}$ .

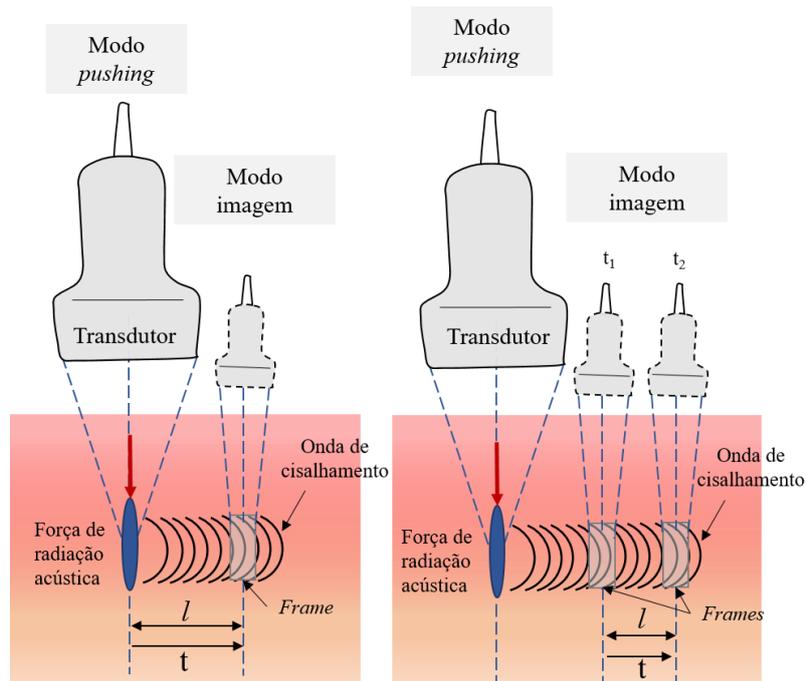


Figura 8: Quando o sistema inicia a operação no modo *pushing*, uma força de radiação acústica originada dos feixes de ondas ultrassônicas focalizadas geram uma onda longitudinal capaz de perturbar o meio e ondas de cisalhamento que se propagam perpendicularmente à face do transdutor. Ao retornar ao modo imagem inúmeros *frames* são adquiridos. A velocidade da onda de cisalhamento será calculada como  $l/t$ , em que  $l$  é o deslocamento da partícula e  $t$  é o tempo entre cada *frame*.

A FRA é aplicada em um determinado volume por uma curta duração (um feixe acústico é focalizado com um tempo de aproximadamente  $100 \mu\text{s}$ ), induzindo a formação de uma onda longitudinal, que se propaga na direção axial, e ondas de cisalhamento que se propagam em direção perpendicular ao eixo axial (SARVAZYAN *et al.*, 1998). O foco de FRA é gerado em sucessivas profundidades sequencialmente. Esses sucessivos disparos geram uma frente de ondas semelhante a um cone de Mach em uma imagem bidimensional, que se move alguns centímetros durante cerca de 6 a 8 ms. A velocidade do *push* é supersônica, ainda mais rápida que a velocidade de propagação da onda de cisalhamento, criando uma onda *quasi-plana* (quasi-cilíndrica) no plano de imagem e deslocando o tecido em dezenas de  $\mu\text{m}$  em todas as profundidades, espalhando e decaindo menos rapidamente em decorrência da distância, quando comparado a único pulso (Figura 9). A interferência construtiva permite o aumento da amplitude da onda deslocada

(BERCOFF *et al.*, 2004; TANTER *et al.*, 2008; GENNISSON *et al.*, 2013; NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016). A intensidade acústica induzida durante a sequência de disparos é inferior às recomendações 510(k), conforme apresentado na Tabela 1.

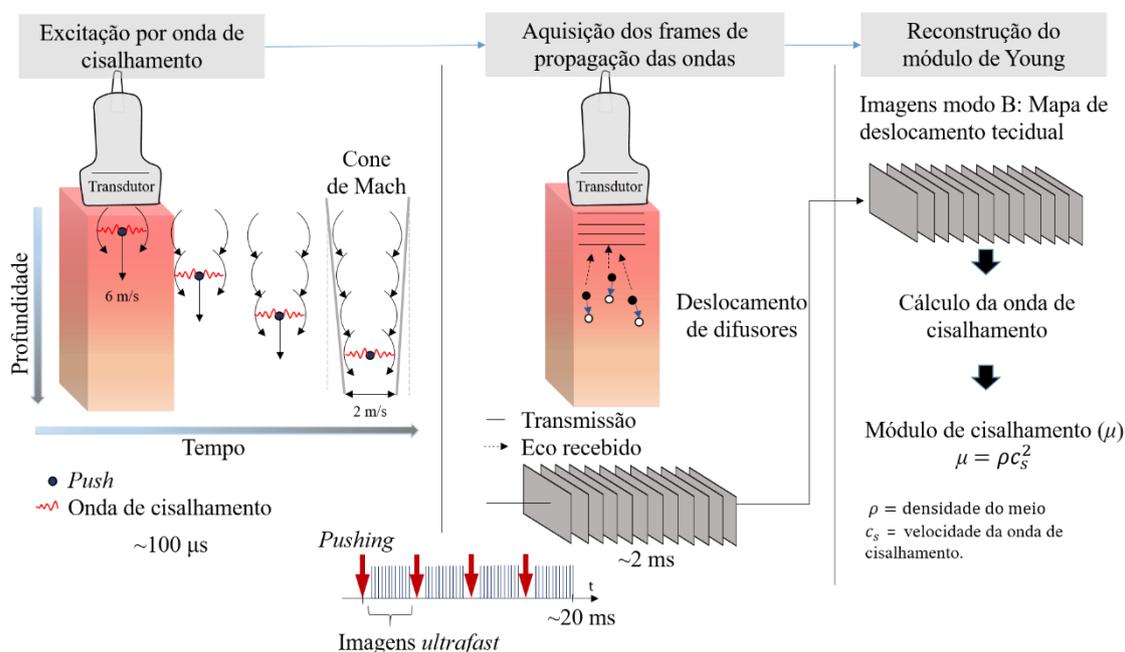


Figura 9: Diagrama simplificado descrevendo o processo de formação de imagens elastográficas baseadas em ondas de cisalhamento geradas por uma força de radiação acústica.

Tabela 1: Comparação entre os parâmetros da *Supersonic Shear Imaging* e as recomendações da 510(k) ( $I_{SPTA}$  – *Intensity spatial peak temporal average*, que representa o pico de energia gerado em um pulso completo).

Índice mecânico	Medidas máximas com SSI ( $I_{SPTA}$ )	510(k) recomendação ( $I_{SPTA}$ )
Modo <i>pushing</i>	1,42 (598 mW/cm <sup>2</sup> )	1,9 (720 mW/cm <sup>2</sup> )
Modo imagem ultrafast	0,67 (7 mW/cm <sup>2</sup> )	1,9 (720 mW/cm <sup>2</sup> )
Total	605 mW/cm <sup>2</sup>	720 mW/cm <sup>2</sup>

Após a excitação do meio no modo *pushing*, o sistema retorna a operação no modo imagem operando aproximadamente 2 ms. Em cada intervalo do modo *pushing*, um conjunto de imagens é adquirido de forma extremamente rápida (*ultrafast*) a uma frequência de até 20.000 Hz (Figura 10) (GENNISSON *et al.*, 2013; NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016).

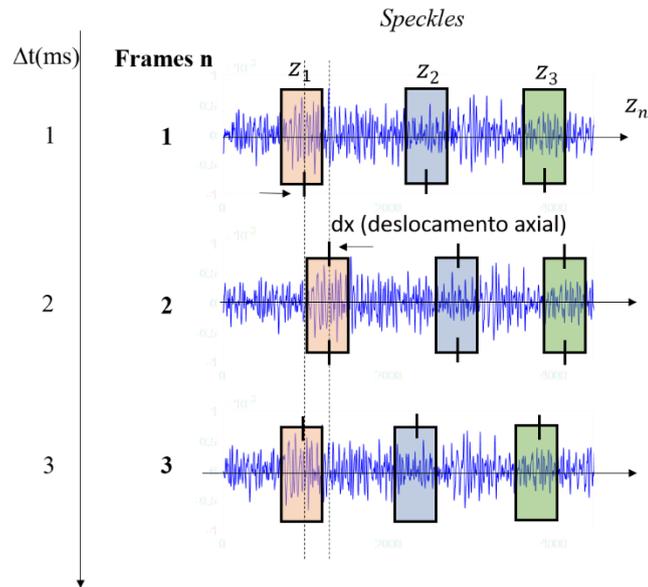


Figura 10: No *speckle*, é realizada uma varredura para localizar a posição do padrão de eco que melhor se correlaciona com a janela de referência dentro da linha de eco do tempo anterior. Este processo ocorre com os sucessivos sinais. O deslocamento axial ( $dx$ ) de cada janela de referência é estimado pelo deslocamento observado na linha de profundidade.

Após o processamento de formação das imagens (decriso na subseção 3.3.1), um algoritmo denominado tempo de voo (*time-of-flight* - TOF) é usado na estimativa do deslocamento da frente de onda transversal. O algoritmo de TOF se baseia no maior valor da correlação cruzada entre dois sinais avaliados para determinar a semelhança entre eles. Primeiramente, o deslocamento da onda transversal é estimado ao se aplicar a correlação cruzada entre as imagens consecutivas. Para isto, o *speckle* sofre um janelamento e deste processamento é criada uma assinatura acústica. A assinatura acústica de cada localização é identificada e observada quanto ao seu deslocamento no tempo. O algoritmo fixa no primeiro *speckle* uma assinatura acústica, enquanto é realizado um rastreamento nos *speckles* do *frame* no tempo consecutivo. Ao identificar regiões com mesma assinatura acústica em dois diferentes *frames*, o deslocamento da frente de onda transversal do volume elementar é então estimado (Figura 11) (BENECH *et al.*, 2004; BAMBER *et al.*, 2013). Com o deslocamento da frente de onda transversal determinado sob o tempo de chegada, a velocidade da onda de cisalhamento ( $c_s$ ) é estimada (Equação 12).

$$c_s = \frac{dx}{dt} \quad (12)$$

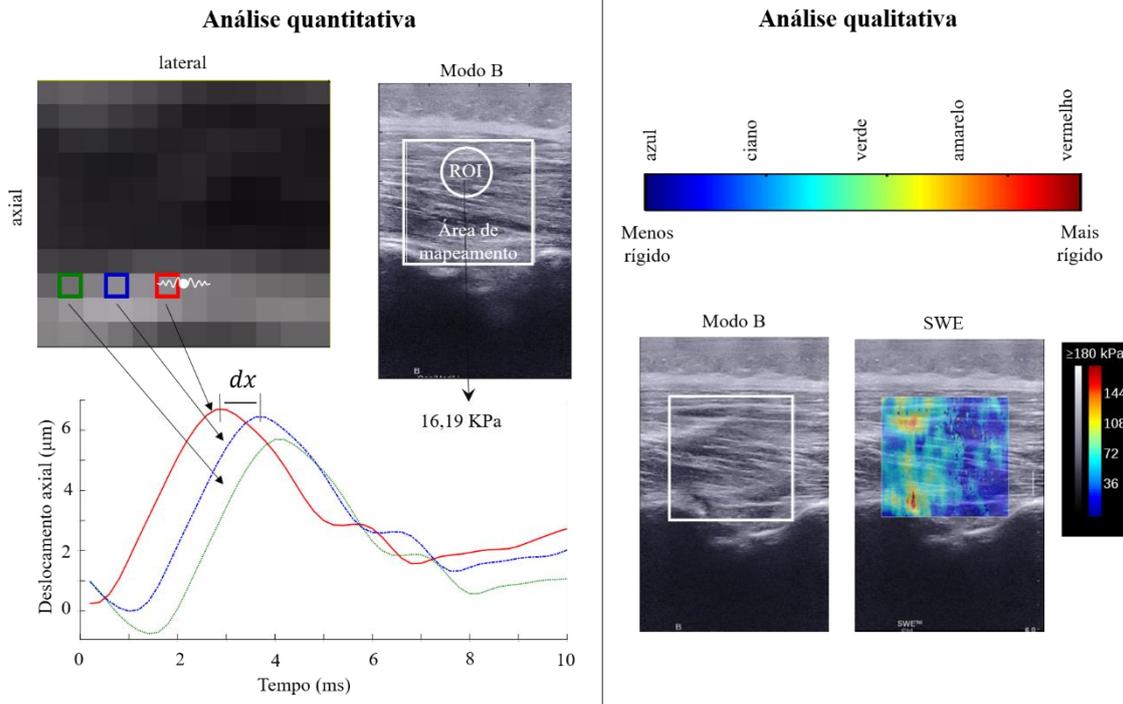


Figura 11: Análise quantitativa e qualitativa. A esquerda: A matriz de valores de velocidade da propagação da onda de cisalhamento é correlacionada à matriz de posições na imagem, gerando então uma imagem modo B sobreposta com área de mapeamento da elasticidade. A direita: Ao lado da imagem modo B, é disponibilizada a imagem da *shear wave elastography* (SWE) com o mapa de elasticidade representado pelas cores correspondendo à rigidez do tecido.

Uma vez estimados os valores de velocidade de cisalhamento, estes estão atribuídos a posições (pixels) na imagem em modo B. Por fim, uma matriz é criada com a  $c_s$  e correlacionada a matriz de pixels. Então, o mapa de elasticidade é gerado dentro da área definida pelo usuário durante as aquisições (área de mapeamento). A SSI fornece ao usuário valores de  $c_s$  ou de  $E$ ; a decisão do parâmetro de interesse é definida durante as aquisições. O  $G$  pode ser estimado pelo o produto do quadrado da  $c_s$  com a densidade do meio ( $\rho$ ) (Equação 13) (SHIINA *et al.*, 2015; LIMA *et al.*, 2017).

$$G = \rho c_s^2 \quad \therefore \quad E \cong 3G \quad (13 \text{ e } 8)$$

Ainda durante às aquisições, o usuário define o valor máximo do parâmetro a ser representado no elastograma gerados a 3 - 4 Hz. Na área de mapeamento, é sobreposto um mapa de cores baseado no sistema RGB (vermelho, verde e azul) composto por 221 tons (TANTER *et al.*, 2008; BAMBER *et al.*, 2013; NORDENFUR, 2013; GONZÁLEZ

BELLIDO, 2017). As regiões mais rígidas, em que a  $c_s$  e o  $E$  são maiores, são representadas por tons próximos ao vermelho, enquanto as regiões menos rígidas,  $c_s$  e  $E$  menores, são representadas por tons próximos ao azul. As análises quantitativas são obtidas com o uso da ferramenta conhecida como “Q-box”, que determina uma região de interesse (*region of interest* – ROI). O valor apresentado é referente à média de todos os valores de  $c_s$  dentro da ROI. Já a análise qualitativa visual é realizada pela distribuição de cores dentro da área de mapeamento (Figura 11) (COSGROVE *et al.*, 2012).

A estimativa pela SSI assume o meio biológico como isotrópico, homogêneo, incompressível e puramente elástico, enquanto um músculo é descrito como um meio não homogêneo. A propagação da onda em um material não homogêneo é diferente da propagação do meio isotrópico. No meio isotrópico, as propriedades mecânicas são similares em todas as direções. Já no meio não isotrópicos são diferentes (CRAMPIN, 1984). Entretanto, em estudos recentes, a estimativa de elasticidade do tecido muscular foi validada, assumindo-se que o comportamento muscular pode ser modelado como um meio isotrópico transversal (GENNISSON *et al.*, 2003; WANG *et al.*, 2013; MURPHY, 2014). De forma resumida, assume-se que o plano transversal às fibras musculares é um meio isotrópico.

### **3.4 Aplicação de elastografia em meio biológico**

As suposições assumidas para o uso da SSI em meios biológicos são contestáveis. A exemplo, ao aceitar o tecido biológico como meio homogêneo, há uma transgressão ao fato que a onda de cisalhamento pode sofrer reflexões durante sua propagação (SIGRIST *et al.*, 2017). Além disso, há rejeição do componente viscoso. Na prática, pode-se afirmar que os meios biológicos não possuem linearidade para o comportamento viscoso, não são homogêneos, podendo até mesmo assumir a anisotropia. Ainda que existam limitações para esta técnica, o fato é que ela é amplamente vantajosa diante das demais comercializadas. Além disso, ela tem sido amplamente aplicada em tecidos biológicos e por isso estudos de confiabilidade têm sido desenvolvidos, sendo o tecido mamário um dos primeiros a ter as medidas de rigidez validadas com SSI.

HUDSON *et al.* (2013) encontraram boa confiabilidade intra e inter-avaliador (Coeficiente de correlação intraclassa – CCI – 0,98 e 0,78, respectivamente) aplicando a SSI na avaliação da rigidez renal. Já CASSINOTO *et al.* (2015) verificaram melhor confiabilidade da SSI ao medir a rigidez hepática (CCI = 0,86), quando comparada a

outras técnicas de elastografia. Para o fígado, como a elastografia vem sendo amplamente explorada, já existe na literatura parâmetros de qualidade validados para auxiliar nas aquisições de medidas no tecido hepático. Tanto para aquisições com SSI, quanto para medidas com elastografia transiente os critérios propostos são desvio-padrão da ROI de até 10% do valor médio encontrado e a medição até 5,6 cm de profundidade da estrutura (PROCOPE *et al.*, 2015). Cabe ressaltar que embora seja enquadrado como uma estrutura heterogênea, o fígado ainda apresenta um padrão mais homogêneo que o tecido muscular. Isso justificaria a inexistência de critérios de qualidade para imagens de elastografia em músculos, requerendo a elaboração de estudos de confiabilidade.

LIMA *et al.* (2017) obtiveram medidas de módulo de cisalhamento do tendão calcâneo e do gastrocnêmio medial, de 24 homens saudáveis, verificando a confiabilidade intradia das medidas, além de correlacionarem esses dados com o pico de torque isométrico de plantiflexão. A confiabilidade para medidas intradia foi de boa a excelente. LACOURPAILLE *et al.* (2012) realizaram um amplo estudo em que determinaram a confiabilidade de módulo de cisalhamento de nove músculos: gastrocnêmio medial, tibial anterior, vasto lateral, reto femoral, tríceps braquial, bíceps braquial, braquiorradial, adutor do polegar e abdutor do dedo mínimo. Os autores determinaram uma amostragem aleatória no grupo de 30 voluntários, onde 20 participaram da análise intradia, 21 da análise interdias e 16 participaram da confiabilidade inter-avaliadores. Os autores encontraram uma variância do módulo elástico de cisalhamento muscular variou de 2,99 kPa para o gastrocnêmio medial e de 4,50 kPa para os músculos adutor do dedo mínimo e tibial anterior. Em geral, a confiabilidade intradia foi de boa a excelente para todos os músculos (CCI = 0,81 a 0,95). À medida que as aquisições foram feitas em diferentes dias e por diferentes avaliadores o valor de CCI diminuía e o coeficiente de variação relativo saltando de 6% para 11%.

Com a elastografia associada à ultrassonografia, XU *et al.* (2016) determinaram a rigidez dos componentes individuais do quadriceps femoral e encontraram diferenças entre os músculos monoarticulares comparados ao reto femoral. DU *et al.* (2016) quantificaram a rigidez do bíceps braquial de pacientes com doença de Parkinson, utilizando elastografia associada à ultrassonografia e encontraram excelente confiabilidade nas estimativas.

Estudos realizados em gastrocnêmios (BRANDENBURG *et al.*, 2015), isquiotibiais (LE SANT *et al.*, 2015), quadríceps (XU *et al.*, 2016) e abdômen transversal

(HIRAYAMA *et al.*, 2015) mostraram que as estimativas da rigidez muscular com elastografia por ondas de cisalhamentos são confiáveis e reprodutíveis.

A confiabilidade das medidas de módulo de cisalhamento em músculos parece ser afetada pela profundidade do músculo. Este comportamento pode ser observado no trabalho de MACDONALD *et al.* (2016). Os autores encontraram valores de confiabilidade moderada (CCI = 0,60) para o transverso abdominal, que apresenta melhora na confiabilidade sob condições de contração (CCI = 0,90). Neste trabalho, foram avaliados os quatro músculos do abdômen e os músculos superficiais apresentaram também melhores confiabilidades quando foram rastreados em contração. Contudo, mesmo em condição de repouso os valores de CCI determinaram uma confiabilidade que variou de boa a excelente.

### **3.5 Multífido lombar e lombalgia**

A lombalgia é definida como a dor, tensão ou a rigidez muscular localizada na região lombar, considerada crônica quando persiste por mais de 12 semanas (CHOU, 2010). A lombalgia é classificada como específica ou inespecífica (BALAGUÉ, 2012). Atualmente, há uma crescente motivação na abordagem biopsicossocial, apontando eventos não estritamente mecânicos como capazes de desencadear a dor lombar (WADDELL, 1992). LOUW *et al.* (2020) mostraram que já no processo de avaliação de uma amostra de 34 pessoas com dor lombar foi possível produzir pequenos efeitos terapêuticos sobre a catastrofização da dor, prevenção do medo e melhora na mobilidade e sensibilidade da pessoa com dor lombar.

Para a lombalgia, há um conjunto de advertências para auxiliar na investigação clínica e prognóstico, utilizando os conceitos de bandeiras amarela e vermelha. Os aspectos da bandeira amarela são sinais que indicam recorrência de dor lombar, déficit funcional, absenteísmo e riscos psicossociais. Neste fator incluem: humor depressivo, isolamento social, cinesiofobia, queixas constantes, uso excessivo de atestado médico, insatisfação no trabalho e envolvimento familiar. Já a bandeira vermelha indica riscos físicos, tais como: febre, calafrios, dores noturnas, déficit motor, hipoestesia, perda de peso inexplicável, uso de corticóides e drogas intravenosa, infecção do trato intestinal, etc (ALMEIDA *et al.*, 2017).

A ocorrência da lombalgia tem crescido entre os adultos jovens e independente das causas que levam a dor lombar, uma rigidez na musculatura paravertebral tem sido

evidenciada. O trabalho de LO *et al.* (2019) mostrou uma há uma forte correlação entre a rigidez dos músculos paravertebrais e a incapacidade gerada pela dor lombar. Os autores avaliaram a rigidez com o *myotonometer* (equipamento desenvolvido para estimar tónus muscular por meio de pressão aplicada no tecido cutâneo). Os autores não encontraram correlação entre a intensidade da dor e a rigidez muscular; eles propuseram que o fato das medidas terem sido realizadas em repouso possa ter influenciado neste achado.

No trabalho supracitado, a instrumentação utilizada não possibilitava a avaliação de componentes individuais. Apesar disso, alguns estudos mostram uma relação direta entre a dor lombar e alterações nos parâmetros de arquitetura muscular do multífido, um dos componentes da camada profunda dos paravertebrais, como redução da área de secção transversa fundional e anatômica e redução da espessura muscular (HIDES *et al.*, 2008; PEZOLATO *et al.*, 2012; LIU *et al.*, 2013).

O multífido lombar é um agrupamento muscular com uma organização em cinco bandas de feixes que atravessam a coluna lombar e são distribuídas anatomicamente em múltiplos fascículos. Em nível da 5ª vértebra lombar (L5), todos os feixes do multífido que atravessam a lombar podem ser visualizados, pois o feixe originado em L1 une-se ao feixe de L2, e a medida que atravessa os feixes inferiores vão se confluindo até sua inserção em pontos específicos do sacro, com penação multidirecional (Figura 12a-b). Os feixes do multífido lombar encontram-se sobrepostos nos níveis superiores pelos ventres musculares dos paravertebrais, mas à partir de L5 em direção aos níveis inferiores da coluna, o multífido encontra-se sobreposto apenas pela aponeurose dos eretores espinhais, o que facilitaria a visualização do multífido neste ponto por técnicas de ultrassonografia (MACINTOSHI e BOGDUK, 1986). O multífido lombar apresenta uma inervação polisegmentada por nervos espinhais das vértebras correspondentes (Figura 12c).

Em um ensaio *in vitro* realizado com tecidos de multífido biopsado, os sarcômeros tornaram-se mais curtos a medida em que se assumiu a máxima amplitude de flexão e em posição neutra do tronco. Ao alcançar 10° de flexão do tronco, os sarcômeros do multífido alcançaram o máximo de conexões de pontes cruzadas entre actina e miosina, atingindo o comprimento ótimo (Figura 13) (WARD *et al.*, 2009a, 2009b).

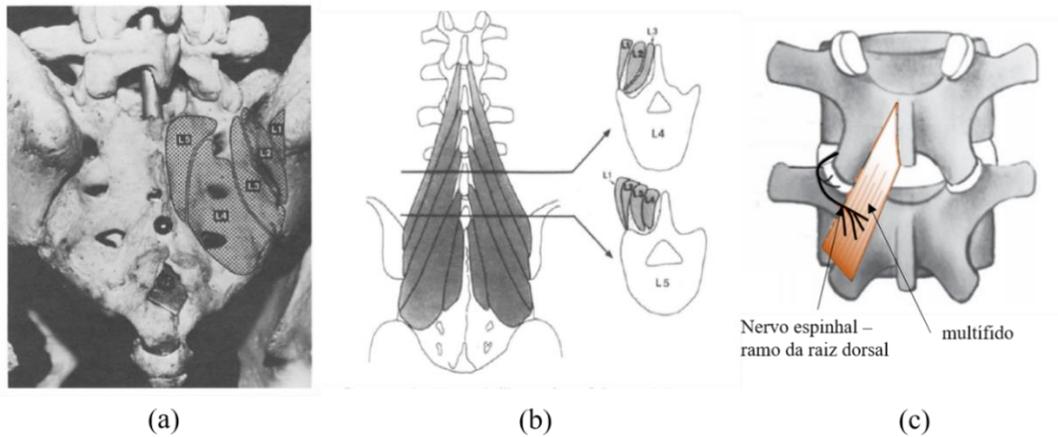


Figura 12: Anatomia e inervação do multífido. (a) Os cinco pontos de inserção do multífido na região sacral. (b) Esquema da distribuição das bandas do multífido lombar a partir dos processos espinhosos. Em nível de L5 é possível visualizar todas as bandas que atravessam o multífido. (c) O multífido é inervado de forma segmentada pelos ramos mediais provenientes das divisões primárias posteriores dos nervos espinais (MACINTOSHI e BOGDUK, 1986. License number for reuse: 4786111449099).

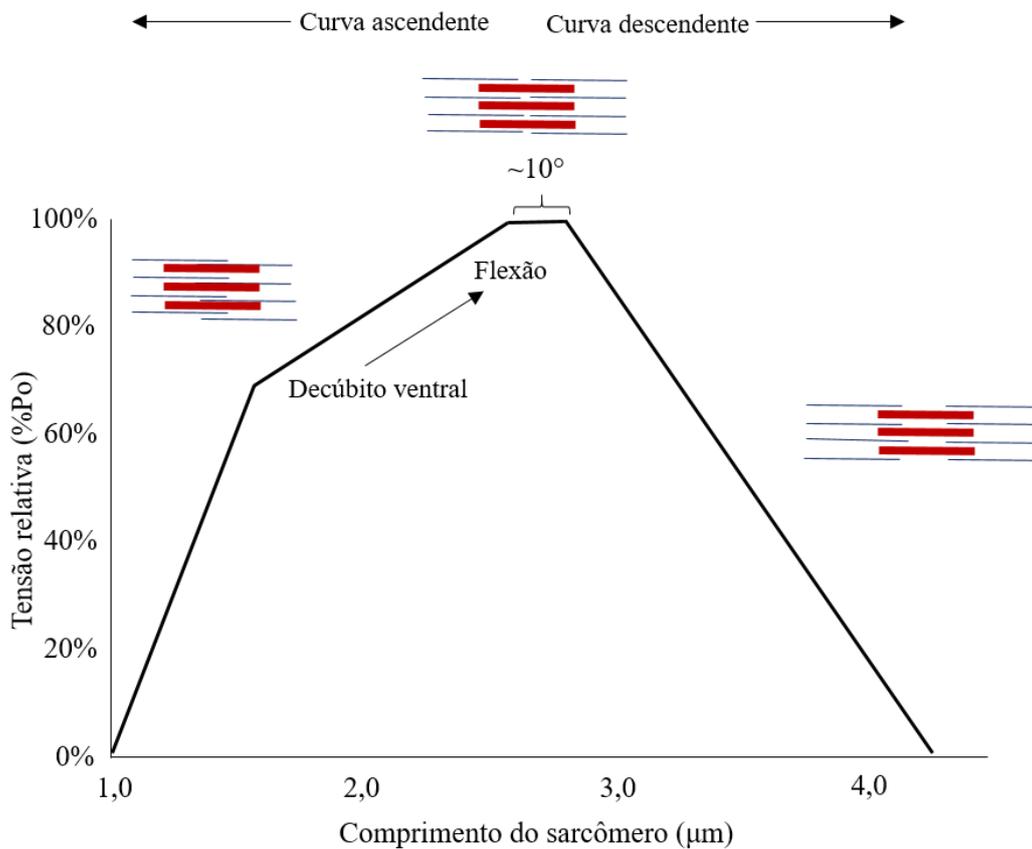


Figura 13: A curva comprimento-tensão do multífido mostra que o comprimento-ótimo aproximadamente a 10° de flexão do tronco (Adaptado de WARD *et al.*, 2009a).

Embora o multífido seja apontado como um estabilizador da lombar, suas peculiaridades devem ser consideradas. Os feixes de fibras superficiais atravessam dois ou mais níveis vertebrais, inserindo-se em vários acidentes ósseos: processos mamilares, lâmina, espinha ilíaca pósterio-superior e sacro. As fibras que compõem estes feixes são mais longas e biomecanicamente são mais aptas a geração do torque extensor da coluna vertebral, estando mais distante do eixo de rotação das vértebras, proporcionando maiores braços de força. As fibras profundas se inserem na lâmina, nos processos mamilares e nas articulações zigoapofisárias, atravessando até dois níveis vertebrais. Estas fibras são mais curtas e estariam diretamente relacionadas à estabilização e controle intervertebral durante as forças de tração, cisalhamento e compressão (MACINTOSHI e BOGDUK, 1986). As fibras profundas são compostas por uma grande quantidade de fibras tipo I (lentas), sendo capazes de suportar longas demandas de trabalho antes de fadigarem (RICHARDSON *et al.*, 1999).

Nos modelos de rigidez biomecânica da coluna, as fibras longas e curtas não são consideradas na contribuição do multífido, pois haveria uma superestimação da contribuição deste músculo. Para isso, a contribuição do multífido é reduzida a 50% para na modelagem da rigidez biomecânica da coluna lombar (BERGMARK, 1989).

O multífido apresenta diferentes padrões de recrutamento para as camadas superior e profunda (WU *et al.*, 2000). MOSELEY *et al.* (2002) observaram que as fibras profundas do multífido tornam-se fásicas durante movimentos repetitivos a 90° de flexão da lombar, possivelmente porque as fibras profundas devem possuir um controle intersegmental durante as forças de rotação e cisalhamento provocados pela compressão dos segmentos vertebrais, à medida que o tronco é fletido.

Achados de estudos prévios com eletrodos de intramuscular mostraram que as fibras profundas seriam ativadas anteriormente às fibras superficiais (Figura 14), para que o torque extensor fosse executado em torno de uma estrutura estável. Em pessoas sem sintomas de lombalgia, o padrão de recrutamento prévio das fibras profundas foi observado em ambos os lados, e quando comparados a pessoas lombálgicas este padrão também foi observado no lado não doloroso. Quanto ao lado doloroso, as fibras profundas ainda apresentaram um recrutamento primário, contudo houve um atraso no recrutamento quando comparadas com pessoas assintomáticas e com o lado não-doloroso (MACDONALD *et al.*, 2009; DICKX *et al.*, 2010).

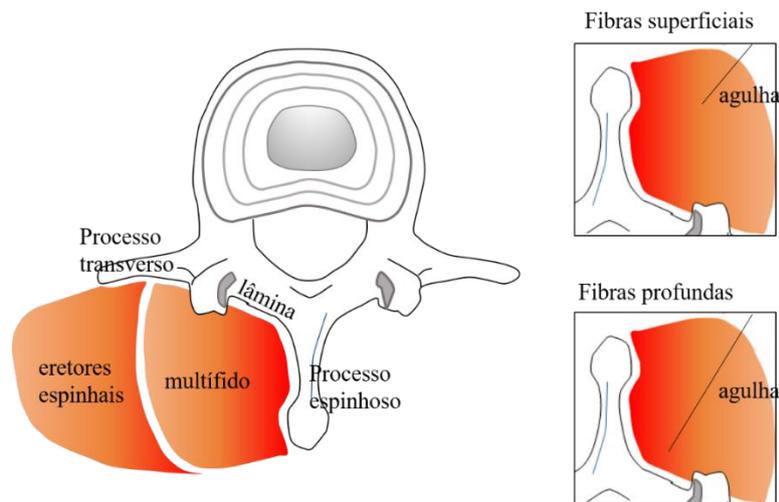


Figura 14: Os estudos que verificaram a ativação das fibras superficiais e profundas do multifido utilizaram eletrodos intramuscular para avaliação seletiva das camadas.

LIU *et al.* (2013) investigaram a confiabilidade da espessura da porção superficial e profunda do multifido em indivíduos jovens sem e indivíduos com lombalgia, entre as vértebras de L3-4 e L4-5 estimadas por imagens de US. Os resultados deste estudo mostraram que a ultrassonografia é uma técnica capaz de diferenciar as camadas profundas e superficiais do multifido com boa confiabilidade, tal como a imagem longitudinal apresentada na Figura 15.

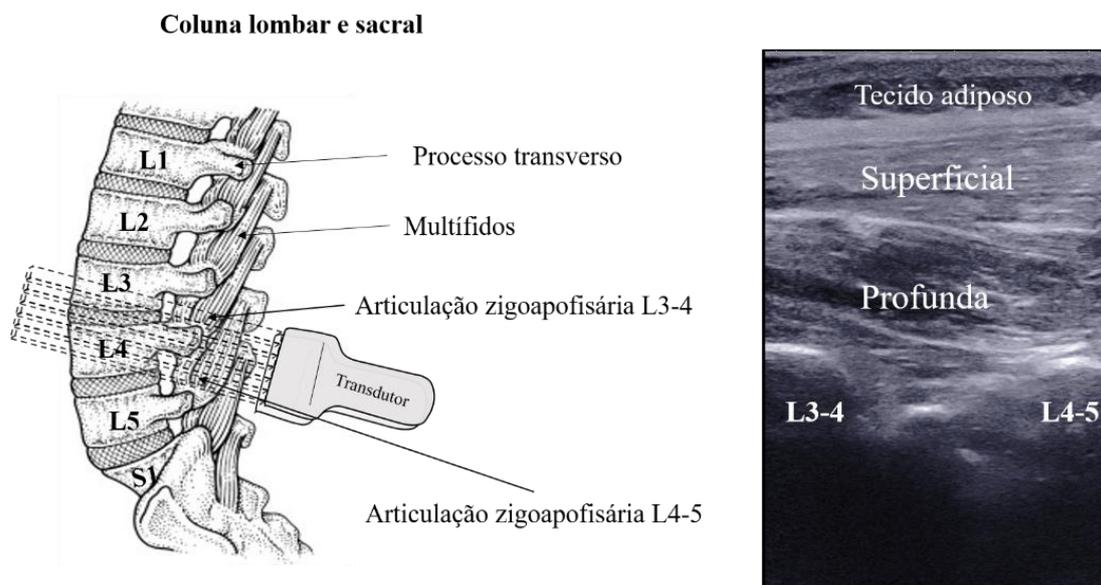


Figura 15: Com o transdutor no sentido longitudinal às fibras do multifido, é possível diferenciar a camada superficial da camada profunda nas imagens de ultrassonografia modo B.

A atrofia do multífido observada em pessoas com lombalgia pode estar atrelada a uma disfunção articular. INDAHL *et al.* (1997) desenvolveram um trabalho em que aplicaram injeção salina nas articulações zigoapofisárias de porcos e observaram a redução da atividade do multífido. Eles concluíram que o efeito da injeção permitiu ativar um reflexo de alongamento na cápsula articular, que por sua vez excitou interneurônios inibitórios na medula espinhal, inibindo os neurônios motores, isso foi capaz de causar uma redução da resposta deste músculo em função de um comprometimento articular. O multífido é primeiro músculo a se contrair e proteger as articulações, sendo também responsável por fornecer rigidez segmentar e, portanto, controlar o movimento na zona neutra, definida como a região de movimento intervertebral em torno da postura neutra, onde pouca resistência passiva é oferecida pelas estruturas da coluna vertebral (Figura 16). Com aumento da zona neutra, a coluna vertebral torna-se mais sujeita às lesões, degeneração articular, devido a sollicitação maior das estruturas passivas e redução da participação da musculatura (PANJABI, 1992a; LE *et al.*, 2009).

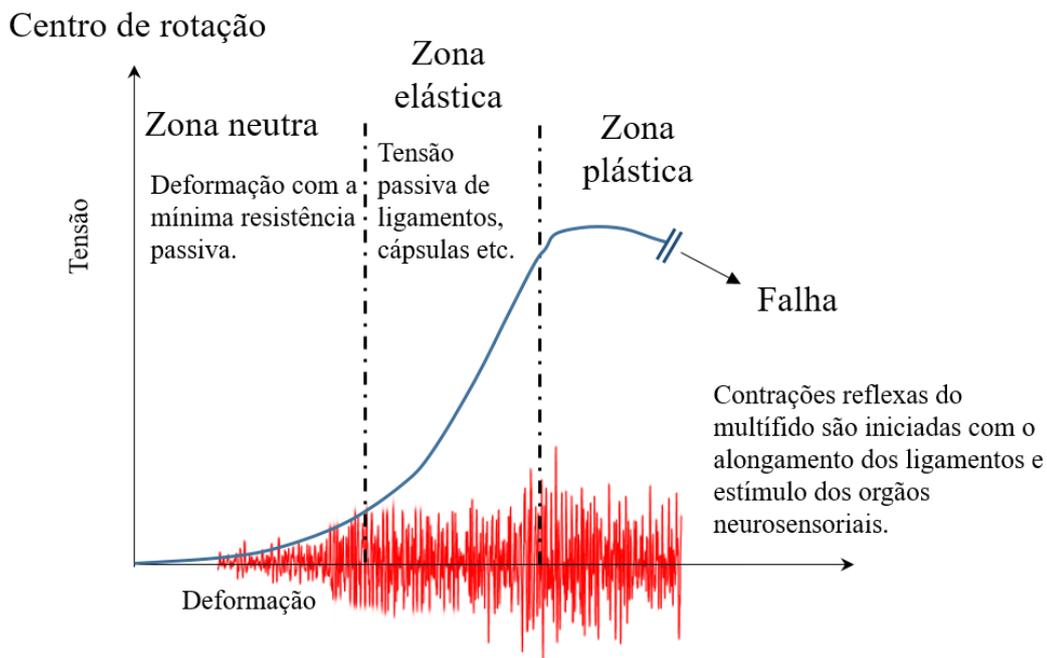


Figura 16: Multífido e zonas de movimento em torno do eixo articular da coluna. Na amplitude inicial do movimento, que corresponde à zona neutra, o multífido apresenta pequena ativação que vai aumentando a medida que a amplitude aumenta. A atrofia deste músculo, leva a um aumento da zona neutra, requerendo mais das estruturas passivas.

No que tange a estabilidade da coluna, PANJABI (1992b) descreveu um modelo que exemplifica a interação de três subsistemas de forma a gerar a estabilidade, são eles: (1) o subsistema ativo, compreendendo os músculos e os tendons; (2) o subsistema passivo, ao qual pertencem as estruturas osteo-articulares-ligamentares e (3) o subsistema neural, relacionado aos centro de controles neurais. Estes três subsistemas agem separadamente, mas são interdependentes. Recentemente, HOFFMAN e GABEL (2013) expandiram o conceito proposto por PANJABI (1992b) para subsistema estático e dinâmico. Nos lombálgicos, o subsistema ativo é menos eficiente, com menor capacidade de fornecer a estabilidade necessária para a coluna vertebral (PANJABI, 2003). O multífidio se enquadra neste subsistema, e como há uma interdependência, sua hipotrofia pode ser a causa da instabilidade ou causada pela instabilidade.

### **3.6 Alteração da rigidez muscular na postura sentada**

Quando o indivíduo assume a postura sentada, a coluna vertebral tem o desafio de manter o controle postural, sob a ausência da participação dos membros inferiores, redução da informação do mecanorreceptor articular e do *feedback* proprioceptivo (CHOLEWICKI *et al.*, 2000). Na manutenção da postura, há manifestação de redução do aporte sanguíneo iniciado já nos primeiros dois minutos, promovendo gradativamente a fadiga, resposta nociceptiva, e mecanismos inflamatórios, tais como a liberação da bradicinina e migração de neutrófilos (MENSE *et al.*, 2001; VALACHI e VALACHI, 2003; SANTOS *et al.*, 2017).

Estudos prévios mostraram que não houve aumento da atividade mioelétrica dos eretores espinhais superficiais quando os voluntários assumiram a postura sentada (CALLAGHAN e DUNK, 2001; 2002; O'SULLIVAN *et al.*, 2006a; 2006b). Este achado sugere que durante a sustentação da postura sentada deve ocorrer o fenômeno de *flexion-relaxation*, proposto por FLOYD e SILVER, em 1955, em que os eretores espinhais entram em silêncio mioelétrico durante a flexão do tronco, solicitando maior recrutamento das estruturas passivas. Outra hipótese apresentada é que a redução da atividade mioelétrica poderia ser compensada por um maior recrutamento da musculatura profunda do tronco (ANDERSSON *et al.*, 1996). Por fim, a contração estática para a manutenção da curvatura lordótica causaria um trabalho maior dos músculos paravertebrais levando a manifestação da fadiga (O'SULLIVAN *et al.*, 2006a).

Os achados de CLAUS *et al.* (2018) respaldam as afirmativas anteriores, pois neste trabalho foi observado que a amplitudes dos sinais eletromiográficos das camadas superficial e profunda do multífido foram significativamente maiores em pessoas com e sem dor lombar quando assumem uma postura favorecendo a lordose lombar. Os autores avaliaram a postura lordótica que eles definiram como curta e longa. As fibras superficiais do multífido de pessoas com dor lombar tiveram diferenças significativas dos sinais mioelétricos apenas para a postura lordótica curta.

MÖRL e BRADL (2013) mostraram que o multífido lombar em nível de L4 apresentou um aumento de 41% da ativação na postura sentada sem apoio e 51% na postura sentada com apoio. Neste trabalho, a análise da pressão intramuscular, parcial de oxigênio e da frequência mediana dos sinais eletromiográficos do multífido lombar foram avaliados em 16 voluntários assintomáticos. As variáveis de pressão intramuscular e os sinais eletromiográficos mostraram-se aumentados quando uma contração era solicitada na posição sentada, o que provavelmente induz ao aumento da rigidez (KRAMER *et al.*, 2005).

BRUMAGNE *et al.* (1999) comprovaram a participação crucial do fuso neuromuscular do multífido para a propriocepção da pelve e da coluna lombossacral durante a sedestação. Após a contração postural sustentada, as respostas aferentes do fuso sofrem influência da fadiga das fibras extrafusais e da tixotropia nas fibras intrafusais (PIERCE, 2013). Em indivíduos com a lombalgia inespecífica, a ativação das fibras superficiais do multífido mostrou-se diferente de indivíduos assintomáticos, revelando que este músculo uma ativação maior para a manutenção da postura sentada (DANKAERTS, 2006).

# Capítulo 4

## Revisão de Literatura

No capítulo anterior, foram apresentadas questões inerentes à rigidez muscular, à importância do multífido para estabilização lombar e ao impacto que a sedestação sustentada por longas sobre as estruturas da lombar. Embora a elastografia venha se mostrando como uma técnica promissora para avaliação das propriedades elásticas do músculo, os estudos que investigaram a rigidez do multífido utilizando esta técnica são recentes e de número reduzido, quando comparado a outros músculos (CHAN *et al.*, 2012; MOREAU *et al.*, 2016; CREZE *et al.*, 2017; DIETERICH *et al.*, 2017; MASAKI *et al.*, 2017; MURILLO *et al.*, 2019).

WARD *et al.* (2009b) realizaram um estudo fundamental para a análise da rigidez do multífido *in vitro*, por meio de ensaios mecânicos. Tecidos de multífido, longuíssimo e iliocostal biopsiados pós-cirurgia tiveram as propriedades mecânicas passivas e os tamanhos de isoformas da titina comparadas, antes e após uma tensão aplicada. Previam-se que o multífido apresentaria maior módulo de elasticidade que o longuíssimo e o iliocostal, devido a menor isoforma da titina. O  $E$  foi estimado por difração a laser, um componente externo foi aplicado para alongar o sarcômero e as diferenças de comprimento foram obtidas para medida de deslocamento. A inclinação da curva tensão/deformação entre 2,0 e 4,25  $\mu\text{m}$  foi definida como o módulo de elasticidade.

Na análise do comportamento mecânico passivo, os comprimentos de sarcômeros e os  $E$  não foram significativamente diferentes entre os músculos multífido, longuíssimo e iliocostal. No entanto, o comprimento do sarcômero relaxado foi significativamente menor no multífido ( $2,06 \pm 0,03 \mu\text{m}$ ) em comparação ao longuíssimo ( $2,17 \pm 0,03 \mu\text{m}$ ) e iliocostal ( $2,19 \pm 0,04 \mu\text{m}$ ). Da mesma forma, o  $E$  foi significativamente maior no multífido ( $91,34 \pm 3,87 \text{ kPa}$ , cerca de 45%) em comparação ao longuíssimo ( $62,85 \pm 14,67 \text{ kPa}$ ) e ao iliocostal ( $58,83 \pm 7,74 \text{ kPa}$ ). Embora todas as fibras avaliadas tivessem apresentado propriedades de materiais e tamanhos de isoformas de titina semelhantes, as estruturas responsáveis pelas propriedades mecânicas passivas de ordem superior devem ser específicas em cada músculo. Além disso, como a fibra foi analisada isoladamente, os autores ressaltaram a importância da matriz extracelular para avaliação da rigidez nestes

músculos. Correlacionando aos achados do estudo anterior de WARD *et al.* (2009b), os dados arquitetônicos e as propriedades de materiais apontam a função estabilizadora do multífido.

CHAN *et al.* (2012) foram os primeiros a analisarem as propriedades elásticas do multífido *in vivo*. Os autores utilizaram um sistema de elastografia *quasi-static* associada a uma fonte externa para perturbação do meio, configurada para 5 N. Foram avaliados 12 voluntários assintomáticos e 12 voluntários com lombalgia em nível de L4. Os autores também investigaram a área de secção transversa anatômica e a área de conteúdo adiposo com ressonância magnética. A estimativa do  $E$  efetivo do multífido foi obtida pela curva tensão/deformação. Os indivíduos foram analisados nas posturas de decúbito ventral (DV), ortostática, tronco fletido a 25° e 45° flexão de tronco. O  $E$  foi aumentando da postura menos complexa, pronada, para a mais complexa, flexão de 45° de tronco em ambos grupos (Assintomático: 36,43 a 37,37 kPa em DV; 124,46 a 129,73 kPa em flexão a 45°. Sintomáticos: 5,79 a 6,16 kPa em DV; 39,09 a 41,30 em flexão a 45°). Os indivíduos sintomáticos apresentaram menores áreas de secção transversa funcional e maiores áreas de infiltrados de gordura quando comparados aos indivíduos sintomáticos. Todas as variáveis analisadas apresentaram diferenças significativas entre os grupos.

O primeiro estudo publicado de avaliação de rigidez do multífido com ondas de cisalhamento foi desenvolvido por MOREAU *et al.* (2016). Neste estudo, 10 participantes assintomáticos (4 mulheres e 6 homens) foram avaliados em prono e sentados em uma cadeira de massagem (Figura 17). As análises foram realizadas com a SSI, transdutor operando com uma frequência central de 8 MHz, e as imagens foram obtidas dos níveis L2-3 e L4-5 (Figura 17). Para a posição de alongamento passivo na cadeira de massagem a média encontrada para o módulo de cisalhamento foi de  $13,8 \pm 2,9$  kPa em L2-3 e  $22,7 \pm 3,8$  kPa em L4-5. Os valores de  $G$  encontrados na posição pronada foram menores:  $8,5 \pm 1,9$  kPa em L2-3 e  $6,8 \pm 1,2$  kPa em L4-5.

A confiabilidade do estudo de MOREAU *et al.* (2016) intra e interavaliadores das medidas de três operadores, encontrando excelentes confiabilidades (ICC = 0,99 e ICC = 0,95, respectivamente). Os resultados mostraram que as medidas de L2-3 apresentaram menores erros típicos de medidas (11%) que as medidas realizadas em L4-5 (19%). Logo, eles atribuíram melhor confiabilidade das medidas realizadas a nível de L2-3.

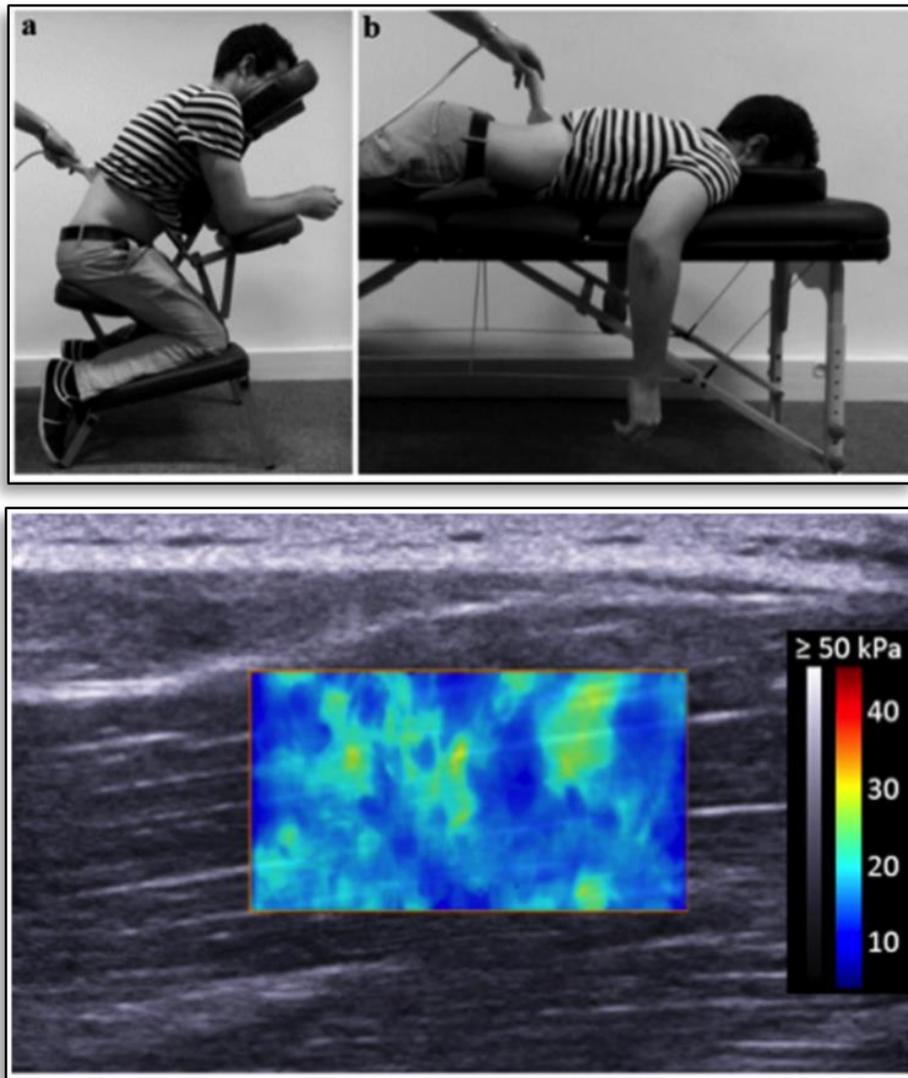


Figura 17: Acima, as duas posturas adotadas no estudo de MOREAU *et al.* (2016): (a) postura alongada em uma cadeira de massagem e (b) em decúbito ventral. Abaixo, a imagem longitudinal realizada no multífono em nível de L2-3 (Autorizado pela SAGE Publications).

A confiabilidade intradias e interdias de módulo de cisalhamento do multífono e dos eretores espinhais foi analisada por KOPPENHAVER *et al.* (2018), que demonstraram melhores valores de confiabilidade quando os músculos foram colocados em condição de contração. No ano seguinte, estes mesmos autores publicaram um estudo com 120 voluntários assintomáticos, em que o multífono foi avaliado em repouso e em condições de contração, e os achados determinaram que a diferença da rigidez é dependente do gênero, índice de massa corporal, nível de atividade e tamanho do músculo (KOPPENHAVER *et al.*, 2019).

A relação rigidez dos músculos multífido e eretores espinhais com a dor lombar manifestada em médicos foi avaliada por MASAKI *et al.* (2017) , em nível de L3. Para estimativa de rigidez dos extensores espinhais, os autores utilizaram um equipamento SSI e um transdutor linear operando na faixa de frequência de 2 – 10 MHz. Foi realizado um estudo cego, que em os avaliadores responsáveis pelas medidas não puderam identificar os indivíduos com e sem lombalgia. Os valores de  $G$  encontrados foram os seguintes:

1. Para os músculos multífidos a média de  $4,8 \pm 0,8$  kPa para indivíduos sem dor lombar e  $5,6 \pm 1,1$  kPa com dor lombar; e

2. Para eretores espinhais, a média  $3,5 \pm 1,1$  kPa para indivíduos sem dor lombar e  $3,7 \pm 1,1$  kPa para indivíduos com dor lombar.

Os autores encontraram maior relação da rigidez do multífido com a dor lombar, que os eretores espinhais. Neste trabalho, diferentemente do estudo de CHAN *et al.* (2012), os indivíduos lombálgicos apresentaram valores de kPa 14% maiores que os indivíduos assintomáticos. A diferença entre os estudos provavelmente se deve pelas técnicas aplicadas.

A validação do uso da técnica de SSI para análise do multífido em nível de L3 veio por meio do trabalho de CREZE *et al.* (2017), entre outros músculos extensores de tronco. Em cadáveres, os autores determinaram a orientação das fibras por medidas diretas e compararam a medidas feitas com ultrassonografia modo B, além de avaliarem o módulo de cisalhamento. *In vivo*, eles quantificaram a rigidez da musculatura de 16 voluntários em DV. *In vivo*, o valor médio encontrado foi de  $5,4 \pm 1,6$  kPa não apresentando diferenças significativas com a média de  $5,1 \pm 1,7$  kPa encontrada em cadáveres. O ângulo encontrado entre a orientação das fibras do multífido e o processo espinhoso foi de  $9^\circ$  a  $22^\circ$ . Na discussão do estudo, a influência do *rigor mortis* sobre os resultados não foi reportada. Os valores de  $G$  encontrados foram próximos aos valores de MOREAU *et al.* (2016).

Neste último trabalho, o transdutor convexo foi utilizado como justificativa de obter melhores aquisições do multífido, por se tratar de uma musculatura profunda. ALIS *et al.* (2019) também usaram transdutor convexo para estimar a rigidez do multífido lombar, em 50 eleitas de mais de 300 que foram submetidas a exame de ressonância magnética para diagnóstico de herniação. Os autores compararam o lado da projeção da herniação com o lado “normal”, avaliando também se havia correlação entre a rigidez da musculatura e a severidade da compressão da raiz nervosa. Os voluntários foram

avaliados em diferentes níveis, de L3 a S1, dependendo da localização da hérnia. Dois avaliadores realizaram as imagens em cada um dos voluntários e tiveram excelente confiabilidade inter-avaliadores (CCI = 0,94). Neste trabalho foi observada uma diferença significativamente menor no lado afetado (observador 1:  $14,08 \pm 3,57$  kPa; observador 2:  $13,70 \pm 4,05$  kPa) que no lado contralateral a herniação (observador 1:  $18,81 \pm 3,95$  kPa; observador 2:  $18,28 \pm 4,12$  kPa).

BLAIN *et al.* (2019) avaliaram os eretores espinhais e o multífido, em nível de L3-4, em condição de tensionamento de fáscia tóraco-lombar. Os 15 voluntários foram avaliados em prono e em condições para aumentar o tensionamento sobre a fáscia, associando movimentos entre tronco e membros superiores. Quanto maior foi a tensão gerada na fáscia melhor a confiabilidade das medidas de módulo de Young do multífido. Os valores encontrados convertidos para módulo do cisalhamento foram: (1) condição de repouso: 4,3 kPa lado esquerdo, 3,73 kPa lado direito; (2) condição tensionada: 11,63 kPa lado esquerdo, 11,73 kPa lado direito. Em estudo prévio foi mostrado que situações que colocam o glúteo máximo e o latíssimo do dorso em alongamento são capazes de gerar o tensionamento da fáscia (VLEEMING *et al.*, 1995). Como os músculos paravertebrais encontram-se envoltos pela fáscia tóraco-lombar, eles também seriam afetados.

Sobre os achados de BLAIN *et al.* (2019), os achados do estudo mais recente de MASAKI *et al.* (2019) podem ser associados para análises interessantes sobre o multífido. Este grupo de autores avaliaram 10 voluntários saudáveis nas posturas de repouso em decúbito ventral, com o tronco flexionado, flexão-lateral e flexão com rotações para ambos os lados. Os autores avaliaram os eretores espinhais e os multífidios, em nível de L3 e L4, em que os resultados mostraram que o multífido era efetivamente alongado com a flexão do tronco máxima, atingindo até 30,5 kPa. Enquanto os eretores espinhais eram alongados em flexão associado a flexão contralateral.

Outros estudos tem avaliado a relação postura adotada e a função desempenhada pelo multífido. Neste contexto, a velocidade da onda de cisalhamento do multífido de 16 voluntários foram avaliados por CREZE *et al.* (2019) em condições que os autores descreveram como postura passivas (1: decúbito ventral; 2: decúbito ventral com 30° de flexão de tronco; 3: decúbito ventral com 30° de extensão de tronco) e posturas ativas (1: em pé; 2: em pé com 30° de flexão de tronco; 3: em pé com 30° de extensão de tronco). As angulações foram asseguradas por um goniômetro manual. Os autores avaliaram os longuíssimos, os iliocostais e o multífido em dois níveis: L3 e S1. Os autores mostraram

que a velocidade da onda de cisalhamento no multífido aumenta de acordo com a demanda postural, em que a demanda torna-se maior ao multífido em ortoestatismo, avaliado em nível de S1; e em ortoestatismo com flexão de tronco, com o multífido atravessando o nível de L3.

Os valores de  $G$  apresentados pelos estudos tendem a apresentar diferenças, que coincidentemente parecem estar atribuídas com o nível lombar avaliado. DIETERICH *et al.* (2017) obtiveram medidas de rigidez do multífido cervical, encontrando  $G$  de 14,9 kPa, valor acima dos estudos aplicados na lombar. A análise na cervical é bem menos sujeita a atenuação de difusores, uma vez que apresenta menor camada de tecido adiposo subcutâneo. Neste contexto, a proposição de análise em L5 deve ser considerada, uma vez que o multífido está sobreposto apenas pela fásia toracolombar (MACINTOSH, 1986).

Para todos os trabalhos descritos anteriormente, as camadas superficiais e profundas não foram analisadas separadamente. EWERTSEN *et al.* (2016) mostraram em seu estudo com bíceps braquial, quadríceps femoral e os gastrocnêmios que a velocidade das ondas de cisalhamentos diminui com o aumento da profundidade da varredura e quanto mais próximo for a uma estrutura óssea. Sob esta premissa e as peculiaridades das camadas já discutidas amplamente neste trabalho, o multífido deve ter suas camadas separadamente.

MATSUDA *et al.* (2019) avaliaram a confiabilidade intradia das medidas do módulo de cisalhamento das camadas do multífido direito, em nível de L5, de 11 voluntários (oito homens e 3 mulheres), utilizando SSI. A configuração *SWE resolution* e *SWE penetration* para foram utilizadas no trabalho, embora não esteja especificado em quais momentos foram aplicadas. Os voluntários foram avaliados na postura pronada (decúbito ventral), 40° de flexão de tronco (maca inclinada para frente) e estendida (maca inclinada para trás). Os valores de CCI encontrados foram de 0,85 a 0,95 para camada superficial e 0,85 a 0,88 para camada profunda. MURILLO *et al.* (2019) também avaliaram as camadas superficial e profunda do multífido de voluntários com e sem dor lombar na condição em decúbito ventral. Os resultados estatísticos deste estudo foram os seguintes:

- A camada profunda foi maior que a superficial nos dois grupos - Sem dor: superficial =  $6,84 \pm 1,69$  kPa, profunda =  $15,40 \pm 2,77$  kPa; Com dor: superficial =  $10,15 \pm 4,21$  kPa, profunda =  $14,41 \pm 2,62$  kPa).

- Pessoas com dor lombar tiveram valores da camada superficial maior que as pessoas assintomáticas.

O sistema de elastografia utilizado pelos autores é direcionado para área de interesse durante as coletas. SADEGHI *et al.* (2019) utilizaram a ultrassonografia associada a um sistema externo de elastografia, similar ao desenvolvido por BERCOFF *et al.* (2004). Os autores tiveram como objetivo estimar a capacidade de contração localizada nas camadas superficial e profunda do multífido esquerdo, de voluntários nas posturas de decúbito ventral, sentada e sentada com os braços elevados. Os autores determinaram que a medida de módulo de cisalhamento seria a estimativa de contração muscular. As medianas de G encontrados no estudo foram:

Camada profunda: 14,18 kPa em DV; 24,24 kPa em sedestação; e 29,93 em sedestação com os membros superiores elevados.

Camada superficial: 16,52 kPa em DV; 29,93 kPa em sedestação; e 50,38 kPa em sedestação com os membros superiores elevados.

Com exceção de MATSUDA *et al.* (2019), os trabalhos supracitados que abordaram as camadas superficial e profunda utilizaram recursos para estimava de módulo de cisalhamento em que ou as medidas entre as camadas são avaliadas em tempos distintos (MURILLO *et al.*, 2019) ou em que os *frames* de aquisição da elastografia não estão sincronizados aos *frames* de aquisição de imagens (SADEGHI *et al.*, 2019). É importante que um estudo apresente uma estimativa de rigidez das camadas do multífido em uma aquisição pontual. Assim, como a tecnologia SSI tem um potencial em identificar as propriedades mecânicas em diferentes pontos do músculo simultaneamente, os achados poderiam enriquecer ainda mais os conhecimentos acerca da funcionalidade das camadas desse importante estabilizador da coluna.

# Capítulo 5

## Materiais e Métodos

Este estudo primário está estruturado em observacional, transversal, monocêntrico e subdividido em duas etapas, com desenvolvimento de análises *in vitro* e *in vivo*, com nível de evidência 2B (baseada em Oxford Centre for evidence-based Medicine). Esta tese de doutorado está vinculada ao projeto de pesquisa “Avaliação de imagens elastográficas para a caracterização da rigidez de músculos e tendões saudáveis e não saudáveis” cujos aspectos éticos adotados no presente estudo foram analisados e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, sob o número 3.792.871, CAAE 20028119.9.0000.5257.

### 5.1 Desenho experimental da metodologia da pesquisa

Este projeto foi subdividido em duas etapas de estudos observacionais, conforme os dispostos abaixo:

1ª etapa: ESTUDO *IN VITRO*: Avaliação da variabilidade do módulo de cisalhamento em função da profundidade em *phantom* de gelatina, representando um meio homogêneo, e uma peça de carne bovina, representando o meio não-homogêneo;

2ª etapa: ESTUDO *IN VIVO*: (1) Confiabilidade e variabilidade das medidas do *G* do multífido lombar em indivíduos assintomáticos, em condições do músculo relaxado e tensionado, considerando as camadas e lados; (2) Comparação entre as medidas do *G* do multífido lombar de pessoas com lombalgia e assintomático.

Todas as coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica (PEB), do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE) – PEB/COPPE/UFRJ.

### 5.2 Instrumentação

Todas as imagens foram adquiridas com um aparelho de ultrassonografia Aixplorer® V.11 (Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, França) (Figura 18). Dois tipos de transdutores foram empregados: (1) linear Super Linear TM SL10-2, largura de 40

mm, 256 elementos pizoelétricos, operando nas faixas de 2 a 10 MHz e resolução lateral de -6 dB: 0,3 mm; e (2) convexo Single Crystal Curved XC6-1, 192 elementos, que permite operação nas faixas de frequência de excitação de 1 a 6 MHz e resolução lateral de -6 dB: 1,2 mm.

Neste equipamento, alguns parâmetros podem ser configurados, permitindo melhorar a aquisição das imagens, são eles:

- *SWE Opt*: Este parâmetro permite otimizar o modo de penetração da onda de cisalhamento de alta velocidade, podendo ser configurada nos modos *resolution*, *standard* e *penetration*.
- *SWE gain*: No presente trabalho, foi assumido o ganho a partir de 70%, por ser o padrão de fábrica para tecidos musculares, variando de uma faixa de 70 a 100%, com intervalo de 10%.
- *Foco*: Ajusta o feixe na imagem modo B para melhorar a visualização em uma dada profundidade.



Figura 18: Foto do setup experimental.

Um termo higrômetro digital (versão MTH-1362, Minipa do Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizado para avaliar a oscilação da temperatura dos corpos de provas avaliados.

# Capítulo 6

## Primeira etapa

Na presente etapa, foram analisados dois diferentes materiais biológicos: um de gelatina e outro de carne bovina. As descrições serão detalhadas nos próximos subítens.

### 6.1 Desenho experimental

Com a finalidade de analisar uma estrutura homogênea e outra não homogênea foram adquiridas imagens de *phantom* fabricado com gelatina e uma peça de carne, respectivamente. As imagens do *phantom* foram obtidas em um dia e de carne em outro dia diferente. Esta etapa foi elaborada também com a finalidade de avaliar os parâmetros utilizados no sistema de elastografia, posteriormente, auxiliando na melhor configuração para aquisições em seres humanos. Para estes experimentos, a variação da temperatura dos corpos de provas foi monitorada antes e durante as aquisições de imagens.

#### 6.1.1 Elaboração do *phantom* homogêneo

Um *phantom* de gelatina foi confeccionado para verificar o módulo de cisalhamento de acordo com a profundidade em um meio homogêneo. Este *phantom* foi elaborado com 5% de gelatina e 2% de grafite em pó de malha 140, 1 micron (Quimesp Química, Guarulhos, São Paulo, Brasil) do volume de água (857 cm<sup>3</sup>; 9,5 x 9,5 x 9,5 cm). A gelatina utilizada foi proveniente de pele de porco (300 Sigma Bloom, Sigma-Aldrich, São Paulo, Brasil).

A quantidade de água deionizada foi medida no recipiente onde a gelatina solidificada ficaria e após foi transferida para um becker. Para evitar a aglomeração das partículas de gelatina, o conteúdo foi previamente misturado com água deionizada (estando esta em temperatura ambiente), até que estivesse totalmente dissolvido. Então, a mistura foi aquecida até alcançar a temperatura de 50°C. Após alcançar esta temperatura, o becker contendo a mistura foi colocado sobre uma bancada e conteúdo de grafite foi adicionado à mistura, para aumentar a absorção acústica e o espalhamento das ondas ultrassônicas. A mistura foi sendo agitada manualmente, até ser resfriada a 30°C. O conteúdo foi, então, transferido para um recipiente, onde ficaria após o resfriamento.

Posteriormente, o *phantom* foi posto no congelador pelo período de oito minutos para minimizar a tendência de acúmulo das partículas no fundo do recipiente.

Retirado da geladeira, o recipiente com *phantom* foi deixado para solidificar em temperatura ambiente, pelo período de duas horas, antes do armazenamento na geladeira por 24 horas. Após este período, o corpo de prova foi retirado da geladeira para aquisição das imagens elastográficas. No recipiente, foram colocados dois marcadores de fita adesiva, em extremidades opostas (Figura 19), para servir como um guia do posicionamento do transdutor no mesmo local, em todas as aquisições.

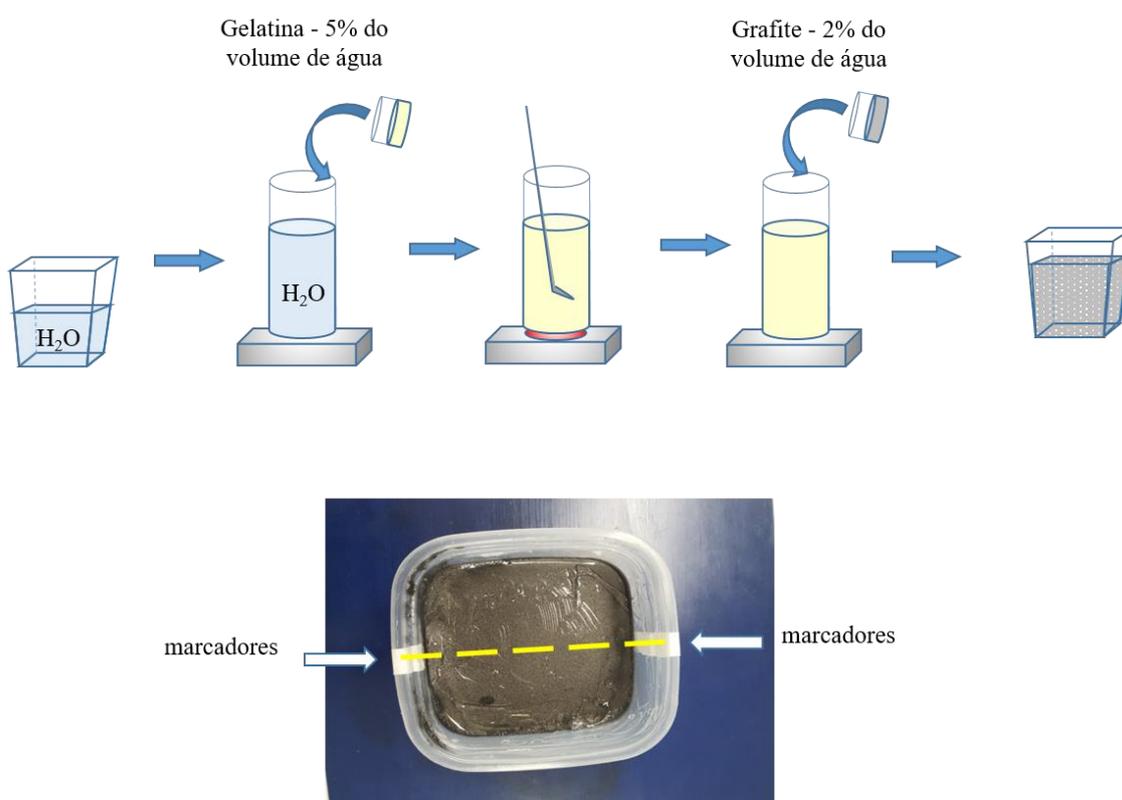


Figura 19: Esquema de confecção do *phantom*. Acima, as concentrações de gelatina e de grafite, em função do volume de água. O conteúdo foi misturado, aquecido e resfriado, até se solidificar e assumir a forma apresentada na imagem abaixo.

Antes da aquisição das imagens, um termopar foi inserido na gelatina para monitorar a variação da temperatura. O termopar foi conectado ao termo higrômetro digital. A oscilação da temperatura da gelatina foi controlada, até que fosse observada uma variação de  $0,1^{\circ}\text{C}$  superior a 30 minutos. Alcançada esta condição, as aquisições de imagens foram iniciadas, com a temperatura a partir de  $20,1^{\circ}\text{C}$ . O experimento durou cerca de uma hora.

### 6.1.2 Preparação do *phantom* não-homogêneo

Para avaliar o comportamento da onda de cisalhamento num meio não-homogêneo, foi preparada uma amostra de carne bovina (peça de lagarto), com volume de aproximadamente 840 cm<sup>3</sup> (14 x 10 x 5 cm). A amostra foi removida da uma peça bovina no mesmo dia da coleta. O controle da variação de temperatura da carne foi realizado da mesma forma do *phantom* homogêneo.

Para guiar o local das imagens, fitas adesivas foram utilizadas para marcar o ponto de deposição do transdutor. As aquisições das imagens foram realizadas com temperatura ambiente de 19,9° C e a transdutor foi posicionado conforme a orientação das fibras da carne (corte longitudinal). Este experimento foi realizado pelo período de duas horas e a melhor visualização da penetração das fibras musculares foram buscadas.

### 6.1.3 Aquisição das imagens dos corpos de prova

Inicialmente, o equipamento foi programado para operar como um ultrassom convencional modo B, com transdutor linear em frequência central de 4 MHz. Para a aquisição das imagens, o equipamento foi configurado com os seguintes parâmetros:

Modo imagem: As definições iniciais foram de ganho de 58 dB, profundidade de 6 cm, foco entre 3 a 4 cm, mapa de cinza de 6 e faixa dinâmica de 69 Hz. Estes parâmetros foram baseados no estudo de MASAKI *et al.* (2015), em um estudo realizado para aquisição das imagens do músculo multífido lombar.

Modo *pushing*: As configurações foram *smoothing* 6, elastograma com faixa do elastograma até 180 kPa para a gelatina e 270 kPa para a carne, correspondendo no sistema RGB, com menor rigidez tecidual a tonalidade de azul e maior rigidez a tonalidade vermelha, dependente da magnitude da onda de cisalhamento em função do meio (Figura 20). Recapitulando alguns conceitos já apresentados, o equipamento considera o meio biológico como puramente elástico, assim o módulo de cisalhamento ( $G$ ) é estimado com o quadrado da velocidade da onda de cisalhamento, a densidade ( $\rho$ ) é predefinida como 1000 kg/m<sup>3</sup>. A velocidade de cisalhamento ( $c_s$ ) é obtida por meio das informações provenientes do transdutor (Vide a Equação 13).

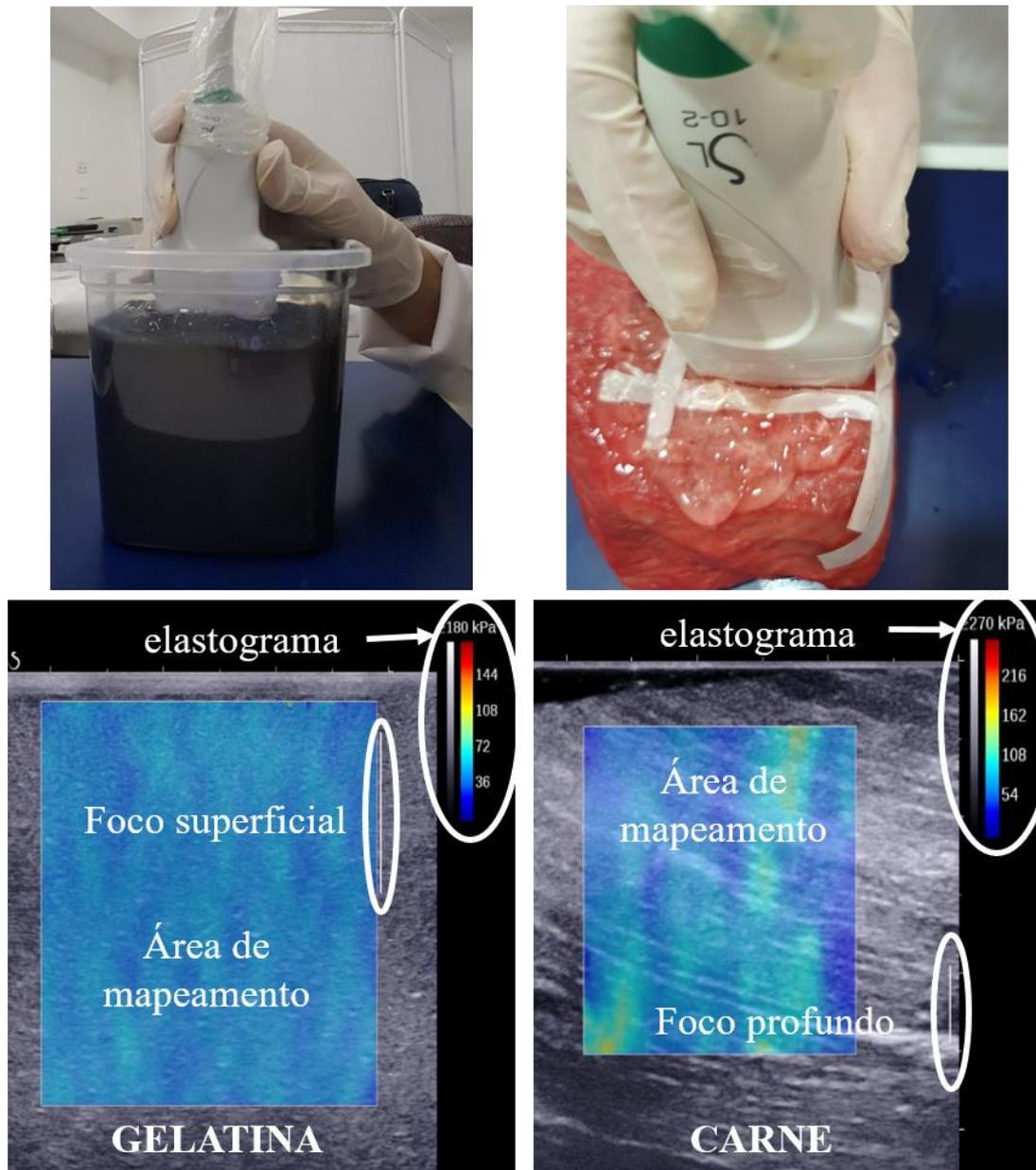


Figura 20: Aquisições das imagens de acordo com o posicionamento do transdutor, conforme mostrado acima para cada corpo de prova. Abaixo, as imagens elastográficas obtidas para os respectivos corpos de prova, permitindo uma análise visual da rigidez de cada um. Note que o valor determinado para a escala do elastograma na gelatina vai até 180 kPa e para a carne vai até 270 kPa, indicando que o módulo de Young encontrado na carne tende a maiores valores, quando comparados com a gelatina.

Para as aquisições, foram combinados três parâmetros ajustados nas predefinições do equipamento:

- 1º parâmetro: dois ajustes no SWE *opt - standard e penetration*.
- 2º parâmetro: dois ajustes no SWE *gain - 70, 80, 90 e 100%*.
- 3º parâmetro: dois ajustes no Foco - camada profunda e camada superficial.

Para cada configuração foram geradas 10 imagens, totalizando 180 imagens para cada corpo de provas. A Figura 21 ilustra o esquema de aquisições realizadas.

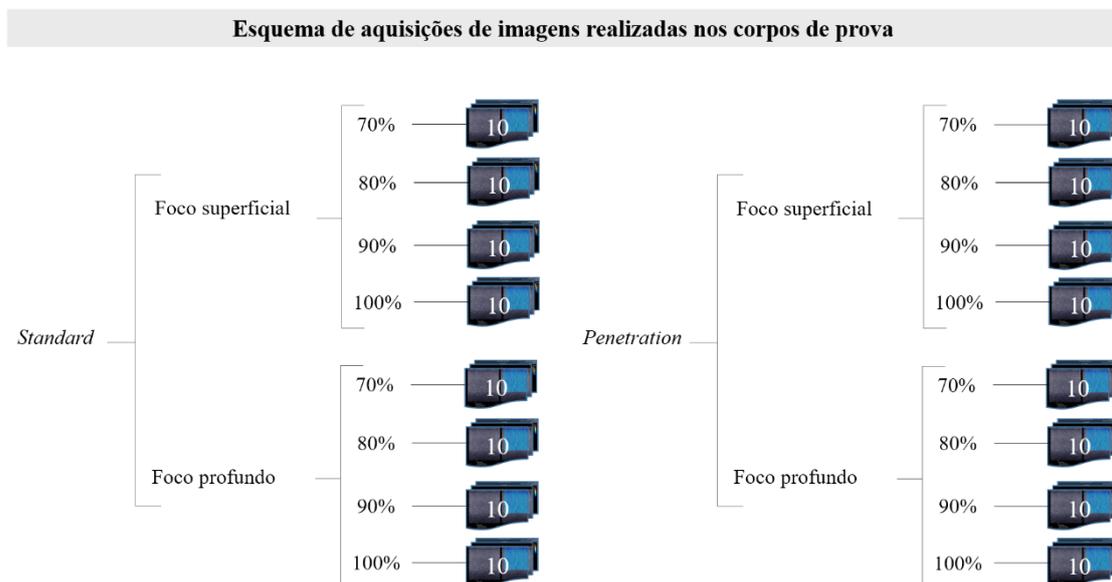


Figura 21: Esquema de aquisições de imagens nos corpos de provas.

As imagens dos *phantoms* tiveram o tamanho da área de mapeamento definido ainda durante a coleta, de forma que pudesse abranger uma profundidade de pelo menos 3 cm. O avaliador manteve o cotovelo apoiado sobre a mesa para permitir uma mínima pressão com transdutor sobre os corpos de prova. O gel hidrossolúvel foi utilizado para o melhor acoplamento acústico.

#### 6.1.4 Processamento das imagens

As imagens obtidas foram salvas em formato DICOM (*Digital imaging and communications in Medicine*) para processamento posterior em uma rotina implementada em MATLAB (Mathworks, Massachusetts, USA), que foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica do PEB/COPPE e capaz de gerar estimativas com correlação muito forte ( $R^2 = 0,996$ ) às medidas adquiridas no próprio equipamento.

Na análise em MATLAB, inicialmente a interface gráfica direciona ao usuário a escolher um arquivo DICOM. O arquivo é lido e a imagem é exibida para a decisão do usuário de prosseguir com a análise. Confirmada a imagem, os dados de velocidade das ondas de cisalhamento contidos na matriz da imagem são extraídos e tratados, sendo

correlacionados aos respectivos pixels na área de mapeamento. Então, uma interface com a imagem da área é disponibilizada.

Na área mapeada, a  $c_s$  é extraída da ROI circular, desenhada pelo operador nas profundidades de 0,5 a 1,5 cm (primeira linha) e de 1,5 a 2,5 (segunda linha) cm na área de mapeamento, com dimensão de 0,5 cm<sup>2</sup>. Em cada imagem, foram realizadas medidas em seis pontos diferente, considerando duas camadas – superficial (primeira linha) e profunda (segunda linha) – e três regiões – esquerda (primeira coluna), meio (segunda coluna) e direita (terceira coluna) – (2 x 3) (Figura 22). Ao final, foram obtidas 960 medidas para a gelatina e 960 para carne (total = 1.920 medidas).

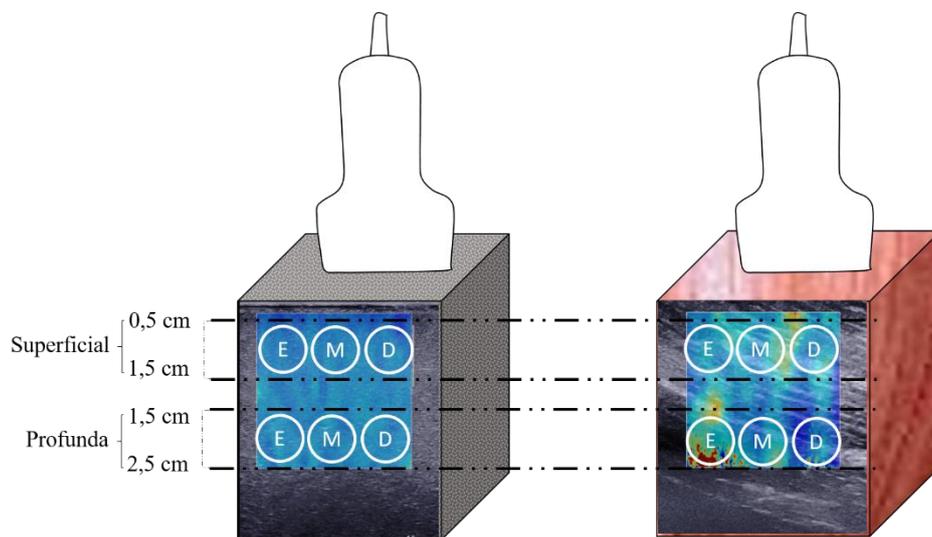


Figura 22: Processamento das imagens da gelatina (à esquerda) e da carne (à direita). Seis pontos diferentes foram avaliados nas imagens, em que três medidas foram realizadas na primeira linha (0,5 a 1,5 cm) e na segunda linha (1,5 cm a 2,5 cm).

O valor da média da  $c_s$  da área referente a ROI desenhada manualmente pelo avaliador é então calculado conforme a Equação 14.

$$\bar{c}_s = \frac{\sum_{i=1}^N c_{si}}{N} \quad (14)$$

onde N é o número de pixels dentro da ROI.

Por fim, o G é estimado por meio da Equação 13, corrigindo a densidade assumida no equipamento para 1010 kg/m<sup>3</sup> (definida para tecidos biológicos e equivalentes a

densidade da água = 1000 kg/m<sup>3</sup>). A média do módulo de cisalhamento entre as regiões esquerda, meio e direita na mesma linha de análise na área de mapeamento, foi calculada e assumida como a medida da camada superficial e profunda (Equação 15)

$$G_c = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 G_i \quad (15)$$

Em que “c” é a camada, “i” representa as medidas do módulo de cisalhamento na região esquerda, meio e na direita da área de mapeamento.

O desvio padrão dentro da ROI ( $ROI_{dp}$ ) foi anotado para determinar o percentual deste valor sobre a média de  $G$  encontrada (Figura 23).

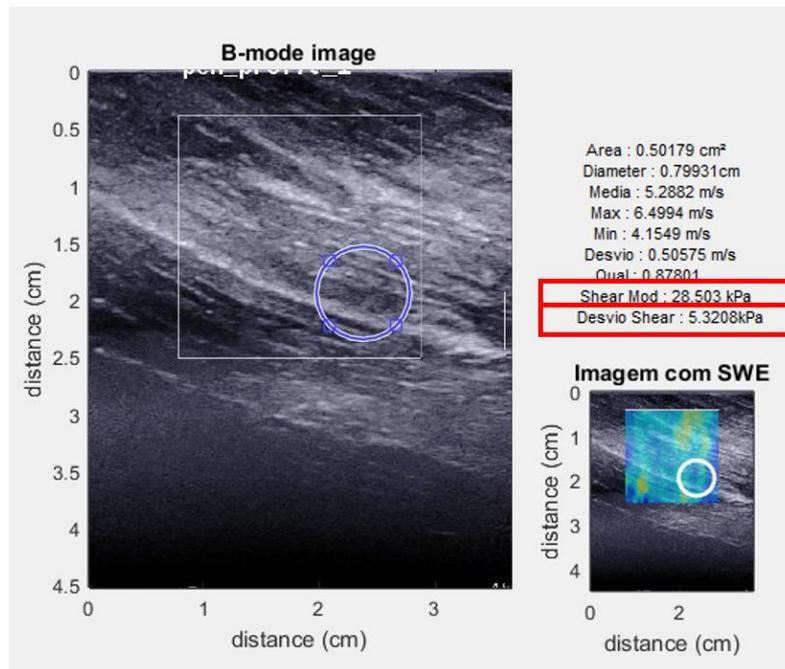


Figura 23: O desvio padrão da ROI ( $ROI_{dp}$ ) é apresentado junto ao valor da média, quando a imagem é processada.

## 6.1.5 Análises estatísticas

Para garantir a homogeneidade e não-homogeneidade dos corpos de provas, foi realizada a análise da intensidade do eco, dividindo as imagens realizadas na gelatina e na carne em seis quadrantes. As intensidades do eco dos quadrantes foram comparadas (ANOVA *one-way*) e as variâncias foram calculadas (teste de Levene). A estatística mostrou que não houve diferença significativa entre as intensidades do eco das imagens

realizadas na gelatina (ANOVA *one-way*:  $F= 0,26$  e  $p = 0,99$ ) e as variâncias foram iguais (teste de Levene:  $p= 0,99$ ). Para a carne, a análise estatística da intensidade do eco estimou a não homogeneidade (ANOVA *one-way*:  $F= 56,54$  e  $p < 0,01$ ) e variâncias diferentes (teste de Levene:  $p < 0,01$ ).

Os valores de  $G$  foram registrados, em unidades de kPa, em que suas medidas de tendência central – média e desvio padrão (DP) – foram calculadas. Para cada corpo de prova – carne e gelatina – a combinação SWE *opt* (duas configurações) e foco (dois focos) gerou quatro configurações diferentes. Em cada configuração, foram analisados quatro ganhos. Desta forma, a combinação entre os parâmetros de aquisição de imagens gerou 16 grupos de amostras para a gelatina e 16 grupos de amostras para a carne (Figura 21), nos quais o teste de Shapiro-Wilk identificou distribuição não-normal em pelo menos 11 amostras ( $p < 0,05$ ).

A média das três medidas realizadas na primeira linha foi calculada para determinar o  $G$  da camada superficial e a média das três medidas realizadas na segunda linha foi calculada para determinar o  $G$  da camada profunda (Figura 22). Com tais medidas, o teste Wilcoxon-Mann-Whitney foi aplicado para a comparação das camadas para a mesma configuração.

Para cada imagem foi determinada um coeficiente de variação entre os módulos de cisalhamento de todas as ROI's, determinando um coeficiente de variação para cada imagem. Para cada ganho, o coeficiente de variação relativo da ROI ( $CV_{ROI\%}$ ) foi obtido por meio da média de todos os coeficientes de variação das imagens adquiridas utilizando os respectivos ganhos (exemplo: um ganho geral para ganho de 70%, com SWE *opt – standard*, com foco na camada superficial, etc) .

Para cada configuração, foi calculada a média geral entre os ganhos. Os gráficos de barra de erros foram plotados apresentando a média individual da camada (superficial e profunda) para cada ganho, juntamente com a média geral de todos os ganhos. As variâncias ( $s^2$ ) foram apresentadas para mostrar a dispersão das medidas em relação a média geral. O Teste de Levene foi aplicado para verificar a suposição de homocedasticidade (variância homogênea) ou heterocedasticidade (variância não-homogênea). Todas as análises foram realizadas utilizando o programa estatístico SPSS, versão 21 (SPSS IBM, New York, U.S.A), com nível de significância de  $\alpha = 0,05$ .

## 6.2 Resultados

Os valores descritivos do módulo de cisalhamento para o meio homogêneo e não-homogêneo estão sumarizados na Tabelas 2 e 3. Os valores de  $CV_{ROI\%}$  são demonstrados nas Figuras 24 e 25, para gelatina e carne, respectivamente.

Tabela 2: Valores de média e desvio padrão do módulo de cisalhamento obtidos da gelatina, de acordo com a configuração (Legenda: *Std sup* – standard com foco superficial; *Std prof*– standard com foco profundo; *Pen sup* – penetration com foco superficial; *Pen prof*– penetration com foco profundo).

		Gelatina (kPa)			
	Ganho	70%	80%	90%	100%
Std sup	Superficial	16,06 ± 0,73	15,92 ± 0,17	15,68 ± 0,10	14,11 ± 0,09
	Profunda	16,63 ± 0,13	15,80 ± 0,10	15,61 ± 0,07	15,10 ± 0,05
Std prof	Superficial	14,78 ± 1,52	14,27 ± 1,35	12,79 ± 0,29	12,90 ± 0,70
	Profunda	14,58 ± 1,61	14,20 ± 1,29	12,43 ± 0,57	13,06 ± 0,98
Pen sup	Superficial	12,92 ± 0,31	14,65 ± 0,09	14,47 ± 0,05	13,77 ± 0,05
	Profunda	13,96 ± 0,90	14,46 ± 0,08	14,04 ± 0,06	13,72 ± 0,06
Pen prof	Superficial	12,52 ± 0,10	12,51 ± 0,05	12,61 ± 0,09	12,11 ± 0,35
	Profunda	12,49 ± 0,07	12,42 ± 0,03	12,35 ± 0,09	12,09 ± 0,13

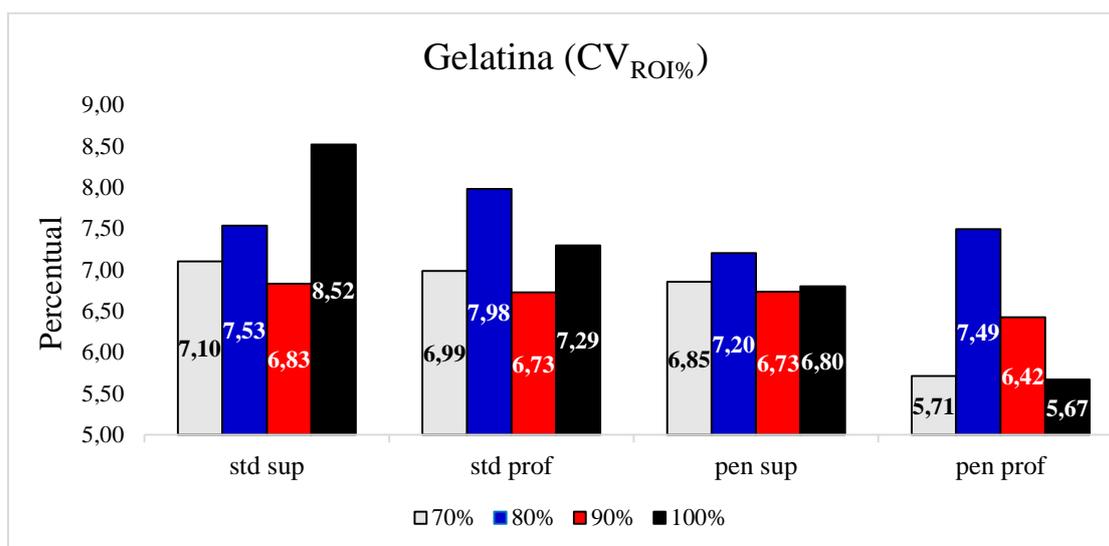


Figura 24: Coeficiente de variação relativo das imagens obtidas com diferentes ganhos, utilizando diferentes configurações na gelatina.

Tabela 3: Valores de média e desvio padrão do módulo de cisalhamento obtidos da carne, de acordo com a configuração (Legenda: *Std sup* – standard com foco superficial; *Std prof*– standard com foco profundo; *Pen sup* – penetration com foco superficial; *Pen prof*– penetration com foco profundo).

		Carne (kPa)			
	Ganho	70%	80%	90%	100%
Std sup	Superficial	29,13 ±	34,32 ±	33,90 ±	28,60 ±
		2,14	3,55	3,14	5,27
	Profunda	25,52 ±	27,43 ±	27,75 ±	25,72 ±
		2,50	3,49	2,50	3,03
Std prof	Superficial	29,47 ±	34,41 ±	31,10 ±	29,53 ±
		3,69	2,36	3,74	3,34
	Profunda	26,87 ±	27,45 ±	30,66 ±	26,37 ±
		1,56	2,15	4,73	2,45
Pen sup	Superficial	26,67 ±	23,57 ±	22,44 ±	35,41 ±
		5,98	4,90	2,96	3,28
	Profunda	27,29 ±	25,24 ±	26,70 ±	29,15 ±
		5,35	4,42	0,06	2,45
Pen prof	Superficial	26,84 ±	17,22 ±	22,15 ±	22,61 ±
		3,59	1,29	3,79	2,36
	Profunda	29,04 ±	24,10 ±	27,76 ±	25,33 ±
		3,24	1,38	5,69	3,89

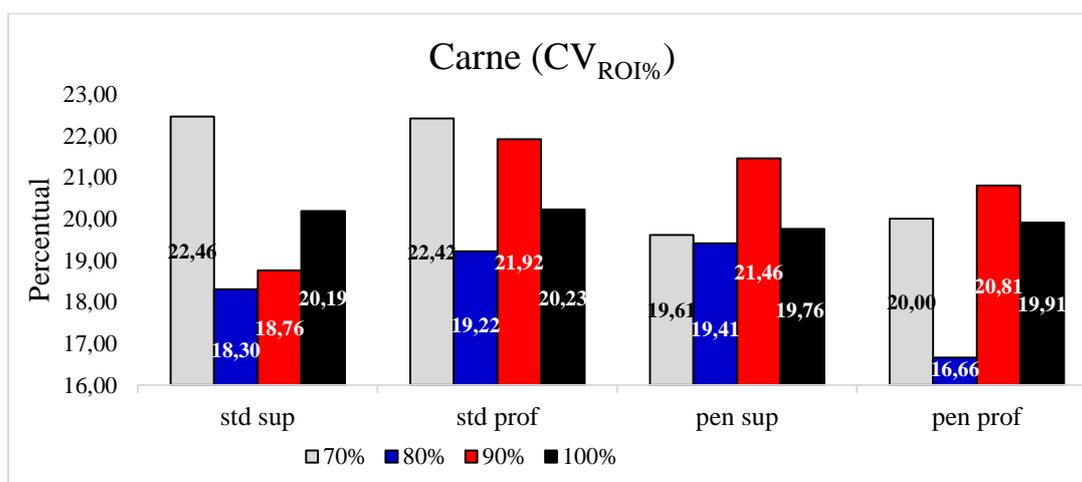


Figura 25: Coeficiente de variação relativo das imagens obtidas com diferentes ganhos, utilizando diferentes configurações na carne.

## 6.2.1 Variabilidade das medidas em meio homogêneo

- *Standard com foco superficial*

De acordo com a comparação realizada por meio do teste de Wilcoxon, houve diferença significativa entre as camadas com 80% ( $Z = -2,72$ ;  $p < 0,01$ ) e 100% ( $Z = -3,78$ ;  $p < 0,01$ ), mas não houve diferença significativa entre as camadas para os ganhos de 70% ( $Z = -1,13$ ;  $p = 0,28$ ) e 90% ( $Z = -1,51$ ;  $p = 0,14$ ). A variância entre as medidas realizadas com diferentes ganhos é de 0,57 kPa, em que as variâncias não são homogêneas ( $F = 80,04$ ;  $p < 0,01$ ) (Figura 26).

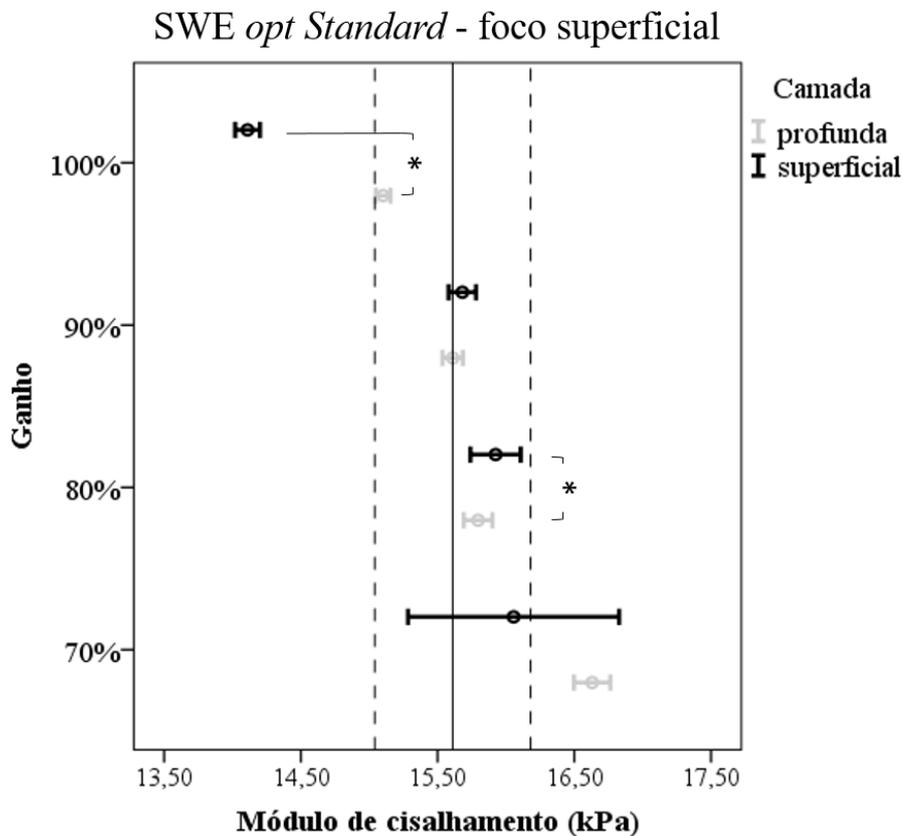


Figura 26: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na gelatina. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt standard* – foco superficial. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

- *Standard com foco profundo*

Não houve diferença significativa entre as camadas superficial e profunda em nenhum dos ganhos ( $Z=$  entre  $-0,07$  e  $-0,79$ ;  $p$  entre  $0,05$  e  $0,94$ ), nem para as camadas ( $F$  entre  $0,00$  e  $3,18$ ;  $p$  entre  $0,05$  e  $0,95$ ), como pode ser visualizado na Figura 27. A variância foi de  $2,05$  kPa, sendo as variâncias entre os ganhos não homogêneas ( $F= 15,19$ ;  $p < 0,01$ ).

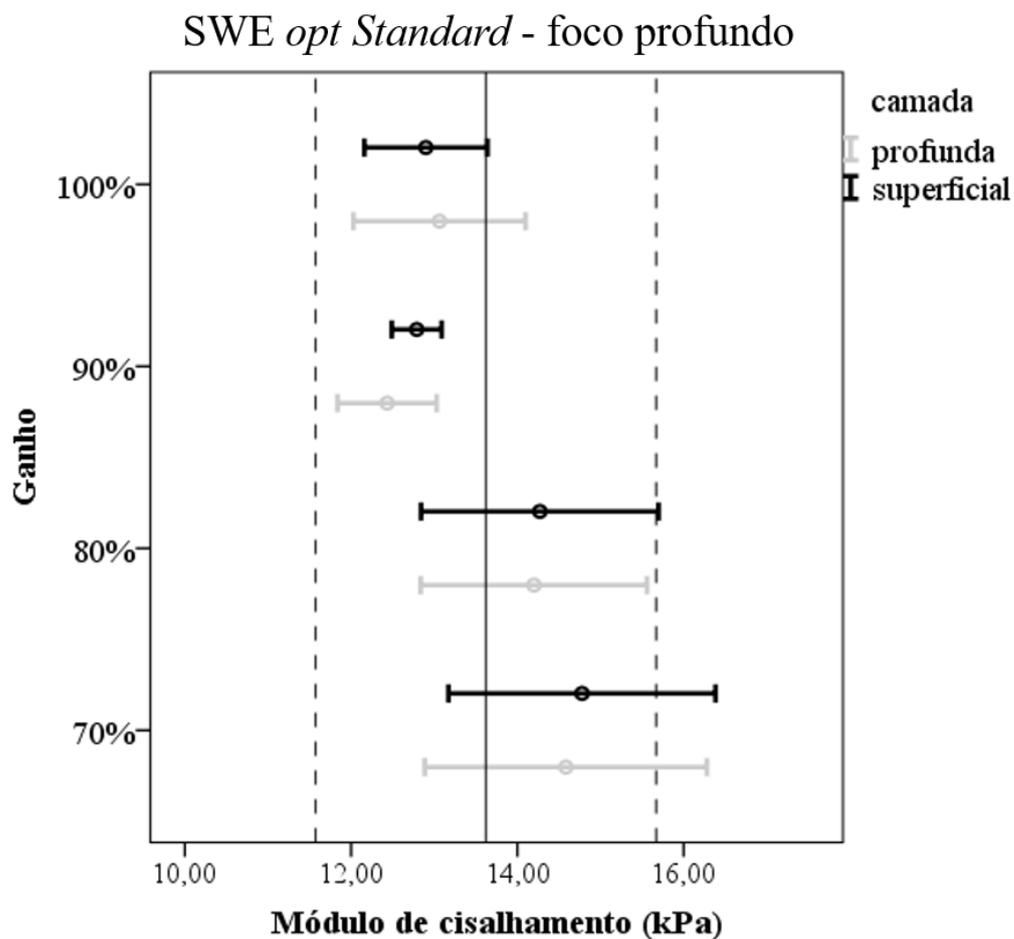


Figura 27: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na gelatina. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt standard* – foco profundo. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

- *Penetration com foco superficial*

A estatística mostrou que houve diferença significativa entre as camadas (Z entre -2,19 e -3,78;  $p < 0,05$ ), mas não para o ganho de 100% (Z = -1,93;  $p = 0,05$ ). Nesta configuração, o teste de Levene mostrou heterocedasticidade (F= 46,10;  $p < 0,01$ ) e a variância entre medidas foi de 0,391 kPa (Figura 28).

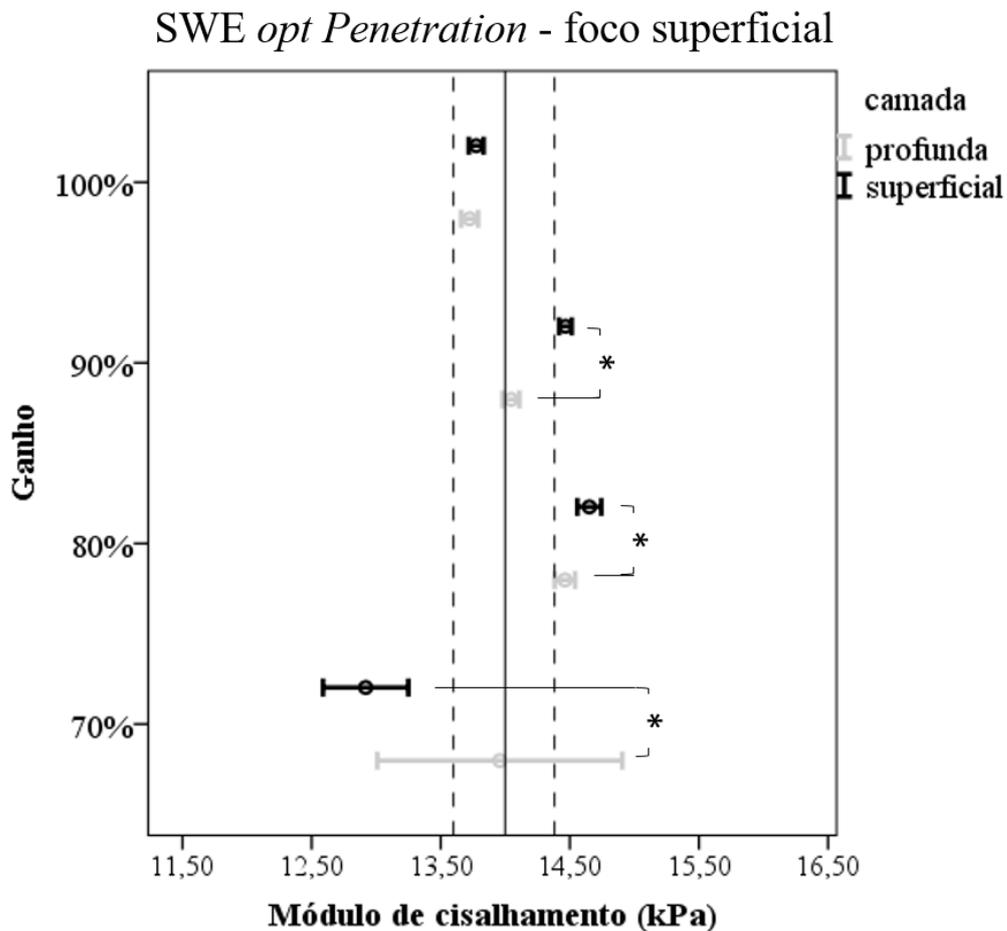


Figura 28: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na gelatina. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt penetration* – foco superficial. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

- *Penetration com foco profundo*

Apresentaram diferenças significativas, os ganhos de 80% ( $F = -3,35$ ;  $p < 0,01$ ) e 90% ( $Z = -3,55$ ;  $p < 0,01$ ). Contudo, não houve diferença significativa entre as camadas com ganho de 70% ( $Z = -0,30$ ;  $p = 0,76$ ) e 100% ( $Z = -1,51$ ;  $p = 0,13$ ) (Figura 29). A variâncias entre os valores de módulo de cisalhamento foi de 0,05 kPa nesta configuração, sendo heterogêneas ( $F = 14,11$ ;  $p < 0,01$ ).

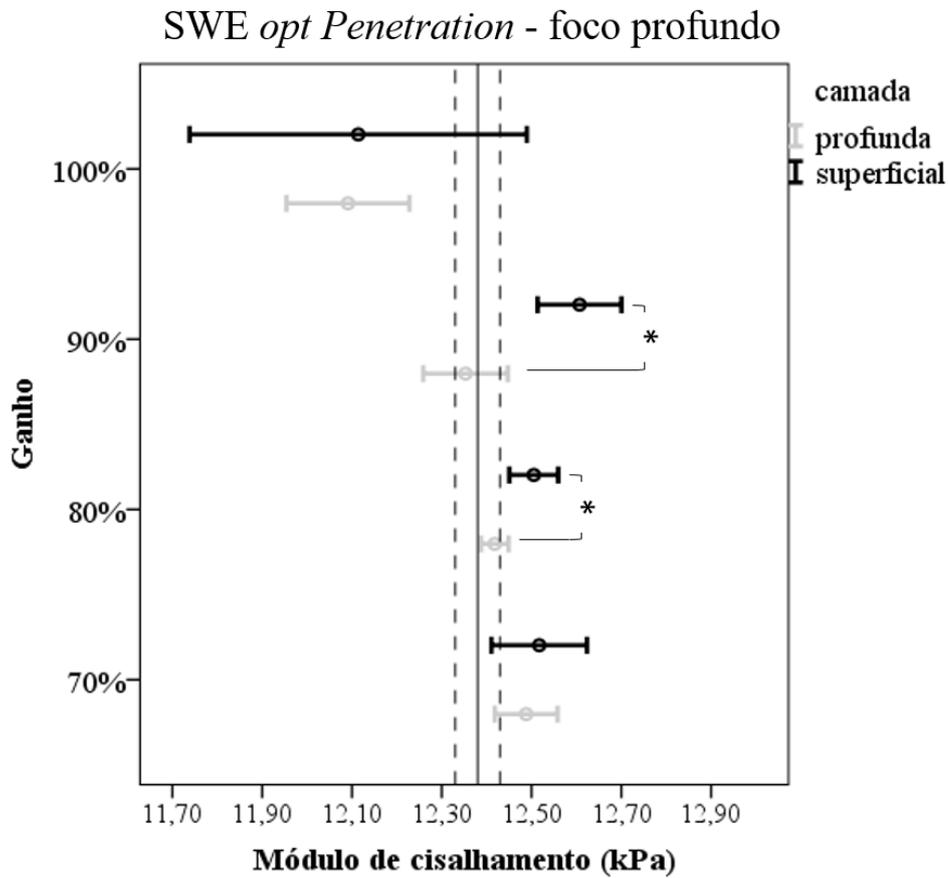


Figura 29: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na gelatina. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt penetration* – foco profundo. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

## 6.2.2 Variabilidade das medidas em meio não-homogêneo

- *Standard com foco superficial*

O teste de Wilcoxon-Mann-Whitney mostrou que houve diferença significativa para os ganhos de 70, 80 e 90% ( $Z =$  entre  $-2,72$  e  $-3,17$ ;  $p < 0,01$ ), mas não houve para 100% ( $Z = -1,43$ ;  $p = 0,11$ ). As variâncias entre os ganhos foi de  $19,41$  kPa, na qual a variância entre os ganhos não foi homogênea ( $F = 2,42$ ;  $p = 0,02$ ). Estes resultados podem ser observados na Figura 30.

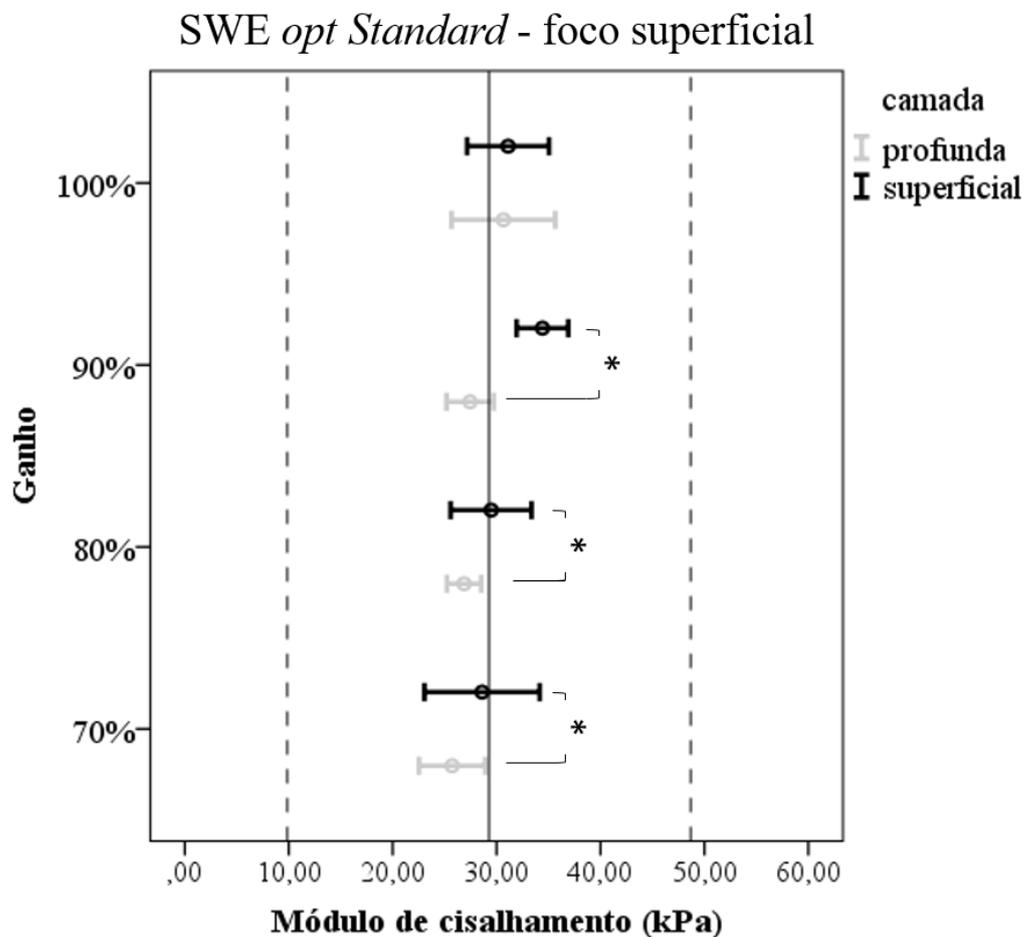


Figura 30: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na carne. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt standard – foco superficial*. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

- *Standard com foco profundo*

Nesta configuração, o ganho de 80% apresentou diferença significativa entre as camadas ( $Z = -3,62$ ;  $p < 0,01$ ), assim como o ganho de 100% ( $Z = -1,99$ ;  $p < 0,04$ ), mas não para os ganhos de 70% ( $Z = -1,43$ ;  $p = 0,15$ ) e 90% ( $Z = -0,52$ ;  $p = 0,59$ ). A variância assumindo esta configuração foi de 16,30 kPa. As variâncias não foram homogêneas ( $F = 3,17$ ;  $p < 0,01$ ) (Figura 31).

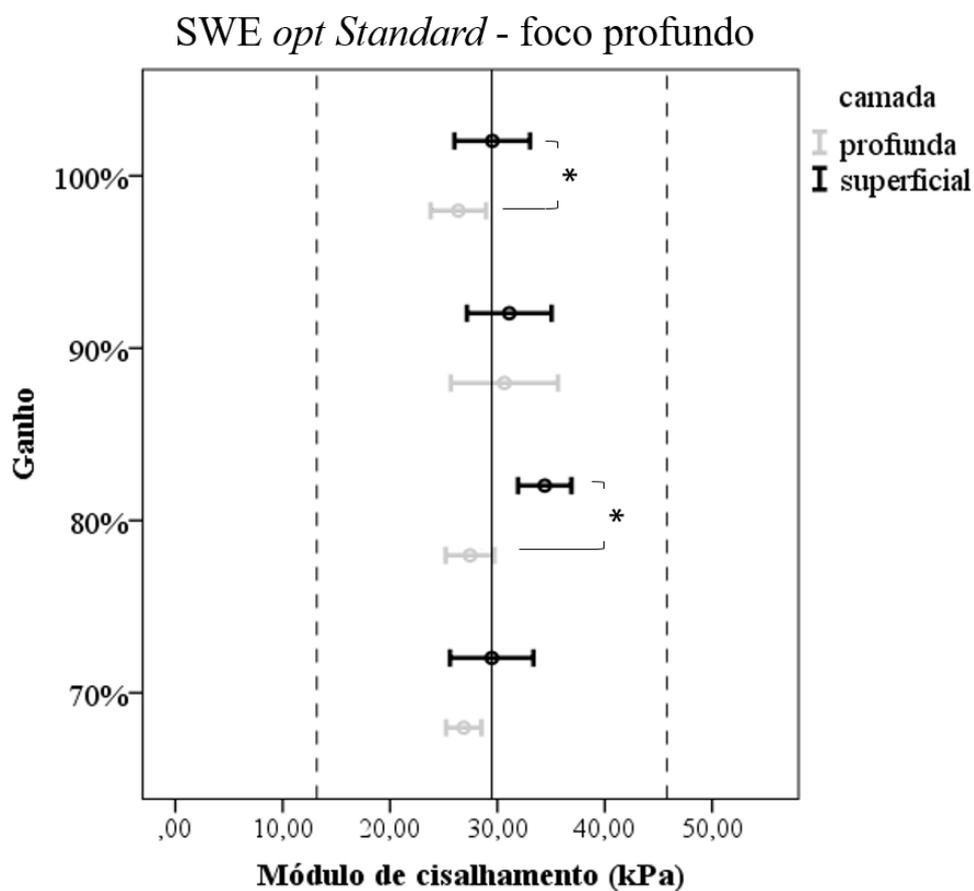


Figura 31: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na carne. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt standard* – foco profundo. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

- *Penetration com foco superficial*

A estatística mostrou que houve diferença significativa entre as camadas com ganho de 90% ( $Z = -2,72$ ;  $p < 0,01$ ) e 100% ( $Z = -3,40$ ;  $p < 0,01$ ). Não houve diferença significativa entre as camadas com ganho de 70% ( $Z = -0,15$ ;  $p = 0,88$ ) e 80% ( $Z = -0,75$ ;  $p = 0,45$ ) (Figura 32). Os ganhos tiveram variâncias não homogêneas ( $F = 2,62$ ;  $p = 0,01$ ) de 31,79 kPa.

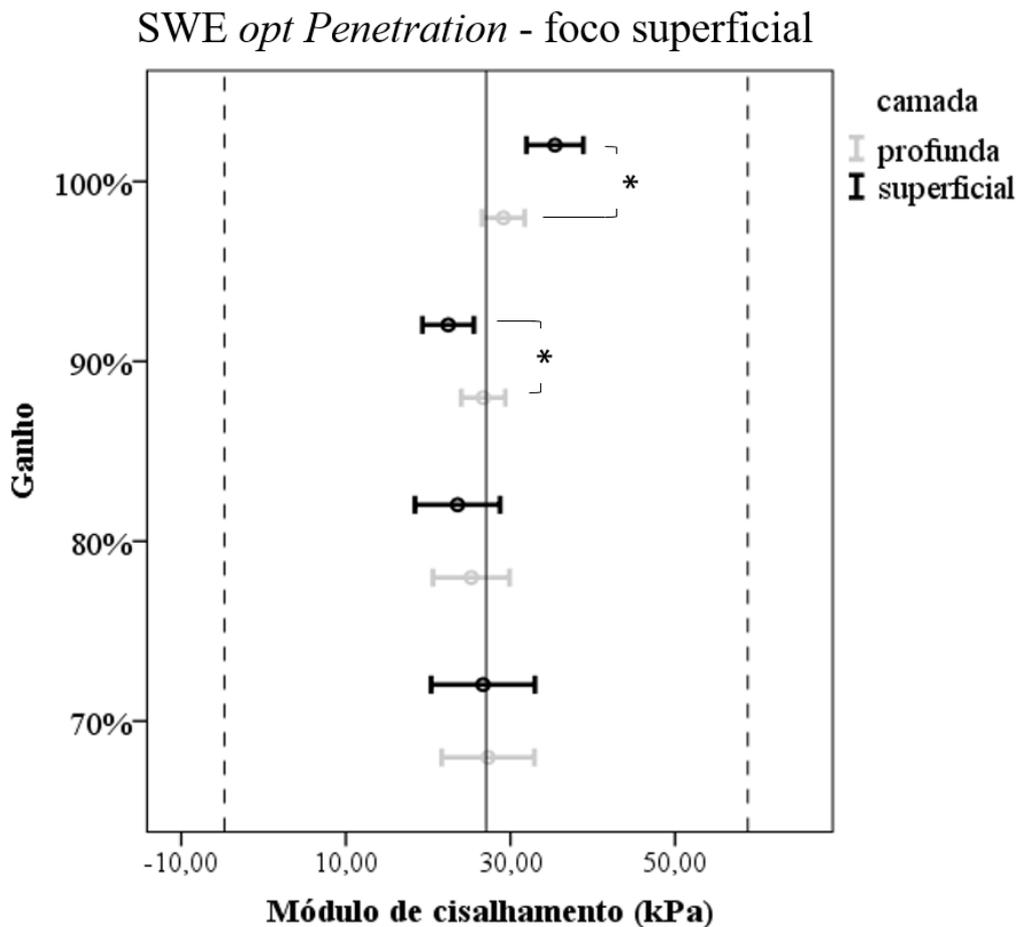


Figura 32: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na carne. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração *SWE opt penetration* – foco superficial. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

- *Penetration com foco profundo*

Com a configuração deste *preset*, as camadas foram significativamente diferentes com ganhos de 80% ( $Z = -3,78$ ;  $p < 0,01$ ) e 90% ( $Z = -2,19$ ;  $p = 0,02$ ). Contudo, não houve diferença com os ganhos de 70 e 100% ( $Z = -1,43$ ;  $p = 0,15$ ; e  $Z = -1,51$ ;  $p = 0,13$ ). A variância foi de 16,08 kPa entre os ganhos, sendo elas heterogênea ( $F = 2,45$ ;  $p = 0,02$ ). A Figura 33 ilustra estes resultados.

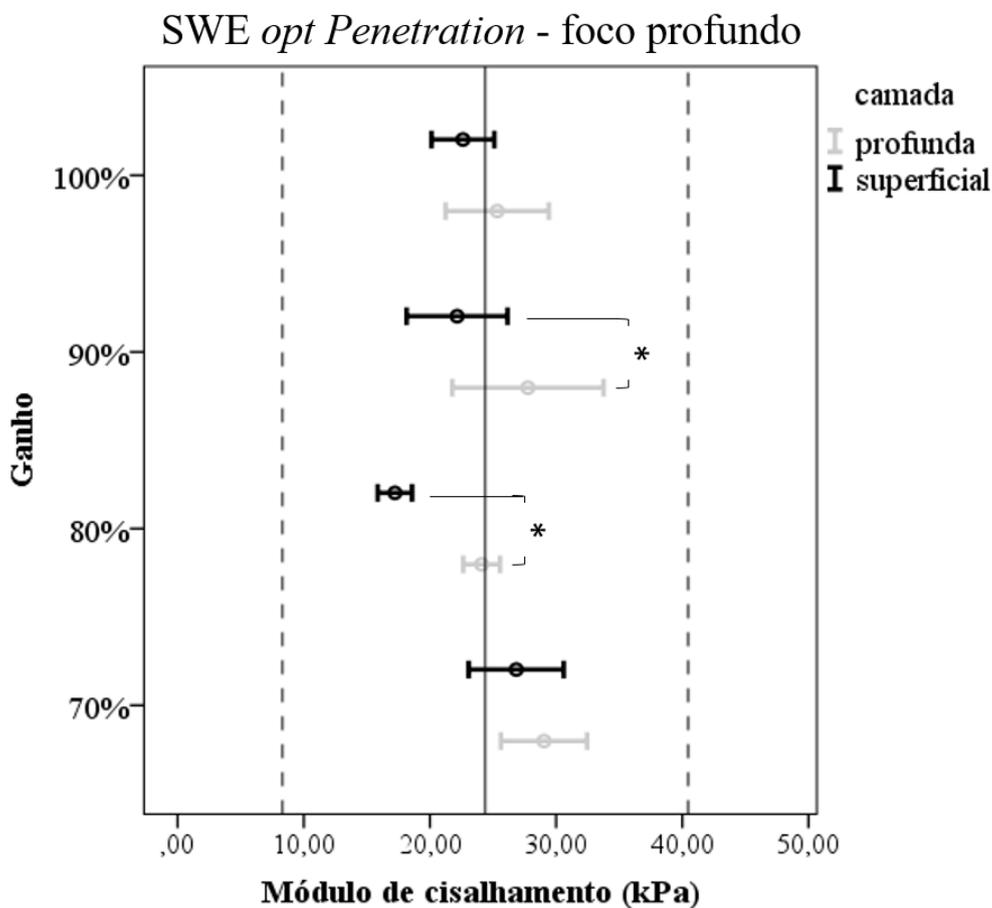


Figura 33: O gráfico de barras de erros mostra as médias de módulo de cisalhamento em cada ganho, separando as camadas superficial e profunda na carne. A linha central representa a média geral de todos os ganhos com a configuração SWE *opt penetration* – foco profundo. As linhas tracejadas representam a variância das medidas obtidas com a configuração (\*  $p < 0,05$ ).

## 6.3 Discussão

Na subseção 3.4, discute-se que a técnica de elastografia *Supersonic Shear Imaging* assume uma gama de equações simplificadas para estimar a propagação da onda de cisalhamento. Nestas simplificações, inclui-se estimar propriedades mecânicas de tecidos moles como se as propriedades fossem similares a um meio homogêneo. Ainda que novos algoritmos estejam sendo desenvolvidos para melhorar a estimativa de rigidez, as tecnologias que não dependem da deformação realizada pelo usuário ainda são as mais confiáveis (BILSTON, 2018).

Neste estudo, foi fabricado um meio homogêneo com um polímero natural (gelatina), tendo a água como principal componente. Vale ressaltar que grande percentual dos tecidos moles é composto por água. No meio homogêneo (*phantom* de gelatina) os valores de  $G$  variaram de 12,09 a 16,06 kPa, com medidas menores que os valores encontrados no meio não-homogêneo (carne), em que o  $G$  variou de 17,22 a 35,41 kPa.

Os valores para o *phantom* comercial de fígado (Shear Wave Liver Fibrosis Phantom, model 039, CIRS, Norfolk, Virginia, USA) variam de 3 a 16,9 kPa. Os valores encontrados na gelatina, no presente estudo, variaram dentro da faixa *phantom* comercial.

GENNISSON *et al.* (2006) avaliaram dois *phantoms* de Agar (3%) – gelatina (7% e 10%) e encontraram valores de  $G$  que variaram de 9,9 e 16,6 kPa, usando a mesma instrumentação utilizada na presente tese. Não há descrição dos espalhadores utilizados por estes autores. NGUYEN *et al.* (2014) caracterizaram o comportamento acústico e viscoelástico de 14 *phantoms* fabricados com gelatina; grafite para aumentar a absorção acústica e o espalhamento; óleo de rícino para estabelecer uma velocidade do som de 1470 a 1480 m/s e o n-propanolol para aumentar a velocidade do som na gelatina, aproximando do valor típico de um tecido mole. Esses autores fizeram o controle de temperatura durante a aquisição e o processo de fabricação foi semelhante ao processo desenvolvido no presente trabalho. Em especial, o *phantom* com as características de fabricação (2% de grafite e 5% de gelatina) similares ao presente estudo apresentou valores de  $4,18 \pm 0,84$  kPa. Os valores encontrados por estes autores foram menores que o encontrado no presente estudo. Porém, os autores verificaram que a adição de óleo de rícino na gelatina diminui o módulo de cisalhamento.

QIAN *et al.* (2017) utilizaram um sistema semelhante ao de NGUYEN *et al.* (2014). Parte da etapa do trabalho destes autores consistiu na fabricação de um *phantom*

com dois níveis de rigidez, utilizando duas concentrações diferentes de gelatina, em que a primeira camada foi fabricada com uma concentração de 2% e a segunda com uma concentração de 5%. Os autores não declararam o material utilizado para espalhamento. Os valores encontrados em módulo de Young e convertidos para módulo de cisalhamento foram de 0,37 kPa para 2% de concentração e 4,06 kPa para 5%.

Os estudos que avaliam rigidez tecidual utilizando *phantom* de gelatina variam em metodologia, desde o equipamento utilizado, aos componentes da mistura, ao controle de temperatura do ambiente, até o valor de bloom da gelatina. Para esta tese foi fabricado um *phantom* de gelatina adaptado de NGUYEN *et al.* (2014), sem o óleo de rícino e o n-propanolol. A concentração de grafite também influencia na medida de rigidez, sobretudo na estimativa o módulo de cisalhamento por meio de sistema que empregam FRA. Quanto maior o percentual de grafite aplicado, maior a velocidade da onda de cisalhamento no meio avaliado (ANDERSON *et al.*, 2011).

O valor de bloom foi criado por Oscar Bloom, em 1925, para medir a concentração de gramas da gelatina e do gel; quanto maior esse valor, maior o ponto de fusão e gelificação. FARRER *et al.* (2015) analisaram com um sistema de teste de materiais, diferentes pós de gelatina (125-bloom: baixo; 175-bloom: médio; 250-bloom: alto), misturados numa concentração de água e leite (a gordura do leite adiciona absorção e serve para aumentar a velocidade do som). Os autores utilizaram 11,1% de concentração de gelatina. Para a gelatina 250-bloom, a concentração de leite foi diretamente proporcional ao módulo de cisalhamento, pois para 0% de leite a medida encontrada foi de 6 kPa e para 70% de concentração de leite foi de 10,7 kPa. Na média geral, o  $G$  variou de 3,2 kPa (baixo bloom) para 9,8 kPa. A gelatina fabricada no presente estudo, possui o valor de bloom de 300. Logo, valores maiores são esperados.

Para o meio não-homogêneo, os valores de módulo de cisalhamento variaram numa faixa de 17,22 a 34,32 kPa, sendo maiores que os valores encontrados na gelatina. As estimativas de rigidez para o meio não-homogêneo foram mais condizentes com as encontradas para músculos *in vivo*, tais como bíceps femoral ( $32,6 \pm 21,6$  kPa), semimebranoso ( $27,8 \pm 17,2$  kPa) e semitendíneo ( $22,9 \pm 15,6$  kPa; LE SANT *et al.*, 2015) e para peça de alcatra (entre 17 kPa e 128 kPa; SAPIN *et al.*, 2009). No experimento realizado com cortes de alcatra, nove peças foram aquecidas e a relação da temperatura e rigidez, estimada com a SSI, foi verificada. A rigidez apresentou uma queda exponencial a medida que a temperatura das carnes aumentou. A explicação para tal fenômeno foi o

processo de desnaturação das proteínas (actina-miosina), gerando um composto capaz de geleificar o meio, assim reduzindo a rigidez.

No presente trabalho, a rigidez da peça de carne foi reduzindo no decorrer do experimento, coincidindo com o aumento da temperatura do corpo de prova, logo com o processo de desnaturação de proteínas. Ao final do experimento, a temperatura registrada foi 0,9° C superior ao início do teste. As aquisições com a carne duraram cerca de duas horas. LEE *et al.* (2017) avaliaram uma peça de lombo de porco e mantiveram-na submersa em um tanque de água, enquanto imagens elastográficas eram obtidas com sistema SSI. Os autores analisaram o módulo de cisalhamento em condição de maior e menor compressão com o transdutor, ancorado a um dispositivo de suporte. Embora os autores não relatem o tempo de duração do experimento, ao que indica, o processo de submersão da carne permite maior controle da variação de rigidez. Além disso, eles mostraram que a deformação pela compressão com o transdutor era capaz de gerar mais de 40 kPa de diferença. Desta forma, as variações do módulo de cisalhamento da carne, no presente estudo, apresentam explicações mais coerente pelo processo de desnaturação das proteínas.

Considerando o  $CV_{ROI\%}$ , os valores foram menores para as aquisições realizadas na gelatina, com variações entre 5,67 a 8,52%. A carne apresentou variação entre 16,66 e 22,46%, dependendo da configuração do equipamento. O trabalho de PROCOPET *et al.* (2015) serviu como base de aquisições de imagens de qualidade do fígado, determinando um coeficiente de variação de 10% como parâmetro de qualidade da imagem elastográfica. Neste contexto, apenas uma estrutura homogênea atenderia tal critério. O tecido endometrial, por exemplo, apresenta uma variação do CV% do kPa médio na ROI de 16 a 22% . Isto mostra que os critérios mudam de uma estrutura para outra.

Os  $CV_{ROI\%}$ , em geral, apresentaram declínio das medições realizadas com a configuração *standard* com foco superficial para as medições *penetration* com foco profundo, o que faz sentido, com algumas exceções para o ganho de 80% na gelatina e para o ganho de 90% na carne (Figura 24 e 25). O SWE *gain* não é discutido na literatura, referido apenas como um controle do usuário para “um mascaramento do fator de qualidade do ruído da onda de cisalhamento, permitindo a exibição da imagem” (BAMBER *et al.*, 2013). No manual do usuário do equipamento, há a descrição somente que estes parâmetros são capazes de otimizar as aquisições de acordo com a área de

interesse. O propósito de analisar estes parâmetros foi verificar qual a influência essas configurações teriam sobre as medidas obtidas em diferentes camadas, além de embasar a configuração a ser utilizada em *in vivo* para o músculo multífido. Os parâmetros SWE *opt* e *gain* afetam diretamente o processamento no modo *pushing*, logo na medida de elasticidade. Já o foco tem interferência sobre o modo B - formação da imagem.

Embora o efeito do SWE *gain* seja desconhecido é provável que ele tenha uma aplicação semelhante ao *Temporal Gain Control* (TGC) para a formação da imagem, compensando assim a perda de energia do sinal em função da atenuação da profundidade. Assim, este parâmetro serviria para minimizar os efeitos de atenuação em profundidade.

Os achados do presente estudo mostraram diferenças significativas entre as camadas em qualquer configuração aplicada para avaliação do meio-homogêneo, não havendo nenhuma tendência que pudesse correlacionar a qualquer parâmetro configurado. Por exemplo, o ganho de 70% não apresentou diferença entre as camadas com SWE *opt standard*, mas apresentou com *penetration* utilizando um foco superficial. Já o ganho de 100% mostrou diferenças com a configuração que priorizava as camadas mais superficiais.

Os valores intermediários entre 70 e 100% foram os que mais mostraram discrepâncias entre as camadas. Quando comparadas as variâncias entre as médias dos ganhos, elas não foram homogêneas; as Figuras de 30 a 33 ilustram com clareza esta heterogeneidade. A configuração *penetration* com foco profundo apresentou a menor faixa de variância, mostrando que com essa configuração há menor dispersão dos dados utilizando diferentes ganhos.

Já nos dados medidos na carne, o comportamento dos ganhos intermediários se repetiu, mostrando diferenças significativas entre as camadas de forma bem aleatória em cada configuração. Logo, não há como atribuir a diferença encontrada a nenhum parâmetro aplicado. No meio não-homogêneo, as configurações que otimizaram as medidas nas regiões mais superficiais apresentaram diferenças entre as camadas para os menores ganhos, tendência esta diferente do meio homogêneo. Assim como no meio homogêneo, a variância entre os ganhos foi menor para *standard* - foco profundo. Pode-se afirmar que ao comparar medidas em regiões mais profundas, utilizando esta configuração, variando o SWE *gain* entre 70 a 100%, haverá menor dispersão das medidas. O que pode ser observado, tanto no meio homogêneo, quanto no meio não-

homogêneo foi que com ganho de 70%, houve menor tendência em apresentar diferenças significativas da rigidez entre as medidas das camadas.

Portanto, conforme o panorama descrito, a configuração *penetration*-foco profundo, com ganho de 70% foi eleita para as aquisições em seres humanos. Esta providência foi adotada com o intuito de garantir que quaisquer diferenças encontradas não sejam em função da técnica.

# Capítulo 7

## Segunda etapa

Na segunda etapa, foi avaliada a confiabilidade das medidas obtidas no múltípido de pessoas sem queixas de dores na coluna lombar. Parâmetros como anisotropia e o músculo em condição de tensão também foram analisados. Para finalizar esta etapa, as medidas de módulo de cisalhamento de pessoas sintomáticas foram comparadas com as adquiridas em pessoas assintomáticas.

### 7.1 Desenho experimental da aquisição dos voluntários assintomáticos

Os voluntários foram recrutados na população de alunos de graduação e pós-graduação da UFRJ. Inicialmente, foram avaliados os participantes classificados como assintomáticos, para que fossem caracterizados valores normativos do G em *in vivo*, posteriormente servindo para comparação com pessoas sintomáticas. Os voluntários foram avaliados com o músculo em repouso e em estado de tensão.

Esta etapa também serviu para avaliar a anisotropia causada pela orientação do transdutor. Para isso, foram realizadas aquisições na orientação no plano transversal e na longitudinal aos fascículos das fibras musculares.

Cada voluntário compareceu em dois dias de coletas de imagens, com intervalo máximo de 48 horas entre cada visita, para testar a confiabilidade interdias. O tempo de coleta foi de aproximadamente 30 minutos em cada visita. A confiabilidade intradias também foi avaliada por meio da análise estatística realizada entre duas imagens adquiridas no mesmo dia.

#### 7.1.1 Amostra de voluntários assintomáticos

Os testes foram realizados com 26 adultos saudáveis (13 homens e 13 mulheres), idade de  $27,10 \pm 6,89$  anos, altura de  $1,70 \pm 0,10$  m, massa corporal de  $67,74 \pm 11,28$  kg, índice de massa corporal de  $22,98 \pm 2,70$  kg/m<sup>2</sup> e circunferência abdominal de  $78,11 \pm 8,20$  cm. O questionário da *Oswestry Low Back Pain Disability* foi utilizado para verificar

a presença de limitação funcional em virtude de dor lombar (FAIRBANK e PYNSENT, 2000), sendo utilizado como um fator de exclusão. Todos os voluntários assinaram o Termo de consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e os critérios de inclusão e exclusão assumidos foram os seguintes:

Inclusão: (1) Voluntários com idade entre 18 – 40 anos; (2) Homens e mulheres; (3) Sem queixas de quadros de lombalgia nos últimos três meses.

Exclusão: (1) Histórico de cirurgias ou anormalidades diagnosticadas na coluna vertebral (como compressão radicular, hérnia, neoplasias, fraturas etc); (2) Doenças sistêmicas; (3) Gravidez; (4) Aqueles que se recusarem a assinar o TCLE e; (5) índice de Incapacidade Oswestry (ODI) acima de 20.

### 7.1.2 Procedimentos de aquisição das imagens

Inicialmente, o equipamento foi programado para operar como um ultrassom convencional modo B, com transdutor convexo em frequência central de 4 MHz. O participante foi posicionado em DV, com os membros superiores pendentes, membros inferiores em extensão e pés para fora da maca, para a identificação do processo espinhoso da vértebra L5. Sua precisa localização foi marcada sobre pele com uma caneta dermatográfica. Este ponto foi visualizado com o transdutor direcionado longitudinalmente, associado a um artefato para gerar uma sombra acústica na imagem. Um suporte foi colocado na região abdominal do voluntário a fim de minimizar a lordose (HIDES *et al.*, 2008), para reduzir o efeito Parallax durante a aquisição das imagens com transdutor linear (Figura 34).



Figura 34: Aquisições das imagens com indivíduo em decúbito ventral. Um travesseiro foi colocado sob a região abdominal para reduzir a lordose em pelo menos 10°.

Mantendo o voluntário em DV, o transdutor linear foi configurado para operar na faixa de frequência central de 6 MHz e posicionado na orientação transversal logo abaixo do ponto marcado sobre o processo espinhoso de L5. Após, o transdutor foi movido lateralmente, até que a área de secção transversa anatômica do multífido fosse visualizada na tela do ultrassom. O voluntário foi instruído a relaxar a musculatura paravertebral durante a aquisição das imagens. O equipamento foi configurado com os seguintes parâmetros:

- Modo imagem: As definições iniciais foram de ganho de 58 dB, profundidade de 6 cm, foco de 3 a 4 cm, mapa de cinza de 6 e faixa dinâmica de 69 Hz. Estes parâmetros foram baseados no estudo de MASAKI *et al.* (2015), permitindo boa aquisição das imagens do multífido. Caso necessário, as configurações de imagem foram ajustadas, atendendo as variabilidades individuais.

- Modo *pushing*: As configurações foram alta penetração; smoothing 6; elastograma com faixa de  $E$  até 180 kPa, correspondendo no sistema RGB menor rigidez tecidual a tonalidade de azul e maior rigidez a tonalidade vermelha, dependente da magnitude da onda de cisalhamento; ganho de SWE de 70%.

Duas imagens transversais ao plano de fascículos de fibras musculares foram obtidas em cada multífido, esquerdo e direito (Figura 35). Nas aquisições das imagens, a área de mapeamento foi ajustada de forma que pudesse abranger os fascículos superficiais e profundos.

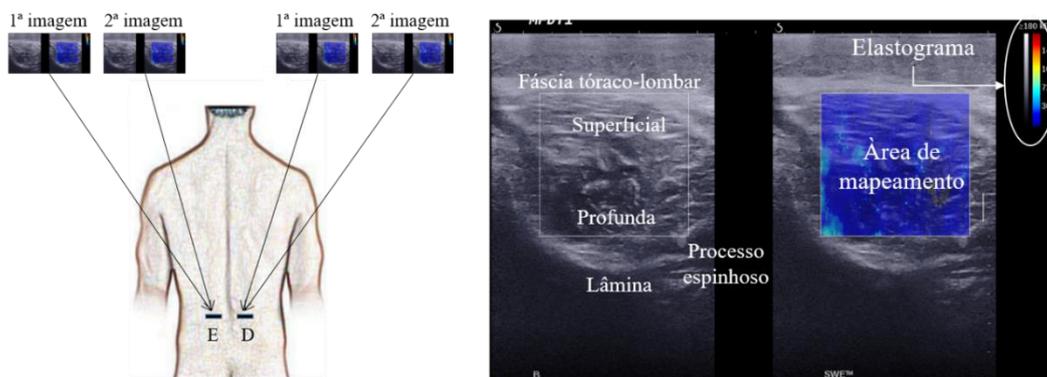


Figura 35: Na figura à esquerda, é representada a orientação transversal do transdutor e as imagens adquiridas bilateralmente em cada visita. À direita, a imagem apresentada na tela do equipamento com o elastograma no canto superior direito e a área de mapeamento em azul.

Posteriormente, o transdutor foi girado para orientação longitudinal de forma que a diferença entre as camadas fosse visualizada, a partir do protocolo adaptado de LIU *et al.* (2013). Assim como o procedimento realizado nas imagens transversais, duas imagens longitudinais foram realizadas bilateralmente para testar a confiabilidade intradias (Figura 36).

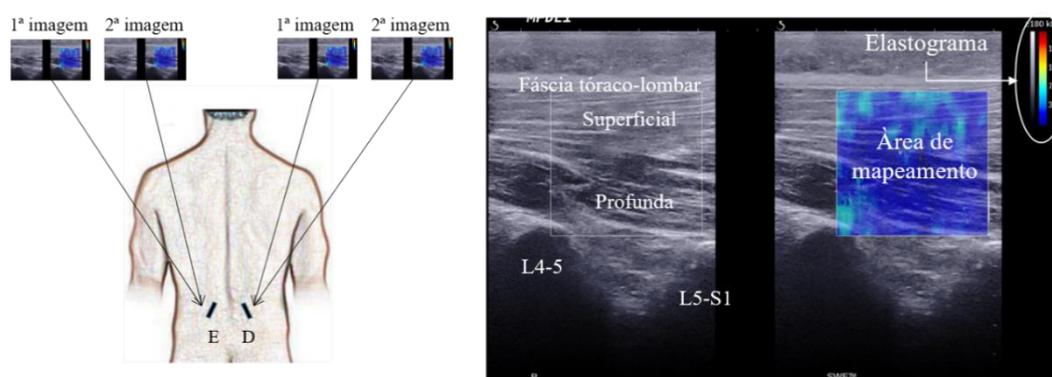


Figura 36: À exemplo da imagem anterior, à esquerda, é representada a orientação longitudinal do transdutor e as imagens adquiridas bilateralmente. À direita, a imagem apresentada na tela do equipamento com o elastograma no canto superior direito e a área de mapeamento. A diferença entre as camadas superficial e profunda podem ser visualizadas.

Após as aquisições de imagens com indivíduo em DV, o mesmo procedimento foi repetido na posição sentada sobre a maca, com os pés apoiados, quadril e joelhos a 90° de flexão (garantidos com goniometria analógica), e membros superiores ao longo do corpo (Figura 37). O processo espinhoso foi novamente rastreado para assegurar que as aquisições fossem realizadas em nível de L5, pois com a mudança postural ocorre alteração do posicionamento do processo espinhoso guiado pela marcação da caneta demográfica inicial.

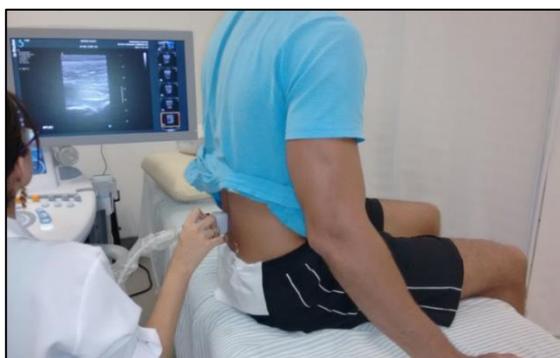


Figura 37: Aquisições das imagens com o indivíduo em sedestação.

A mínima pressão sobre pele foi garantida guiada pela deformação a aponeurose superficial, além do gel hidrossolúvel ter sido aplicado para facilitar o acoplamento. As imagens foram exportadas do equipamento e armazenadas em um computador pessoal, mantendo o sigilo e anonimato dos dados.

### 7.1.3 Processamento das imagens

Para cada voluntário foram obtidas 16 imagens em cada visita (Figura 38), gerando um banco com 832 imagens. Cada imagem foi analisada duas vezes para uma medição na camada profunda e uma na superficial, totalizando 1664 análises.

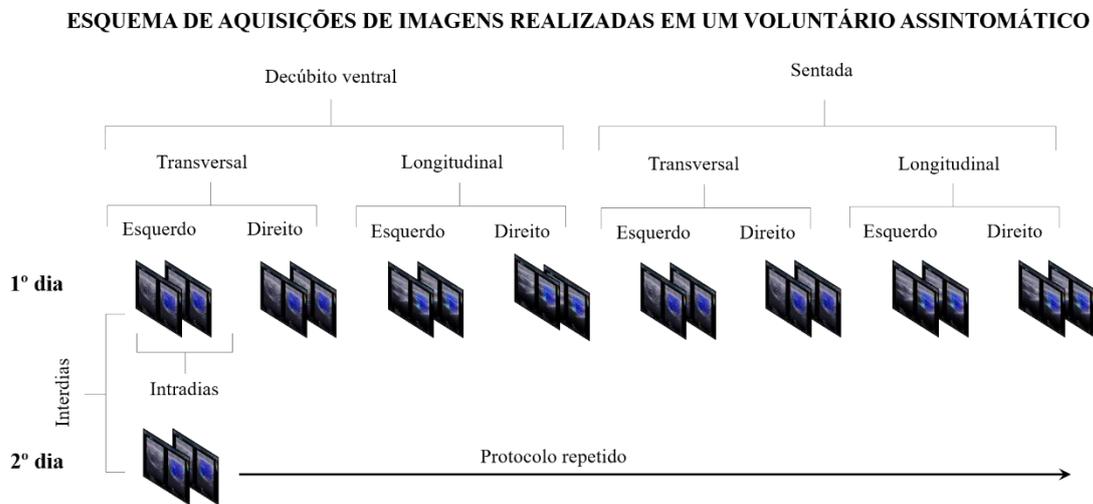
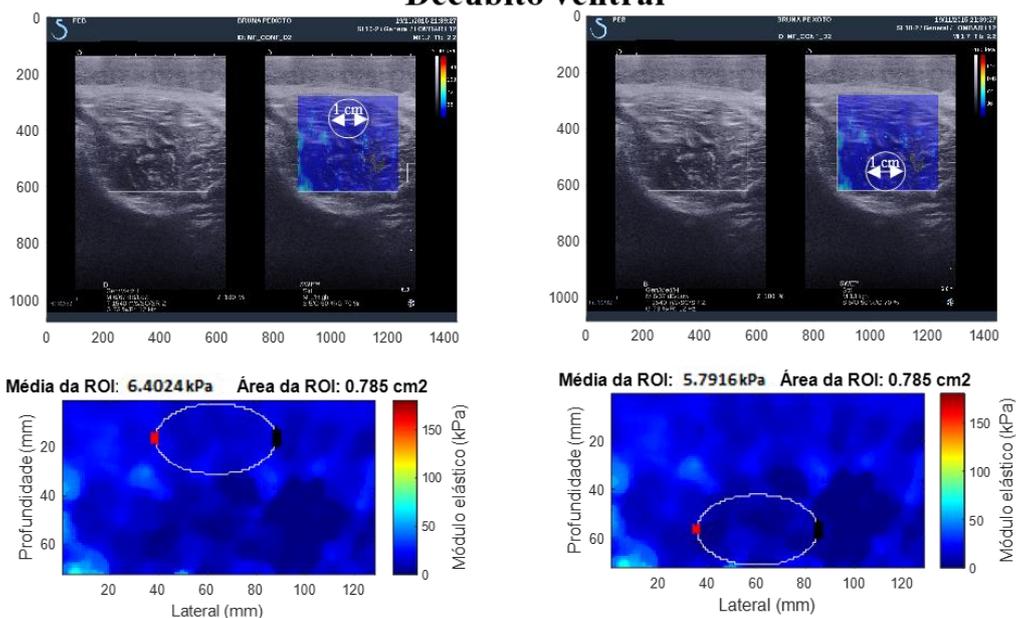


Figura 38: Protocolo de aquisição de imagens para cada voluntário. Todos os voluntários ( $n = 26$ ) participaram de dois dias de coletas. Para cada um, foram coletadas 16 imagens no primeiro dia e 16 imagens no segundo dia. A confiabilidade intradias foi determinada pelas 2 imagens realizadas no mesmo dia e a confiabilidade interdias foi determinada pelas 4 imagens adquiridas nos dois dias.

A ROI traçada foi estabelecida como polígono circular de 1 cm de diâmetro, respeitando o princípio da circunferência inscrita em um quadrado de  $1 \text{ cm}^2$ , baseado nas dimensões usadas por MASAKI *et al.* (2015). Nas imagens transversais, a ROI foi traçada próxima à fáscia tóraco-lombar para a camada superficial e, próxima à lâmina vertebral para a camada profunda (Figura 39) (DICKX *et al.*, 2010). Nas imagens longitudinais, foram definidas as ROI's de dimensões semelhantes, próximas à fáscia tóraco-lombar para camada superficial e entre as articulações zigoapofisárias L4-5 e L5-S1 para a camada profunda (Figura 40) (LIU *et al.*, 2013).

## Decúbito ventral



## Sentada

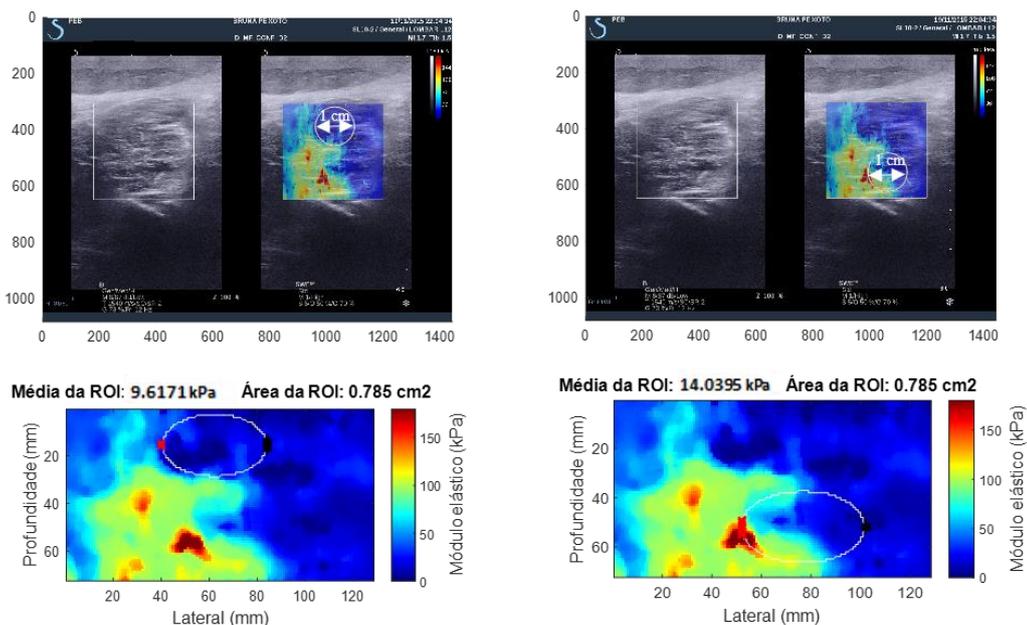
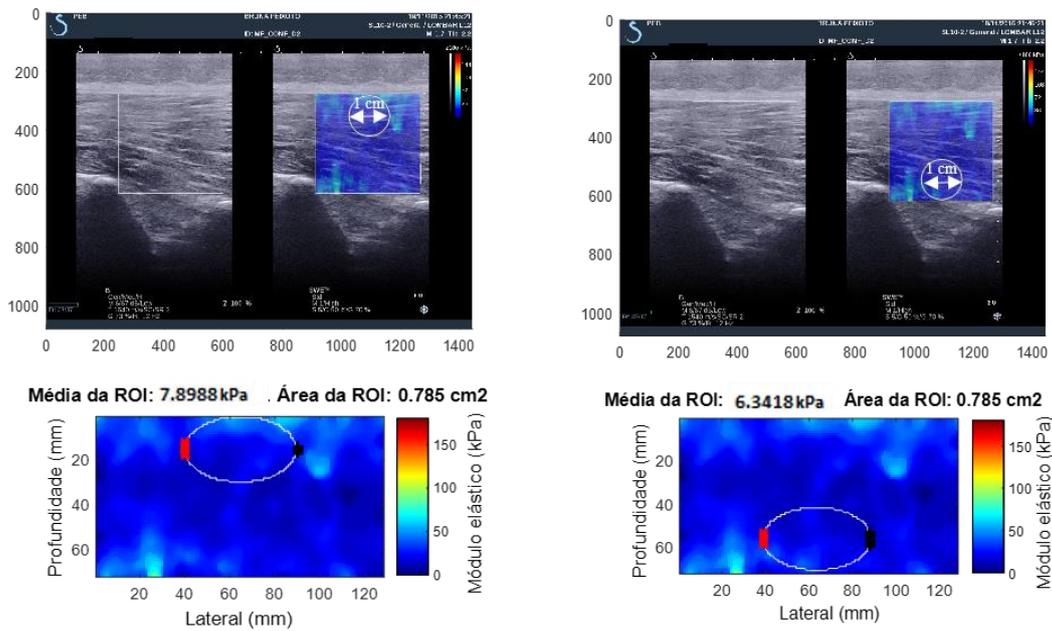


Figura 39: Resultados gerados pela rotina nas análises das imagens transversais. Acima, medições com o voluntário em decúbito ventral; abaixo as imagens adquiridas com o voluntário na postura sentada. Na mesma imagem, foi avaliada a camada superficial (esquerda) e profunda (direita). A ROI circular foi traçada com 1 cm de diâmetro e ao final do processo a rotina disponibilizava uma imagem com a ROI sobreposta a área de mapeamento, o elastograma e os valores de média de módulo de cisalhamento da ROI. Na imagem realizada em um mesmo voluntário é possível observar uma rigidez maior na camada de fibras profundas quando foi assumida a postura sentada (tons amarelados e avermelhados).

## Decúbito ventral



## Sentada

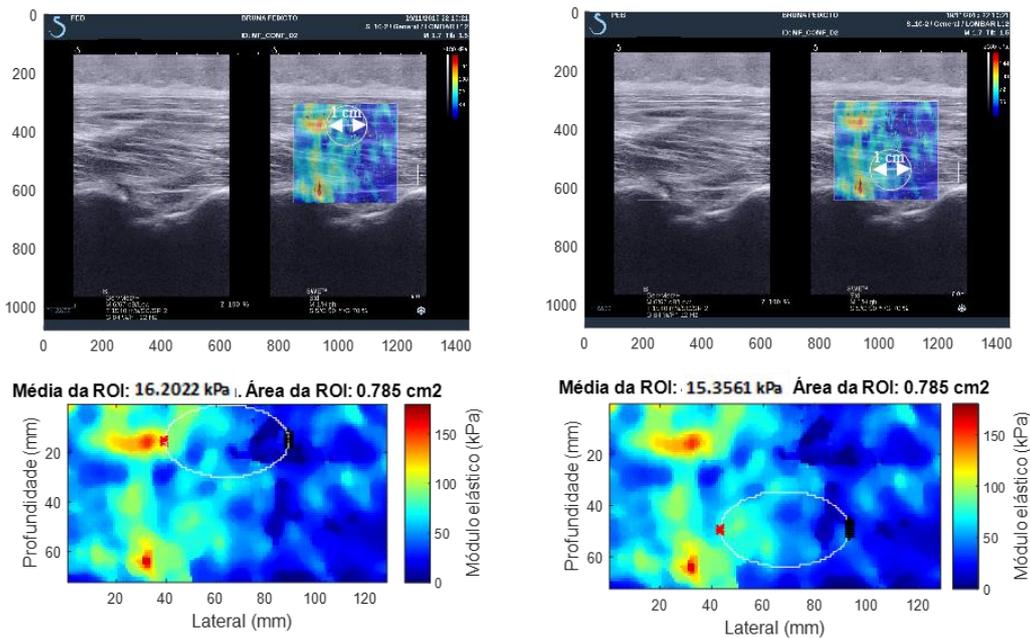


Figura 40: Resultados gerados pela rotina nas análises das imagens longitudinais. Acima, medições com o voluntário em decúbito ventral; abaixo as imagens adquiridas com o voluntário na postura sentada. Na mesma imagem, foi avaliada a camada superficial (esquerda) e profunda (direita). A ROI circular foi traçada com 1 cm de diâmetro e ao final do processo a rotina disponibilizava uma imagem com a ROI sobreposta à área de mapeamento, o elastograma e os valores de média de módulo de cisalhamento da ROI. À exemplo da figura anterior, em foram apresentadas imagens transversais do voluntário, o aumento da rigidez foi observada na postura sentada. Neste caso, os tons que representam maiores valores de rigidez aparecem nas duas camadas.

### 7.1.4 Análises estatísticas - assintomáticos

As variáveis analisadas foram o  $G$  estimados nas duas camadas dos músculos, bilateralmente, nas duas condições posturais, com duas orientações do transdutor. Os valores descritivos das medidas foram apresentados com suas respectivas médias  $\pm$  DP. Posteriormente, os dados foram submetidos a análise exploratória para verificar a distribuição normal teórica e dispersão dos dados para identificação de *outliers*. O teste de normalidade de Shapiro-Wilk identificou nas medições realizadas com o transdutor na longitudinal - postura sentada uma distribuição não-normal ( $p = 0,008$  a  $0,049$ ). Desta forma, foram assumidos testes não-paramétricos.

A confiabilidade das medidas de módulo de cisalhamento intradias e interdias (Figura 38) foi determinada pelo CCI tipo 2,1. Os valores de  $CCI_{2,1}$  foram classificados de acordo com KOO e LI (2016) e apresentados juntamente ao intervalo de confiança (min – máx). Para cálculo do CCI, foram considerados os parâmetros da ANOVA. A opção consistência ajustada no modelo de análise do *software*, foi considerada para assumir o erro sistemático na precisão das imagens. A variabilidade das medições foi definida pelo coeficiente de variação relativo ( $CV\%$ ). Uma vez que os dados foram heterocedásticos (Teste de Levene:  $F_{2,69} >$  de  $4,52$ ;  $p < 0,05$ ).

Para a estatística inferencial de comparação, os seguintes testes foram aplicados:

- Teste de Wilcoxon pareado: comparar posturas (Decúbito ventral x sentada);
- Teste de Scheirer-Ray-Hare: comparar lados e camadas. Este teste é uma extensão não-paramétrica equivalente a ANOVA *two-way*. Os gráficos de interação entre os fatores foram construídos para permitir a análise visual da influência de um fator sobre o outro. O *post-hoc* de Bonferroni foi aplicado para identificar quais as comparações apresentavam diferenças.

Os gráficos de *box plots* foram elaborados, permitindo a análise visual. O programa estatístico SPSS foi utilizado para todas as análises, com nível de significância de  $\alpha = 0,05$ , exceto o teste Scheirer-Ray-Hare, o qual foi analisado no Real Statistics, um *add-in* do EXCEL®.

## 7.2 Resultados - assintomáticos

Os valores descritivos de  $G$  estão sumarizados na Tabela 4, referentes às médias das quatro imagens (dois imagens por dia, em dois dias), considerando o posicionamento do transdutor (transversal e longitudinal), a profundidade (superficial e profunda) e a postura adotada (DV e sentada).

Tabela 4: Média e desvio padrão do Módulo de cisalhamento da amostra de voluntários assintomáticos.

			Decúbito Ventral (kPa)	Sentada (kPa)
transversal	Esquerdo	Superficial	$5,22 \pm 2,29$	$6,91 \pm 2,54$
		Profunda	$6,31 \pm 2,41$	$8,65 \pm 3,40$
	Direito	Superficial	$5,22 \pm 1,63$	$7,68 \pm 2,44$
		Profunda	$6,42 \pm 3,69$	$8,49 \pm 3,34$
Longitudinal	Esquerdo	Superficial	$7,96 \pm 1,59$	$16,04 \pm 6,65$
		Profunda	$5,98 \pm 1,80$	$12,58 \pm 4,22$
	Direito	Superficial	$7,80 \pm 1,76$	$17,56 \pm 7,12$
		Profunda	$6,08 \pm 1,97$	$13,25 \pm 4,61$

- *Confiabilidade intra e interdias*

A confiabilidade intradias variou de pobre a excelente ( $CCI_{2,1}$  de 0,478 a 0,955). Enquanto as medições realizadas em dias diferentes – confiabilidade interdias - variou de moderada a boa ( $CCI_{2,1}$  de 0,512 a 0,920). Os resultados podem ser visualizados na Tabela 5.

Tabela 5: Coeficientes da confiabilidade das medições de módulo de cisalhamento intradias e interdias. (CCI = intraclass correlation coefficient; 95% IC = 95% intervalo de confiança do CCI).

		CCI (95% IC)						
		Decúbito Ventral		Sentada				
		Intradias	Interdias	Intradias	Interdias			
Transversal	Esquerda	Superficial	Dia 1	0,772 (0,499-0,896)	0,845 (0,688-0,934)	0,779 (0,490-0,905)	0,654 (0,025-0,771)	
			Dia 2	0,846 (0,599-0,941)		0,611 (0,064-0,491)		
		Profunda	Dia 1	0,578 (0,060-0,811)	0,620 (0,039-0,850)	0,596 (0,274-0,800)	0,631 (0,057-0,799)	
			Dia 2	0,643 (0,283-0,847)		0,778 (0,506-0,901)		
		Direita	Superficial	Dia 1	0,633 (0,194-0,833)	0,648 (0,305-0,846)	0,573 (0,013-0,815)	0,512 (0,188-0,771)
				Dia 2	0,830 (0,570-0,933)		0,478 (0,035-0,799)	
		Profunda	Dia 1	0,842 (0,642-0,931)	0,762 (0,521-0,898)	0,720 (0,253-0,895)	0,736 (0,656-0,934)	
			Dia 2	0,781 (0,459-0,911)		0,772 (0,369-0,877)		
	Longitudinal	Esquerda	Superficial	Dia 1	0,755 (0,381-0,903)	0,860 (0,719-0,940)	0,855 (0,666-0,933)	0,833 (0,669-0,926)
				Dia 2	0,924 (0,828-0,967)		0,976 (0,939-0,990)	
			Profunda	Dia 1	0,795 (0,526-0,911)	0,788 (0,408-0,880)	0,844 (0,651-0,930)	0,884 (0,772-0,949)
				Dia 2	0,819 (0,543-0,928)		0,914 (0,782-0,966)	
Direita			Superficial	Dia 1	0,879 (0,730-0,946)	0,774 (0,446-0,886)	0,955 (0,910-0,980)	0,920 (0,841-0,965)
				Dia 2	0,684 (0,581-0,878)		0,915 (0,785-0,966)	
		Profunda	Dia 1	0,740 (0,420-0,883)	0,859 (0,716-0,940)	0,864 (0,685-0,941)	0,834 (0,554-0,889)	
			Dia 2	0,903 (0,748-0,963)		0,911 (0,776-0,965)		

As medições realizadas nas imagens transversais apresentaram menores valores de CCI, quando comparados aos índices das imagens com orientação longitudinal. As imagens realizadas com o transdutor na orientação longitudinal, com o participante na postura sentada tiveram os maiores valores de CCI, com boa a excelente confiabilidade das medições realizadas em diferentes dias.

Na análise da variabilidade dos valores de  $G$ , as imagens transversais apresentaram até 57,55% de variação contra o máximo 41,45% de CV% das medições realizadas nas imagens longitudinais (Tabela 6).

Tabela 6: Coeficiente de variação dos valores de módulo de cisalhamento nas condições específicas.

Multífido		%Coeficiente de variação (kPa)			
		Decúbito ventral		Sentada	
		Superficial	Profundo	Superficial	Profundo
Transversal	Esquerdo	43,91	38,22	36,74	39,35
	Direito	31,38	57,55	31,52	40,11
Longitudinal	Esquerdo	19,97	30,10	41,45	33,54
	Direito	22,56	32,40	40,54	34,79

- *Comparação: Decúbito ventral x Sentada*

Os valores da média de  $G$  foram significativamente diferentes de acordo com a postura assumida. O teste de Wilcoxon encontrou médias relacionadas a rigidez significativamente maior para as posturas sentadas, tanto na camada superficial, quanto na camada profunda. As Figuras 41 a 43 apresentam os diagramas de caixa referentes às comparações.

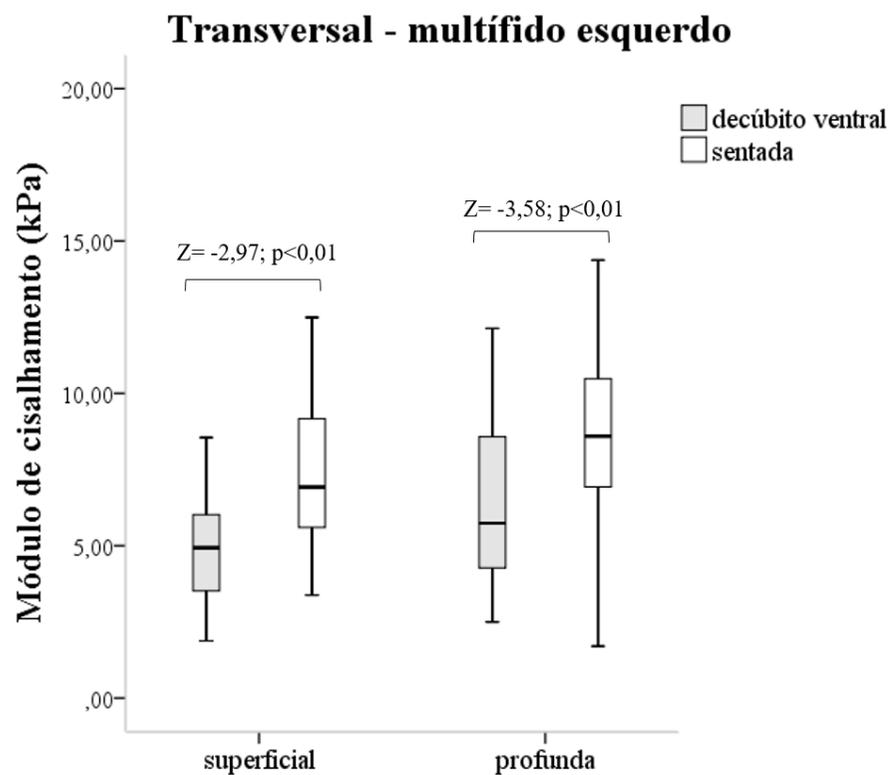


Figura 41: Disposição gráfica dos diagramas de caixa com as médias e desvio padrões dos valores de módulo de cisalhamento, para as medidas obtidas com o transdutor na transversal, no multífido esquerdo. O teste de Wilcoxon mostrou diferenças significativas entre as medições na postura de decúbito ventral x sentada.

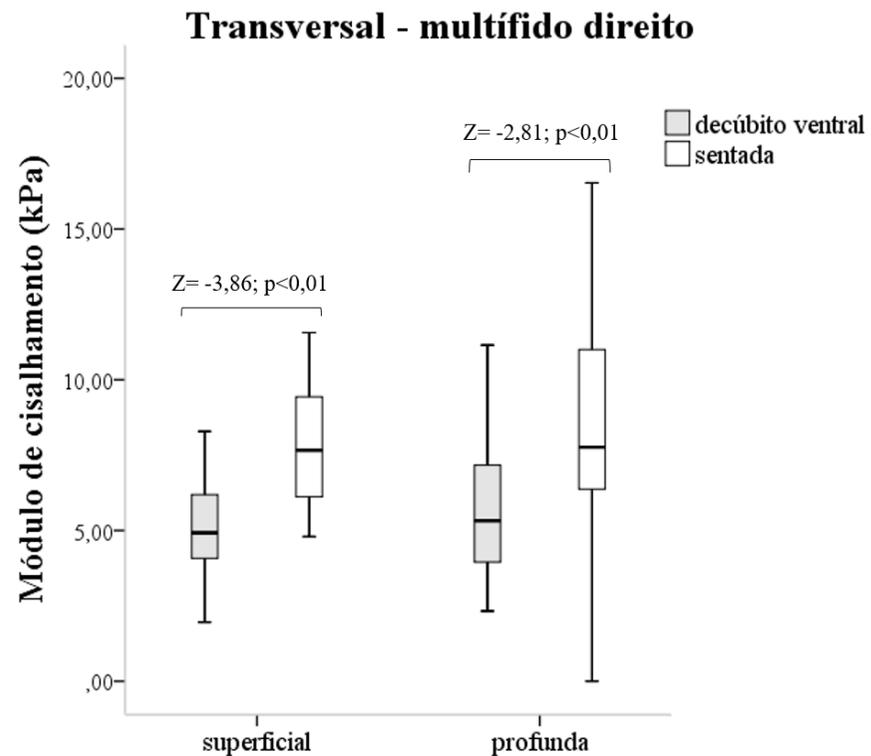


Figura 42: Disposição gráfica dos diagramas de caixa com as médias e desvio padrões dos valores de módulo de cisalhamento, para as medidas obtidas com o transdutor na transversal, no multífido direito. O teste de Wilcoxon mostrou diferenças significativas entre as medições na postura de decúbito ventral x sentada.

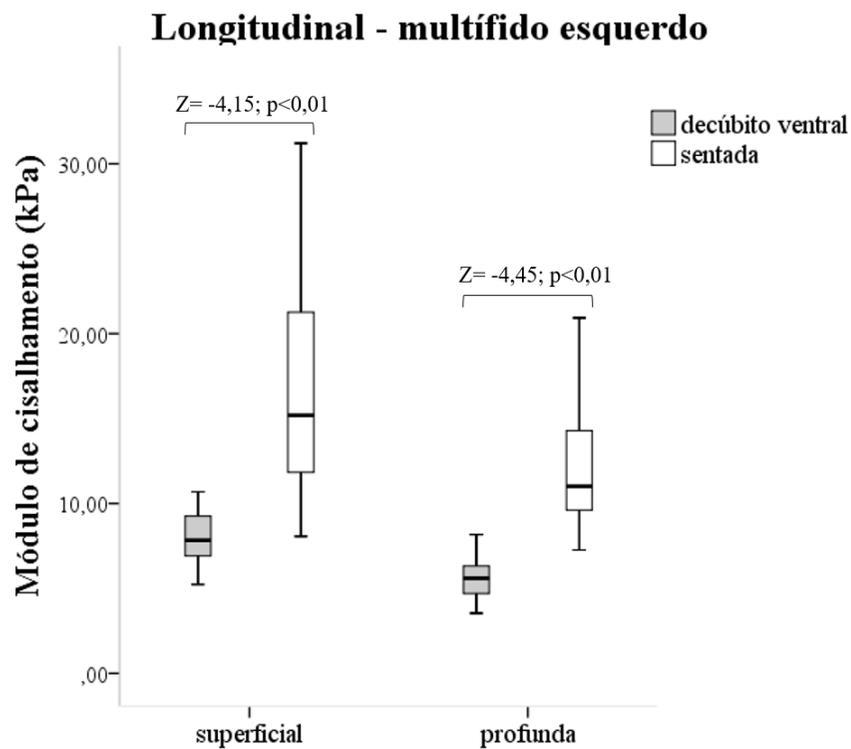


Figura 43: Disposição gráfica dos diagramas de caixa com as médias e desvio padrões dos valores de módulo de cisalhamento, para as medidas obtidas com o transdutor na longitudinal, no multífido esquerdo. O teste de Wilcoxon mostrou diferenças significativas entre as medições na postura de decúbito ventral x sentada.

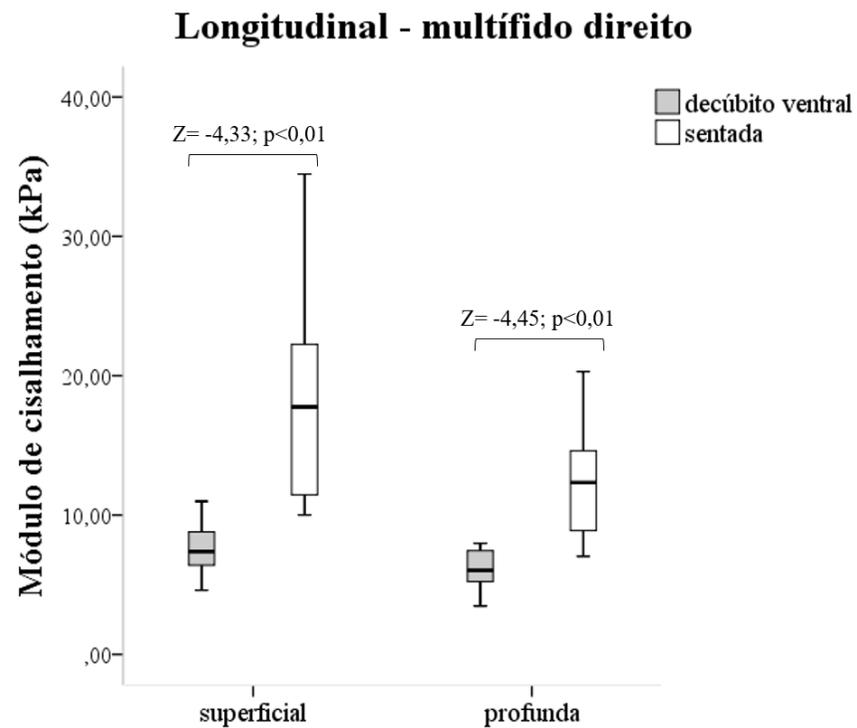


Figura 44: Disposição gráfica dos diagramas de caixa com as médias e desvio padrões dos valores de módulo de cisalhamento, para as medidas obtidas com o transdutor na longitudinal, no multífido direito. O teste de Wilcoxon mostrou diferenças significativas entre as medições na postura de decúbito ventral x sentada.

- *Comparação entre as camadas e lados*

O teste de Scheirer-Ray-Hare foi aplicado para a comparação dos lados e das camadas. Quando foi realizada a comparação entre as camadas superficial e profunda, nas imagens transversais, houve diferenças significativas nas medidas com o voluntário sentado. Contudo, não houve diferença entre as camadas quando as medidas em decúbito ventral foram avaliadas. Já para as imagens na longitudinal, tanto em decúbito ventral, quanto na postura sentada, houve diferenças significativas entre as camadas. No panorama geral, não houve diferença entre os lados nem com a orientação transversal, nem longitudinal.

Tabela 7: Dados da estatística inferencial aplicada para comparar lados e camadas dos voluntários assintomáticos, com o efeito de interação entre os fatores.

		Decúbito ventral		Sentada	
		F	p	F	p
Transversal	camadas	3,05	0,08	6,64	0,01
	lados	0,34	0,85	0,41	0,52
	Interação fatores	0,32	0,85	4,47	0,03
Longitudinal	camadas	23,05	0,00	12,03	0,00
	lados	0,00	0,99	0,62	0,43
	Interação fatores	0,63	0,42	0,26	0,61

De acordo com os valores encontrados na interação (Tabela 7), a mudança de comportamento do fator camadas não se justifica pela mudança de comportamento do outro fator lado. Os gráficos de interação mostram o comportamento de um fator, em relação ao outro (Figuras 45 e 46), exceto nas imagens transversais com o voluntário na postura sentada, em que do lado direito as medidas da camada profunda tendem a diminuir e a camada superficial aumentar.

## Imagens Transversais

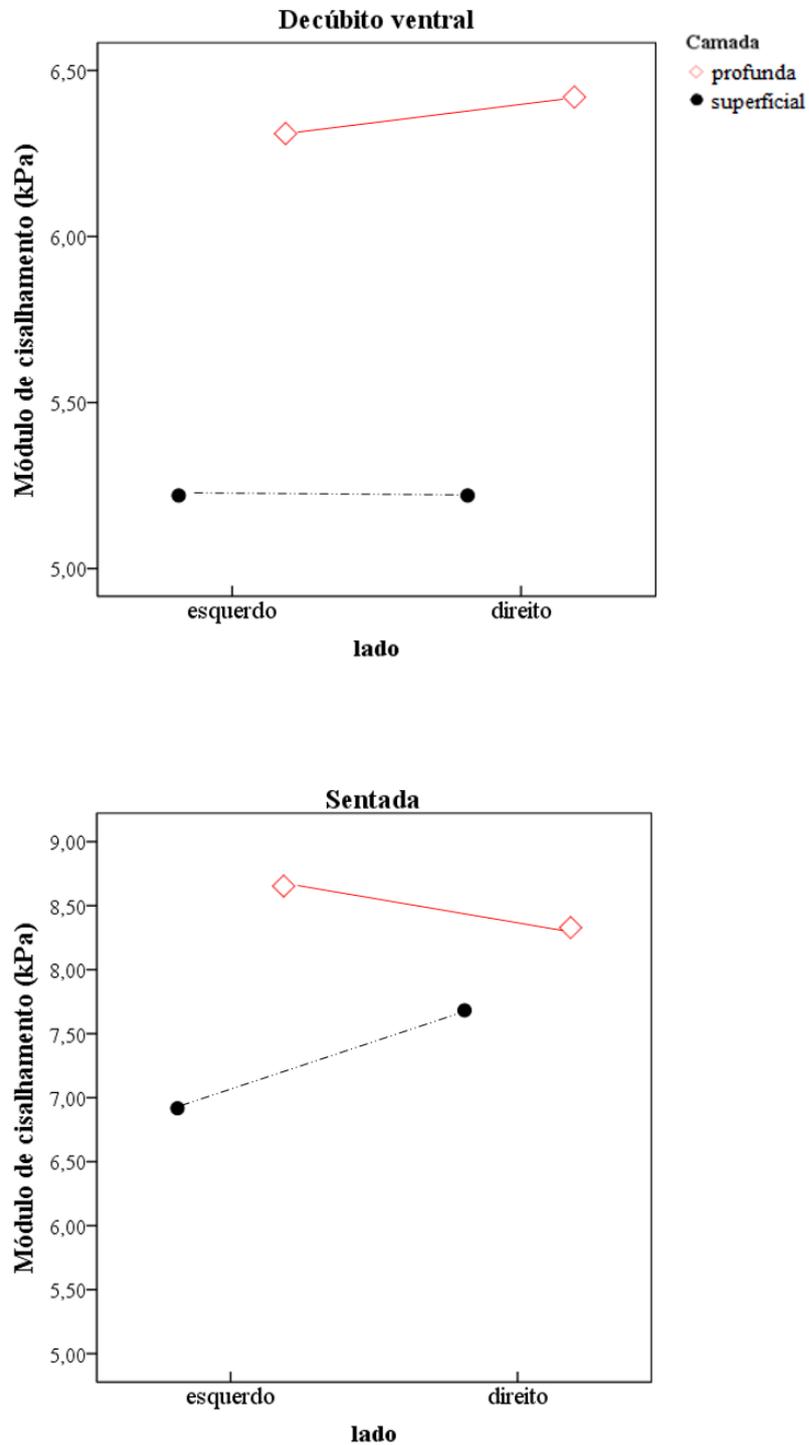


Figura 45: Os gráficos de interação mostram que não houve influencia recíproca entre os fatores camada e lado, nos valores de módulo de cisalhamento obtidos em imagens transversais na postura deitada. Porém, no lado direito avaliado com os voluntários sentados, a interação entre os fatores é apresentada. Acima, foram apresentadas a interação entre as medidas realizadas com os voluntários em decúbito ventral e abaixo, com o voluntário na postura sentada.

## Imagens Longitudinais

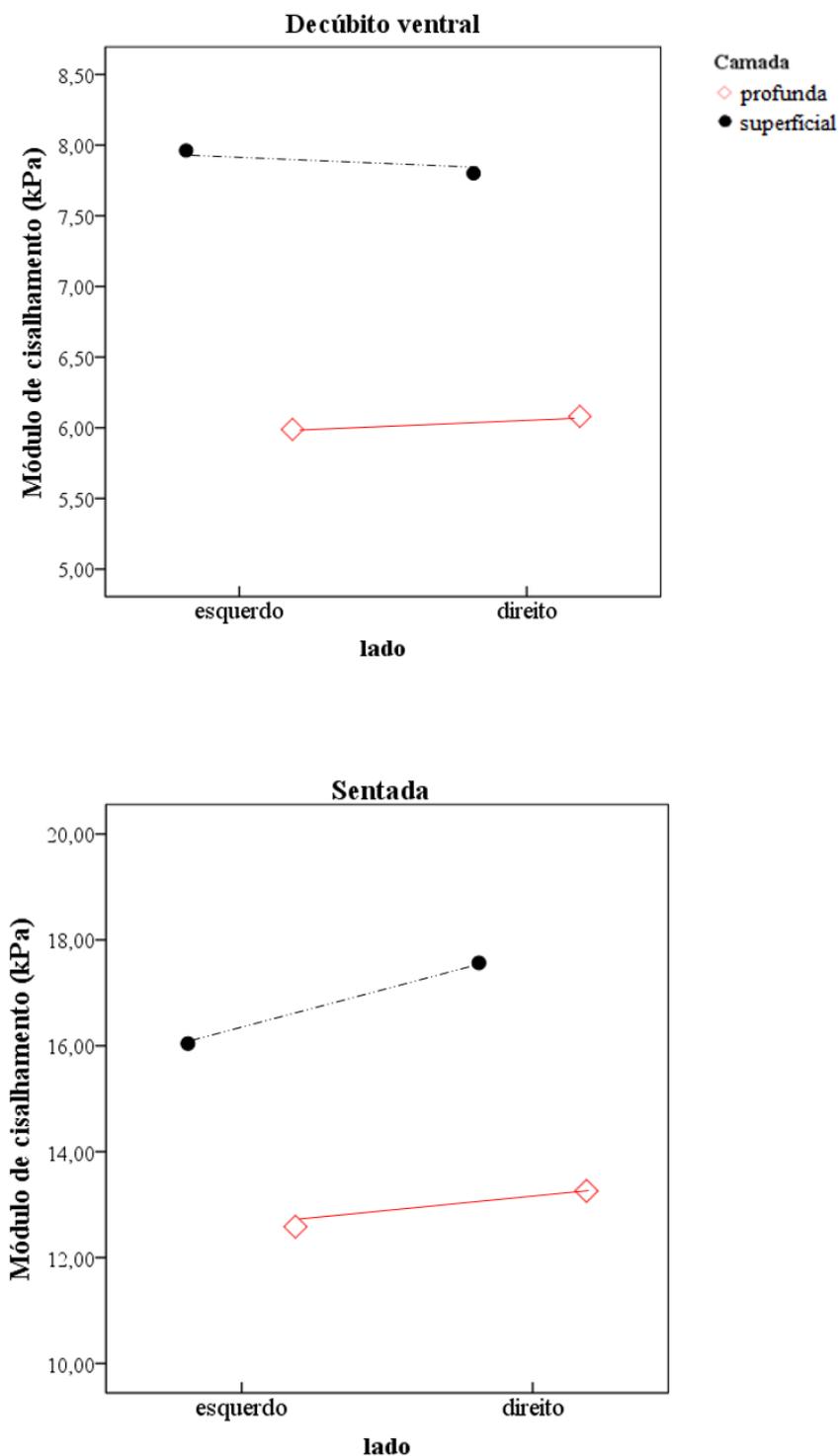


Figura 46: Os gráficos de interação mostram que não houve influencia recíproca entre os fatores camada e lado, nos valores de módulo de cisalhamento obtidos em imagens longitudinais. Acima, foram apresentadas a interação entre as medidas realizadas com os voluntários em decúbito ventral e abaixo, com o voluntário na postura sentada.

### **7.3 Estudo Piloto – teste para sintomáticos**

Inicialmente, para determinar os pontos importantes que pudessem causar desconfortos e comprometimento nas aquisições das imagens em pessoas sintomáticas, além de adequar a metodologia de aquisição, foi realizado um teste piloto com quatro voluntários (2 homens e 2 mulheres). Os participantes foram submetidos a um protocolo de aquisição idêntico ao grupo assintomático, em que foram capturadas imagens com o transdutor nas orientações longitudinal e transversal, além de serem avaliados na postura em decúbito ventral e sentada. Apenas dois voluntários foram submetidos a dois dias de aquisições, com intervalo de até 72 horas entre as visitas.

O tempo de coleta durou cerca de 50 minutos, superior ao tempo do grupo sem dor. Isso se deve ao desconforto em relação intolerância em permanecer na mesma postura por tempo prolongado, o que determinou que o teste tivesse interrupções. Um voluntário não conseguiu concluir todo teste. Com a perspectiva de diminuir o tempo de teste e conseqüentemente o desconforto, para o grupo sintomático, foram coletadas apenas imagens na longitudinal.

### **7.4 Amostra de voluntários sintomáticos**

A amostragem do grupo sintomático foi por conveniência. A fase de recrutamento dos voluntários durou cerca de um ano e se deu por meio de dois mecanismos.

1º- Convite direto aos voluntários: Cerca de 38,46% da amostra foi composta por participantes que declaradamente estavam em tratamento ortopédico e a principal queixa era lombalgia. O convite foi feito pelos componentes envolvidos no projeto de pesquisa.

2º- Convocação dos funcionários do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF) – UFRJ: Cerca de 61,54% foram funcionários do HUCFF, cuja proposta do estudo foi apresentada diretamente nos setores. Os responsáveis pelos setores emitiram, via email, um convite aos funcionários que se encontravam afastados, por até 15 dias, com queixas de dor lombar. A maioria compunha a equipe de manutenção.

Dos 22 voluntários que compareceram para a realização do estudo, 13 voluntários (6 homens e 7 mulheres) foram selecionados, seguindo os critérios de inclusão e exclusão:

- Inclusão: (1) Voluntários com idade entre 18 – 35 anos; (2) Todos os gêneros; (3) Com queixas de lombalgia no momento das aquisições das imagens;

- Exclusão: (1) Voluntários com ODI abaixo de 20; (2) que não fossem absenteístas; (3) dor superior a 3 meses; (4) em tratamento fisioterapêutico; (5) mulheres grávidas; (6) cirurgia recente na coluna lombar e/ou fraturas.

Os dados antropométricos da amostra de sintomáticos foram idade de  $27,23 \pm 5,64$  anos, altura de  $1,68 \pm 0,09$  m, massa corporal de  $73,00 \pm 11,45$  kg e índice de massa corporal de  $25,63 \pm 2,39$  kg/m<sup>2</sup>. Os escores de dor determinados pela Escala Visual Analógica foram superiores a 5. Todos os voluntários se encontravam afastados de suas funções laborais por queixa de lombalgia e assinaram o TCLE. Cabe ressaltar que o tempo de afastamento dos voluntários ainda não conferia benefícios previdenciários. Os voluntários tiveram suas imagens coletadas em única visita. O tempo de coleta foi de aproximadamente 15 minutos. Dos participantes da amostra, cinco relataram queixa de dor no lado esquerdo, quatro relataram no lado direito e quatro relataram dor bilateral.

Os procedimentos para aquisições de imagens foram os mesmos adotados nas imagens longitudinais adquiridas nos voluntários assintomáticos (Vide seção 7.1.2). Os participantes também foram avaliados em DV e em sedestação. Para este grupo foram coletadas um total de oito imagens: quatro imagens com o voluntário em decúbito ventral (duas do lado esquerdo e duas do lado direito) e quatro imagens com o voluntário sentado, totalizando um banco de 104 imagens (13 x 8).

As imagens .DICOM exportadas foram processadas na rotina implementada em MATLAB. Duas medidas foram realizadas em cada imagem, sendo as camadas superficial e profunda avaliadas separadamente, assumindo os mesmos parâmetros definidos para avaliação de imagens longitudinais na seção 7.1.2 (Figura 47). Ao todo, foram obtidas 208 medidas. A média das duas imagens repetidas no mesmo lado, para uma dada condição, foi assumida como valor final do kPa de cada camada.

#### **7.4.1 Análises estatísticas - sintomáticos**

Inicialmente, os valores descritivos foram apresentados juntamente aos valores de CV%. Por se tratar de uma pequena amostra, foram empregados testes não paramétricos, cujos quais foram aplicados:

- Teste de Wilcoxon pareado: comparar posturas.

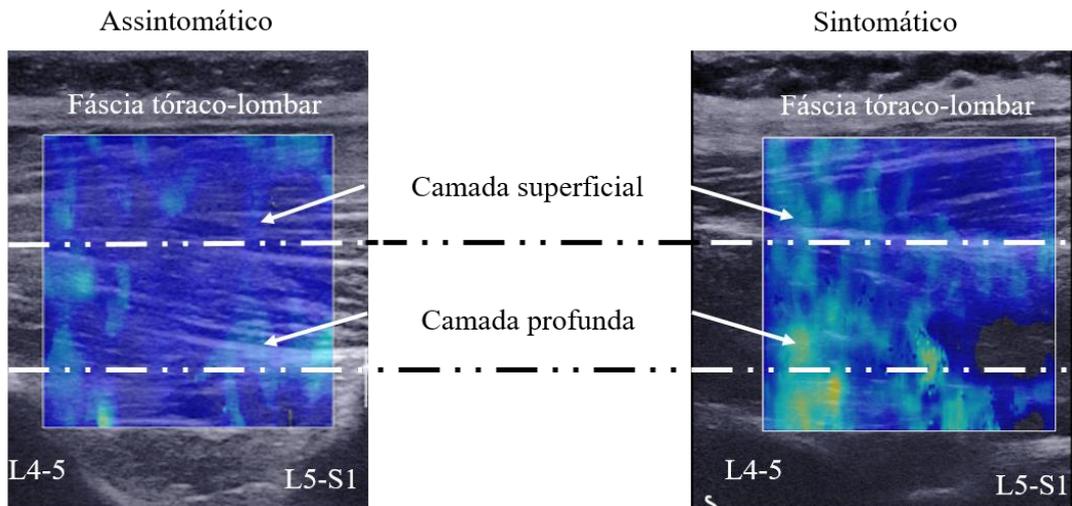


Figura 47: A figura à esquerda mostra a imagem elastográfica de um voluntário assintomático e à direita, um voluntário sintomático. Note que as diferenças de rigidez de acordo com as camadas.

- Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney: comparar a amostra de pessoas sintomáticas e assintomáticas. Os valores encontrados para os voluntários sintomáticos foram comparados com os valores encontrados para os voluntários assintomáticos, com o transdutor na longitudinal.

- Teste de Scheirer-Ray-Hare com *post-hoc* de Bonferroni: comparar lados e camadas. A interação entre os fatores também foi apresentada.

Para comparar lado doloroso e não doloroso, os dados foram reorganizados e duas estratégias foram adotadas:

- 1) Comparação dos dados na mesma postura, utilizando valores de  $G$  separados por camadas: Teste de Kruskal-Wallis;

- 2) Comparação dos dados na mesma postura, utilizando a média dos valores de  $G$  da camada superficial e profunda, assumindo como valor total do múltifido: Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney.

A razão entre a camada profunda e superficial (P/S) foi calculada para amostra sintomática e assintomática.

## 7.4.2 Resultados - Sintomáticos

A Tabela 8 mostra os valores descritivos (média e DP) das medidas realizadas nos voluntários sintomáticos, referente as duas imagens obtidas de cada lado, considerando a postura e a camada. O CV% esteve entre 20,05% e 50,36%.

Tabela 8: Média e desvio padrão do Módulo de cisalhamento da amostra de voluntários sintomáticos.

		Decúbito Ventral (kPa)		Sentada (kPa)	
		Média ± DP	CV%	Média ± DP	CV%
Esquerdo	Superficial	6,81 ± 1,86	27,31	16,22 ± 8,17	50,36
	Profunda	8,25 ± 2,61	21,63	15,23 ± 4,89	32,10
Direito	Superficial	7,43 ± 1,49	20,05	16,80 ± 7,25	43,15
	Profunda	8,55 ± 4,00	46,78	14,43 ± 5,39	37,35

- *Comparação: Decúbito ventral x Sentada*

O teste de Wilcoxon mostrou que as medidas obtidas na postura sentada apresentaram valores de módulo de cisalhamento significativamente maiores que as medidas com o voluntário na postura deitada, assim como apresentados nas Figuras 48 e 49, para o lado esquerdo e direito, respectivamente.

- *Comparação entre as camadas e lados*

A estatística inferencial aplicada para comparar os fatores camadas e lados mostrou que não houve diferenças significativas entre as medidas. Os valores de F e p para cada comparação são apresentados na Tabela 9. A interação entre os fatores também não foi significativa. Os gráficos na Figura 50 mostram que não há interação dos fatores camada e lado.

Tabela 9: Estatística inferencial de comparação lados e camadas dos voluntários sintomáticos.

	Decúbito ventral		Sentada	
	F	p	F	p
camadas	2,66	0,10	0,78	0,38
lados	0,31	0,57	0,00	0,95
Interação fatores	0,03	0,86	0,13	0,71

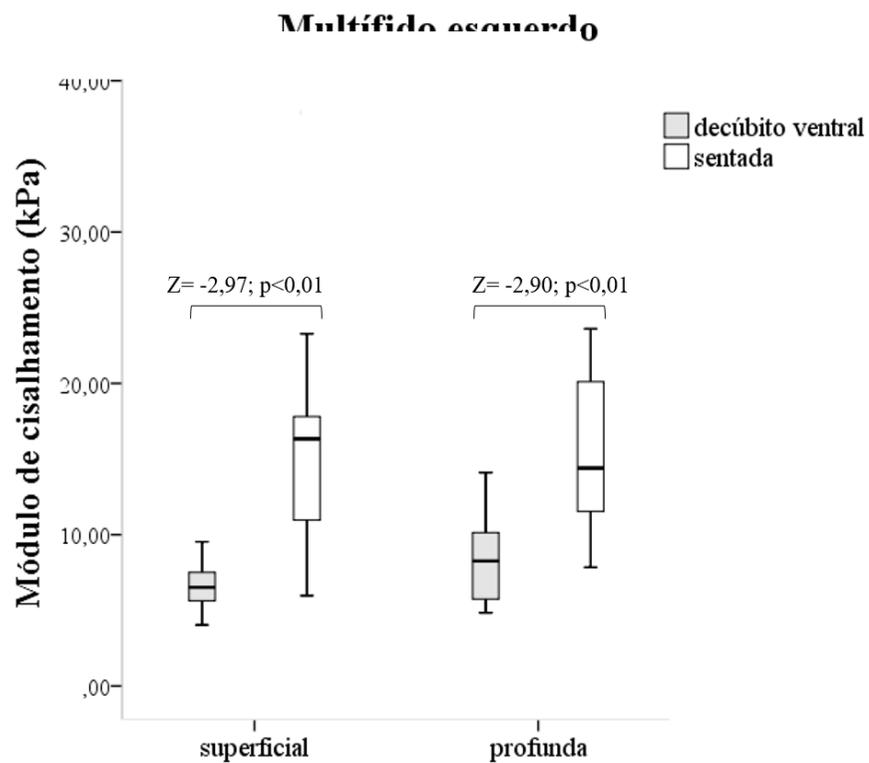


Figura 48: Disposição gráfica dos diagramas de caixa com as médias e desvio padrões dos valores de módulo de cisalhamento, para as medidas obtidas no multífido esquerdo dos voluntários sintomáticos. O teste de Wilcoxon mostrou diferenças significativas entre as medições na postura de decúbito ventral x sentada.

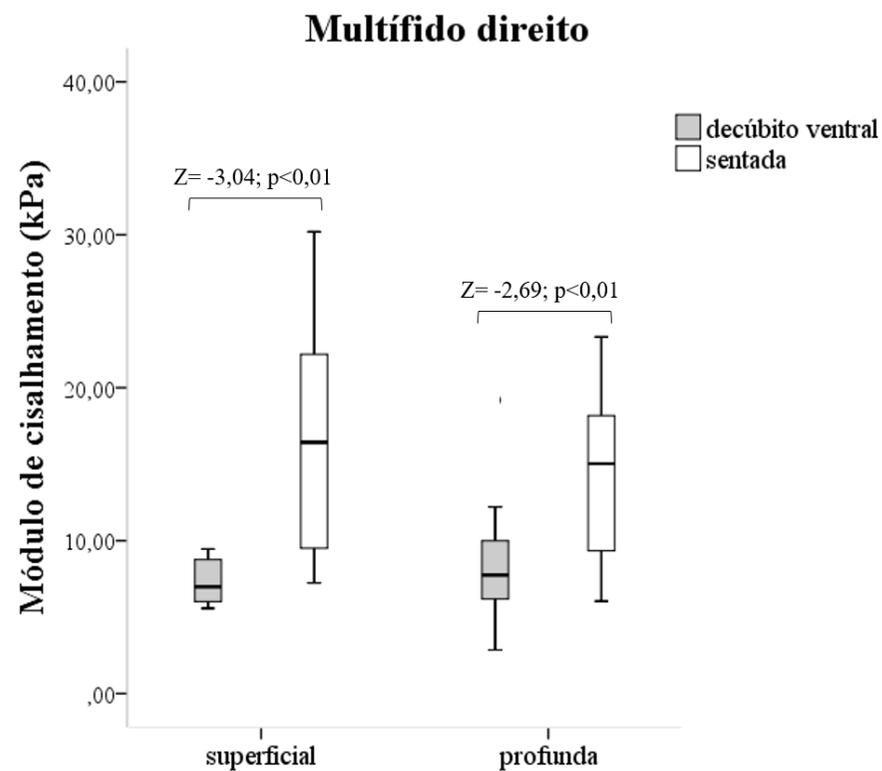


Figura 49: Disposição gráfica dos diagramas de caixa com as médias e desvio padrões dos valores de módulo de cisalhamento, para as medidas obtidas no multífido direito dos voluntários sintomáticos. O teste de Wilcoxon mostrou diferenças significativas entre as medições na postura de decúbito ventral x sentada.

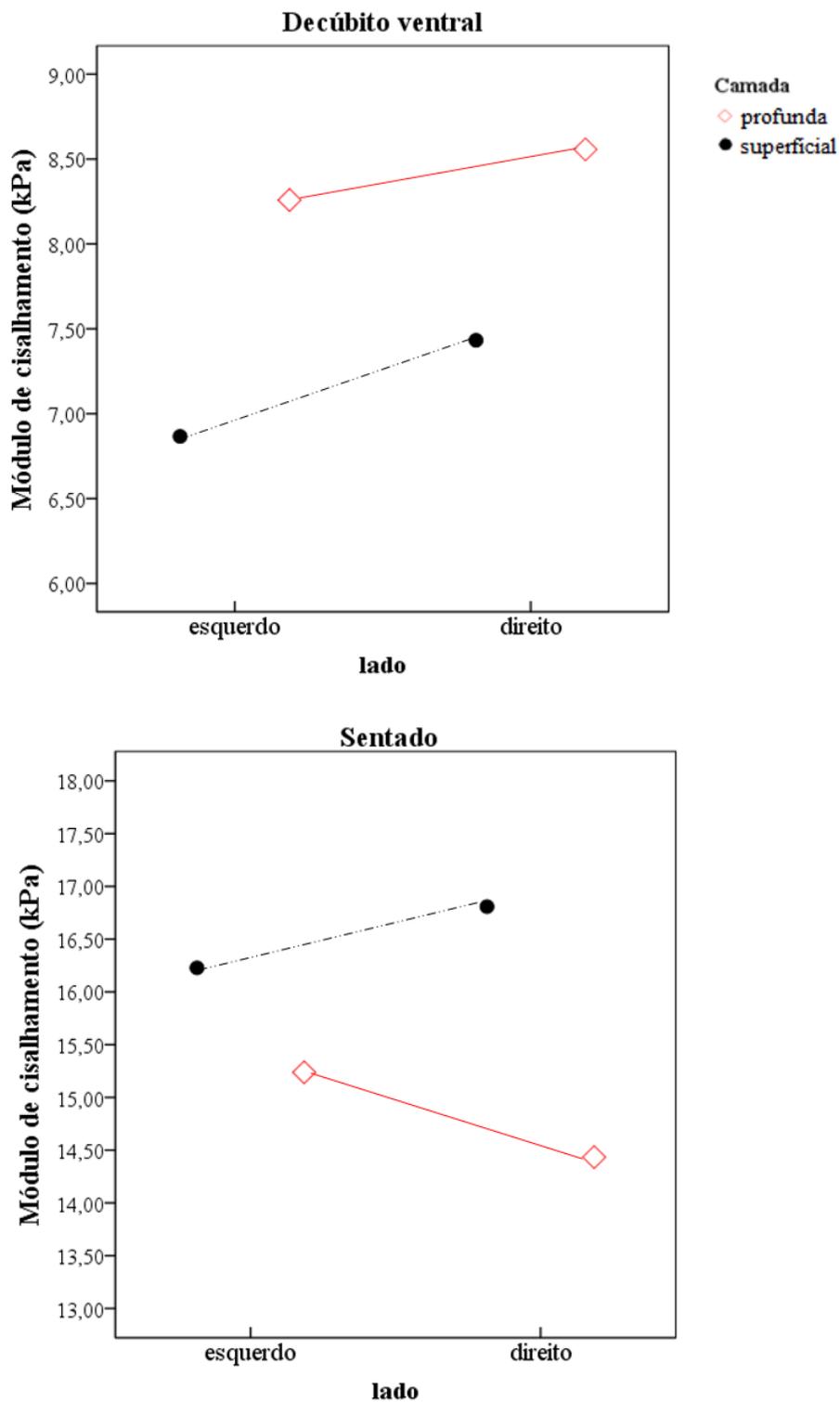


Figura 50: Os gráficos de interação mostram que não houve influencia recíproca entre os fatores camada e lado, nos valores de módulo de cisalhamento obtidos em voluntários sintomáticos. Acima, foram apresentadas a interação entre as medidas realizadas com os voluntários em decúbito ventral e abaixo, com o voluntário na postura sentada.

Na comparação do lado doloroso com o lado não doloroso, não houve diferença significativa quando comparadas as camadas separadamente (decúbito ventral:  $X^2 = 7,23$ ;  $p = 0,06$ ; sentada:  $X^2 = 2,41$ ;  $p = 0,49$ ), nem pela média do multífido (decúbito ventral:  $Z = -0,75$ ;  $p = 0,45$ ; sentada:  $Z = -0,04$ ;  $p = 0,96$ ).

- *Comparação entre pessoas sintomáticas e assintomáticas*

O teste de Wilcoxon-Mann-Whitney mostrou que os módulos de cisalhamento das camadas profundas do multífido de pessoas com dor lombar foi significativamente maior que pessoas sem dor, tanto do lado esquerdo, quanto do lado direito. Nas demais comparações, não houve diferença significativa. Os valores encontrados na estatística estão apresentados na Figura 51.

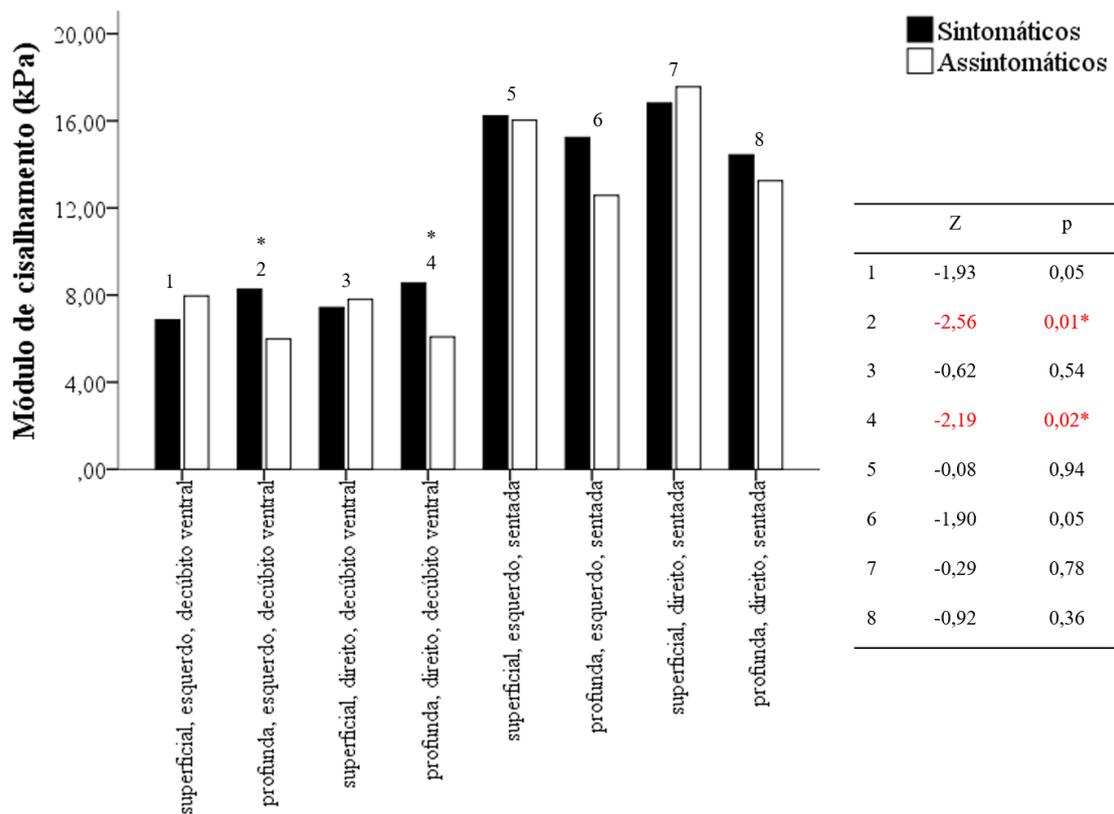


Figura 51: Gráfico de barras mostra visualmente a diferença entre as médias de módulo de cisalhamento obtidos nas imagens realizadas em voluntários sintomáticos e assintomáticos.

A média da razão da camada profunda : superficial (P/S) dos voluntários assintomáticos foi abaixo de 80% e acima de 90% para os voluntários sintomáticos (Tabela 10).

Tabela 10: Valores da razão do módulo de cisalhamento (kPa) adquiridos na camada profunda e superficial (P/S) do multífido, nas posturas de decúbito ventral e sentada e em cada lado da coluna.

	Sintomáticos		Assintomáticos	
	Esquerda	Direita	Esquerda	Direita
Decúbito ventral	1,20	1,99	0,76	0,79
Sentada	1,01	0,93	0,79	0,75

Assumindo o ponto de corte de 80% como a razão aceita para determinar que um indivíduo apresenta rigidez no multífido típica de uma pessoa com sintoma de lombalgia, a técnica teria potencial para identificar 84% de rigidez em pessoas sintomáticas e 57% nas pessoas assintomáticas. Estes percentuais foram determinados a partir da observação das razões individuais dos voluntários sintomáticos e assintomáticos, calculadas das medições em decúbito ventral. Ou seja, foram identificados os voluntários sintomáticos com razão acima de 90% e assintomáticos abaixo de 80%, determinando assim o percentual de casos encontrados por amostra.

## 7.5 Discussão

A presente tese teve como objetivo principal avaliar a capacidade da técnica SSI em identificar a rigidez do músculo multífido lombar, em nível de L5, considerando as características biomecânicas da camada superficial e profunda deste músculo. O alvo desta investigação seria o desenvolvimento de um protocolo de aquisição de imagens elastográficas para identificar a rigidez do multífido de pessoas com lombalgia. Antes da aplicação *in vivo*, alguns parâmetros foram testados para otimizar as análises sobretudo das camadas profundas, considerando que fatores de atenuação poderiam comprometer os resultados. A caracterização dos parâmetros de normalidade foi determinada por meio de um estudo de confiabilidade em pessoas sem sintomas de dor lombar, atendendo aos critérios assumidos, tal como ausência de queixas nos últimos três meses, entre outros.

A musculatura lombar foi colocada em condição de tensionamento e comparou-se com a musculatura em condição de repouso, para testar efetivamente da técnica em

identificar que o multífido está relaxado ou não. Foram comparados os lados esquerdo e direito. Por fim, foram comparadas a rigidez do músculo de pessoas com e sem dor, estimando a razão das medidas profunda : superficial.

Os valores de módulo de cisalhamento encontrados no presente estudo corroboram os achados de MOREAU *et al.* (2016), CREZE *et al.* (2017), MAZAKI *et al.* (2017) e MURILLO (2019), que encontraram valores entre 4,8 e 8,5 kPa, ainda que os estudos tenham variado no nível lombar investigado. No trabalho de MOREAU *et al.* (2016), em que dois níveis da coluna lombar foram avaliados - L2-3 e L4-5, os autores calcularam confiabilidade entre os níveis. Embora eles não tenham aplicado a estatística inferencial de comparação, os valores em nível mais alto da coluna lombar se mostraram maiores (8,5 kPa para L2-3; 6,8 kPa para L4-5). Esta hipótese também é reforçada quando o estudo de DIETERICH *et al.* (2017) encontrou o valor de 14,9 kPa para o multífido cervical. Desta forma, valores de módulo de cisalhamento podem variar entre os estudos em virtude do nível da coluna avaliado.

As imagens obtidas com o transdutor na orientação longitudinal mostraram confiabilidade do  $G$  variando de boa a excelente nas medidas obtidas em diferentes dias. As imagens transversais variaram de pobre a boa confiabilidade. Além disso, o coeficiente de variação mostrou que as medidas realizadas na longitudinal tiveram menor variabilidade. Na elastografia, quando o músculo é avaliado de forma em que o sentido da propagação da onda de cisalhamento corresponde a direção das fibras, a velocidade é maior do que se a onda fosse propagada perpendicularmente, gerando maiores valores de  $G$  em imagens com transdutor na longitudinal (GENNISSON *et al.*, 2010; ALAM e GARRA, 2019).

MIYAMOTO *et al.* (2015) examinaram a influência do ângulo do transdutor em relação a direção do fascículos do músculo bíceps braquial e gastrocnêmios sob a medida de  $G$ . Os autores mostraram que em músculos penados, o mais recomendado é o posicionamento do transdutor acompanhando a orientação dos fascículos. Contudo, os autores mostraram que esta diferença entre as orientações do transdutor é insignificante. O multífido lombar apresenta distribuição dos fascículos orientados obliquamente, em várias direções, formando um ângulo entre de 9 a 22° com o processo espinhoso (MACINTOSH, 1986; CREZE *et al.* (2017). Durante as aquisições de imagens do presente estudo, a orientação das fibras foi minuciosamente explorada com o transdutor na longitudinal, se orientando pelo processo espinhoso.

O corte transversal da fibra estaria mais sujeito a intervenção dos tecidos envoltórios musculares (LEE *et al.*, 2016). Isso levaria a uma maior dispersão dos dados e por isso o  $G$  obtido de imagens transversais teria uma confiabilidade ligeiramente inferior às medições na longitudinal. O cálculo do CCI é afetado pelo erro residual, o qual torna-se maior, quanto maior for a dispersão dos dados. Os valores de  $G$  aqui encontrados em voluntários assintomáticos na postura deitada, apresentaram diferença matemática inexpressiva entre as medidas transversais e longitudinais (Vide a Tabela 4).

Os valores de CCI são discrepantes com os apresentados por MATSUDA *et al.* (2019) para as medidas de confiabilidade intradias do módulo de cisalhamento do multífido. Os autores encontraram CCI entre 0,85 e 0,95 para as diferentes camadas. A amostra de 11 voluntários foi relativamente pequena. Como relatado no Capítulo 4, os autores apontam o uso de duas diferentes configurações para o equipamento da SSI: uma em que é fornecida o máximo de otimização das camadas mais superficiais e a outra, que otimiza as camadas mais profundas. Eles não declararam como estas configurações foram aplicadas. Considerando os achados da primeira etapa do atual trabalho, o uso de diferentes configurações, tanto em meio homogêneo, quanto em meio não-homogêneo mostrou que diferenças podem ser encontradas para uma mesma estrutura, apenas manipulando um único parâmetro.

Embora os valores de CCI tenham sido similares para as aquisições na transversal, em ambas posturas, a confiabilidade do  $G$  obtido nas imagens longitudinais apresentou um ligeiro aumento para as medidas com o músculo multífido avaliado na postura sentada, corroborando com BLAIN *et al.* (2019), que encontraram melhor reprodutibilidade para o músculo multífido tensionado e com KOPPENHAVER *et al.* (2018), que mostraram melhor confiabilidade com os músculos extensores de tronco contraídos. A medida que a fibra muscular é alongada ou encurtada, o meio apresenta rigidez positiva (RASSIER *et al.*, 1999).

LEE *et al.* (2017) avaliaram as medidas de rigidez com o transdutor na longitudinal e na transversal, em uma peça de carne de porco e no músculo esternocleidomastóideo *in vivo*. Os autores testaram os voluntários com o músculo alongado e a carne de porco submetida a uma compressão com o transdutor, que de acordo com os autores simularia o tensionamento sofrido durante um alongamento. Seus achados mostraram que o aumento da deformação era mais perceptível para o sistema da SSI com o meio tensionado, quando o transdutor era posicionado paralelamente às fibras

musculares (vista longitudinal aos fascículos). Os autores também encontraram maior variabilidade das medidas na transversal.

Esta constatação implica em afirmar que a musculatura tensionada aumenta a reprodutibilidade das medidas por diferentes avaliadores. Contudo, em se tratando do multífido, o fator camadas ainda precisa ser considerado e a possibilidade de exames com o voluntário na postura decúbito ventral não deve ser descartada.

Até o momento, a discussão foi pautada na questão de orientação do transdutor e avaliação do músculo tensionado. Os achados científicos corroborados pelos resultados do presente estudo não deixam dúvidas que as imagens longitudinais apresentam melhor reprodutibilidade. Contudo, outros resultados aqui apresentados apontam que estimativas da rigidez do multífido na postura deitada, seria um meio possível de encontrar diferenças que de fato estejam causando uma lombalgia por causas tensionais. Nas comparações das camadas entre as posturas, houve a diferença significativamente maior do módulo de cisalhamento assumindo a postura sentada, o que já era pressuposto, uma vez que o aumento do  $G$  já está bem esclarecido quando a fibra é exposta a um alongamento.

BLAIN *et al.* (2019) também mostraram diferença significativa entre o músculo em repouso e em tensionamento. O multífido apresentou maior rigidez quando o tensionamento da fáscia foi promovido por meio do alongamento do glúteo máximo. Estes autores associaram a flexão do tronco e de glenoumeral para aumentar a tensão sobre a fáscia tóraco-lombar. Os valores de  $G$  encontrados para o multífido, por estes autores, foram ligeiramente menores que o encontrado no presente estudo. Eles também avaliaram os eretores espinhais e observaram que a medida que a fáscia tóraco-lombar era tensionada, a rigidez dos eretores tornava-se maior que a do multífido. Para o atual estudo, os voluntários foram testados com os membros superiores em repouso, apenas com flexão de quadril e coluna lombar.

Estes diferentes achados reforçam que quanto maior for a flexão de tronco, maior será o módulo de cisalhamento, logo, a rigidez do multífido. MASAKI *et al.* (2019) também avaliaram em nível de L3 e L4, com seus voluntários sendo posicionados em flexão máxima de tronco, os autores encontraram quase o dobro do valor de  $G$  encontrado na presente tese para as posturas sentadas. De acordo com a demanda postural, os multífidios que atravessam diferentes níveis da lombar se comportarão de formas diferentes e isso pode ser evidenciado pela diferença de propagação da onda de cisalhamento (CREZE *et al.*, 2019).

A postura sentada aumenta a tensão sobre a fáscia tóraco-lombar e estruturas passivas. Essa tensão então é transferida para multífido e é possível observar na postura sentada um aumento do recrutamento de ambas as camadas deste músculo, sobretudo quando a lordose é moderada (VLEEMING *et al.*, 1995; CLAUS *et al.*, 2018). Em estudo prévio, já foi observada a relação direta do aumento da rigidez dos músculos reto femoral e vasto lateral, e da fáscia lata e com o aumento da atividade eletromiográfica dos músculos, incluindo avaliações com o transdutor no plano longitudinal e transversal aos fâsculos. Em princípio, o compartilhamento entre fáscia e músculo permite a dissipação das forças em direções longitudinais e transversais, promovendo alterações anisotrópicas (OTSUKA *et al.*, 2019). Os gráficos das Figuras 41 a 44 mostram as diferenças significativas tanto para as imagens transversais quanto para as longitudinais, em que nesta última as diferenças tornam-se mais evidentes.

Para a comparação entre a camada superficial e profunda, em decúbito ventral, com as imagens na transversal, não foi encontrada nenhuma diferença significativa em ambos os lados. Este achado é sugestivo que as imagens longitudinais são mais perceptíveis a pequenas alterações do módulo de cisalhamento, que as imagens no corte transversal da fibra.

As descrições biomecânicas e fisiológicas do multífido apontam diferentes funções para as fibras superficiais e profundas (MACINTOSHI e BOGDUK, 1986). Por isso, os estudos mais recentes têm mostrado interesse na avaliação das camadas separadamente (MURILLO *et al.*, 2019; ; MATSUDA *et al.*, 2019; SADEGHI *et al.*, 2019). No atual trabalho, houve diferença significativa entre as camadas, em que o módulo de cisalhamento foi maior na camada superficial, no grupo de assintomáticos, como os achados de SADEGHI *et al.* (2019), que embora tenha uma diferença metodológica, o sistema utilizado foi a base da tecnologia aplicada no atual estudo. Já MURILLO *et al.* (2019) encontraram na amostra de assintomáticos que as fibras profundas apresentavam maior rigidez.

Duas suposições podem justificar as diferenças entre os estudos. Primeiro, no decorrer do seu trajeto pela coluna vertebral, o multífido é progressivamente sobreposto pelos eretores espinhais e esta sobreposição deixa de existir em nível de L5, passando a ser coberto apenas pela fáscia (MACINTOSHI e BOGDUK, 1986). BLAIN *et al.* (2019) já havia mostrado que os eretores espinhais apresentam rigidez maior em nível de L3-4, o mesmo avaliado pelos autores de 2019. É provável que a rigidez seja compartilhada

entre as fibras superficiais do multífido e os eretores espinhais, onde ainda a sobreposição permanece. Como no presente estudo, a análise foi realizada entre L5-S1, o compartilhamento seria entre a fáscia e o multífido. Além disso, em nível de L5, é possível visualizar o conjunto de todos os feixes provenientes das vértebras superiores, podendo ser mais representativo de todo o segmento lombar. Segundo, a diferença entre a técnica de elastografia *shear wave* de ambos os estudos devem ser consideradas. A SSI é um sistema dispara os *pushs* em profundidades sem direcionamento do usuário. A técnica utilizada pelos outros autores requer direcionamento do disparo.

Os estudos mostram que o aumento de torque e da atividade eletromiográfica acompanham o aumento da rigidez muscular (NORDEZ e HUG, 2010; YOSHITAKE *et al.*, 2014). NORDEZ e HUG (2010) mostraram que o aumento de pelo menos 15% do torque do bíceps braquial era o suficiente para gerar uma rigidez maior neste músculo. A descrição biomecânica das fibras superficiais do multífido é bem sugestiva para que esta porção do músculo seja altamente adaptada para geração de torque (MACINTOSHI e BOGDUK, 1986). As fibras superficiais mostraram altos picos de amplitude do sinal eletromiográfico durante o movimento de flexão de tronco, indicando que esta camada do músculo tenha realmente o papel de controle da orientação da coluna, por meio da produção de torque extensor (MOSELEY *et al.*, 2002). Desta forma, a diferença de rigidez significativamente maior para as fibras superficiais encontrada na presente população de assintomáticos pode ser esclarecida considerando a função destas fibras.

No grupo de voluntários sintomáticos, não houve diferença significativa do *G* entre as camadas, como encontrada em pessoas sem dor. A diferença encontrada entre os assintomáticos e sintomáticos pode estar relacionada ao recrutamento das fibras, pois presença de um padrão de instabilidade, maior controle intersegmental pode ser requerido. ZHANG *et al.* (2018) encontraram aumento da frequência média do sinal eletromiográfico das fibras profundas de pessoas com lombalgia. Partindo desta premissa, a camada profunda seria mais recrutada e a rigidez seria compartilhada com a camada superficial, a fim de promover a estabilidade. Assim, a diferença significativa da rigidez não seria encontrada entre elas.

Outra questão, é que a densidade do tecido que se encontram infiltrados no ventre do multífido geram alteração da rigidez. Em lombálgicos, a análise por meio de imagens de ressonância magnética mostrou a presença de infiltrados intramusculares, iniciando da camada profunda em direção à superficial, sendo possivelmente um tecido de natureza

adiposa (CHAN *et al.*, 2012) ou fibrosa (KJAER *et al.*, 2007). CHAN *et al.* (2012) correlacionaram a presença de tecido adiposo à redução da rigidez do multífido de pessoas com queixa de dor, utilizando um sistema de elastografia quasi-estática, associada a uma fonte externa de deformação. Pessoas sintomáticas apresentaram maiores áreas de tecido adiposo intramuscular e menores módulo de Young do que indivíduos assintomáticos (assintomático: 36,43 a 37,37 kPa; sintomático: 5,79 a 6,16 kPa). Estes autores analisaram apenas pessoas em que infiltrados de tecido adiposo foram diagnosticados.

O módulo de Young do tecido adiposo (2 a 6 kPa;  $G \approx 0,67$  a 3 kPa) é inferior ao módulo de Young de tecido fibroso (20 a 60 kPa;  $G \approx 6,7$  a 20 kPa) (AKHMANOVA *et al.*, 2015). Uma amostra com indivíduos com maior concentração de tecido adiposo, poderia apresentar a camada do multífido com menor rigidez. E em caso de infiltrado de tecido fibroso, a camada profunda seria mais rígida. EISELE *et al.* (2018) empregaram ultrassom, ressonância magnética e histopatologia para avaliar as diferenças de paravertebrais de pessoas com e sem lombalgia, em todos os níveis lombares. Os autores encontraram em voluntários sintomáticos infiltrados musculares que podem ser colágeno ou tecido adiposo, variando nos indivíduos de forma aleatória.

Em verdade, todos os estudos abordando avaliação de propriedades elásticas do multífido em pessoas com lombalgia carecem da análise de infiltrados intramusculares, com exceção do trabalho de CHAN *et al.* (2012). Todavia, a identificação de infiltrados requer a avaliação por meio de métodos mais complexos, incluindo exames invasivos, o que na prática clínica não seria reproduzível. Ainda assim, imagens que pudessem identificar e quantificar os infiltrados intramusculares, pode ter criado um grupo de lombálgicos heterogêneo nesta tese e também no estudo de MURILLO *et al.* (2019), o que poderia estabelecer diferenças entre as médias de módulo de cisalhamento reportados em cada estudo.

Até então, os achados reforçam as evidências que as camadas apresentam diferentes funções. Contudo, os fatores fisiológicos envolvidos na variação de rigidez das fibras superficial e profunda do multífido não estão esclarecidos. A contração mantida pelas fibras profundas para manter a estabilidade e a fadiga das fibras superficiais pode estar envolvida.

O aumento da rigidez das camadas profundas do multífido em pessoas com lombalgia pode estar relacionada à tixotropia das fibras musculares, na contração mantida para estabilizar a coluna. A titina em conjunto com o envoltório de fibroblastos que

constituem o epimísio, perimísio e endomísio contribuem para o aumento da rigidez passiva muscular (WOOD *et al.*, 2014; COLOMBINI *et al.*, 2016), gerando aumento da viscosidade (LAKIE e ROBSON, 1988), com conseqüente aumento da rigidez. O quadro álgico tende a causar uma redução do movimento para evitar amplitudes provocativas de dor, assim, o sintomático tende a limitar-se, o que gradualmente causaria aumento da rigidez no interior da fibra e nas estruturas do citoesqueleto em função da manutenção da postura adequada. Como o multifido tem um importante papel na sustentação da postura sentada, a contração sustentada para manter a sedestação influencia tixotropia do músculo, tornando-o mais rígido (BRUMAGNE *et al.*, 1999).

Durante a sedestação há também manifestação de fadiga do multifido. As fibras tipo I estão em maior concentração em suas fibras profundas, logo as fibras superficiais tendem a fadigar mais rapidamente. O estudo produzido por SIRACUSA *et al.* (2019) mostra que a redução do módulo de cisalhamento pode afetar a capacidade de transmissão de força, em função da fadiga. Eles investigaram os valores de módulo de cisalhamento do músculo vasto lateral, em 11 voluntários submetidos a um protocolo de contrações voluntárias máximas de extensão de joelho, até atingir a fadiga. Houve uma redução de 34% do módulo de cisalhamento, seguido da redução de 38% da contração voluntária máxima, determinados com sinais eletromiográficos. No presente estudo, todos os voluntários sintomáticos apresentavam queixas de pelo menos uma semana. A postura sentada causa o aumento do recrutamento do multifido em pelo menos 41% da contração máxima (MÖRL e BRADL, 2013).

É coerente supor que o padrão de lombálgicos seja o aumento da rigidez das fibras na camada profunda em virtude da contração sustentada e a redução da rigidez das camadas superficiais, em virtude da fadiga precoce. Note na Figura 51, uma ligeira redução da medida da camada superficial dos lombálgicos, comparados com os assintomáticos. Entretanto, os dados mostram apenas diferenças no limiar rigidez de repouso, pois a diferença no  $G$  das camadas profundas entre sintomáticos e assintomáticos não ocorre quando há tensionamento do músculo na postura sentada. A contração submáxima mantida por longos períodos poderia levar ao desenvolvimento de uma força residual.

A força residual permite otimizar a função das fibras musculares. Este efeito seria possível por meio do aumento do platô do comprimento ótimo do sarcômero (LEE e HERZOG, 2008). Além disso, a sensibilidade do cálcio estaria aumentada pela força

residual (JOURNAA e HERZOG, 2014). Para a sustentação da força submáxima, o sistema neuromuscular compete com o declínio de ATP, aumentando as taxas de disparos de mais unidades motoras. Este evento também promoveria o aumento das concentrações de  $Ca^{++}$  e conseqüentemente o aumento da rigidez muscular (BEHM, 2004). O aumento da sensibilidade à liberação do  $Ca^{++}$  pelo retículo sarcoplasmático, estabeleceria um aumento da rigidez muscular para a manutenção da força residual, que contribuiria para facilitar ou potencializar as contrações por longos períodos (SHORTEN, 1987). O aumento da rigidez das camadas profundas do multífido podem estar relacionados com uma força residual em lombálgicos, sofrendo pouca variação quando este músculo é tensionado.

O presente estudo teve como limitação a amostra de voluntários sintomáticos relativamente pequena e por isso a diferença entre os lados doloroso e não-doloroso pode não ter sido encontrada. O critério de amostragem por conveniência estabeleceu um viés de recrutamento. ALIS *et al.* (2019) tiveram a possibilidade de avaliar uma amostra de 50 voluntários indivíduos com dor lombar, cujo critério de seleção foi altamente controlado, sendo possível a identificação da diferença do lado afetado e não afetado. Estes autores encontraram que o lado não-doloroso apresentou maior rigidez que o lado doloroso. Porém, eles não avaliaram as camadas separadamente e o resultado encontrado por eles pode ser proveniente da média entre as fibras.

O atraso do recrutamento das fibras da camada profunda do multífido registrado no lado doloroso de pessoas com lombalgia (MACDONALD *et al.*, 2009), pode não ter relação com a elasticidade do multífido. É importante que estudos correlacionando o registro eletromiográfico do multífido e estimativa da rigidez avaliem os sinais tanto no domínio do tempo, quanto no domínio da frequência. Outra limitação significativa do presente estudo é que os participantes com lombalgia apresentavam um quadro agudo. Seria importante avaliar os efeitos da lombalgia crônica sobre o multífido. Um terceiro ponto a ser ressaltado é a avaliação de um nível lombar. A fonte da dor dos lombálgicos avaliados pode não condizer com o nível de L5 predefinido no atual estudo. Contudo, todo conhecimento adquirido sobre o multífido provém quase que inteiramente de estudos que analisaram apenas um nível.

Para o número de casos de lombálgicos aqui avaliados, o limiar de 0,8 definido para a razão camada profunda : superficial do multífido foi capaz de identificar grande percentual de sintomáticos, porém moderado percentual de assintomáticos. Em termos estatísticos seria o mesmo que defender que o diagnóstico individual pela razão apresenta

alta sensibilidade, porém baixa especificidade. Por isso, cabe sugerir o aumento da amostra para identificar a melhor razão a ser aplicada. A razão poderá ter uma aplicabilidade clínica importante, pois permite estimativas individualizadas, podendo determinar a evolução de um mesmo indivíduo em fases de pré e pós-reabilitação.

# Capítulo 8

## Conclusão

Neste trabalho, a proposta foi desenvolver um protocolo capaz de fornecer a estimativa de rigidez do multifido lombar, utilizando a técnica *Supersonic Shear Imaging*, considerando as peculiaridades biomecânicas desta musculatura, em relação às suas camadas – superficial e profunda.

Os diferentes parâmetros testados mostraram que dependendo da configuração assumida no equipamento, diferenças podem existir entre as camadas superior e profunda independente do meio ser homogêneo ou não.

Nas avaliações em seres humanos, quando o transdutor foi orientado longitudinalmente às fibras musculares, os valores de confiabilidade apresentaram melhores resultados e a variabilidade das medidas foi ligeiramente menor que os valores encontrados para as imagens transversais. A técnica foi capaz de diferenciar o múltifido em condição de repouso e em condição de tensionamento muscular (postura sentada).

Quando o músculo foi analisado com imagens longitudinais às fibras, as fibras da camada superficial mostrou rigidez maior que as fibras da camada profunda, tanto na postura sentada, quanto na deitada. Em pessoas assintomáticas e lombálgicas, não houve diferença entre o múltifido direito e esquerdo, mesmo quando a lateralidade da dor foi comparada.

A diferença entre o grupo sintomático e assintomático foi encontrada na maior rigidez da camada profunda, encontrada quando os voluntários foram testados na postura de decúbito ventral. Contudo, a diferença entre as camadas não está presente quando estes músculos são colocados em condição de tensionamento na postura sentada. A razão do  $G$  da camada profunda e superficial é maior em pessoas com dor.

Diante dos achados, é recomendado que na avaliação da rigidez do múltifido lombar, utilizando a técnica de elastografia *Supersonic Shear Imaging*, sejam configurados parâmetros que otimizem a visualização e a focalização das força de radiação acústica nas camadas profundas do músculo, avaliando separadamente as fibras superficiais e profundas, com o voluntário na posição de decúbito ventral.

# Referências Bibliográficas

- AKHMANOVA, M et al., 2015, “Physical, spatial, and molecular aspects of extracellular matrix of in vivo niches and artificial scaffolds relevant to stem cells research.” **Stem cells international**, v. 2015,
- ALIS, D., et al., 2019, “Shear Wave Elastography of the Lumbar Multifidus Muscle in Patients With Unilateral Lumbar Disk Herniation”. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 38, n. 7, pp. 1695-1703.
- ALAM, S. K., GARRA, B. S. (Eds.). 2019, Tissue Elasticity Imaging: Volume 1: Theory and Methods. Elsevier.
- ALMEIDA, D; KRAYCHETE, D., 2017, “Low back pain-a diagnostic approach”. **Revista Dor**, v. 18, n. 2, pp. 173-177.
- ANDERSON, P. G., ROUZE, N. C., PALMERI, M. L., 2011, “Effect of graphite concentration on shear-wave speed in gelatin-based tissue-mimicking phantoms”, **Ultrasonic imaging**, v. 33, n. 2, pp. 134-142.
- ANDERSSON, E.A., ODDSSON, L.I., GRUNDSTRÖM, H., et al., 1996, “EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks”, **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 7, pp. 392-400.
- BALAGUÉ, F., et al., 2012, “Non-specific low back pain”, **The Lancet**, v. 379, n. 9814, p. 482-491, 2012.
- BAMBER, J., COSGROVE, D., DIETRICH, C.F., et al., 2013, “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. 34, n. 02, pp. 169-184.

- BEHM, D. G., 2004, “Force maintenance with submaximal fatiguing contractions”, **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 29, n. 3, pp. 274-290.
- BENECH, N., 2004, *Elastografía ultrasonora de medios viscoelásticos con ondas de cizalla baja frecuencia*. M. Sc. dissertation, Universidad de la República Uruguay, Uruguay.
- BENSAMOUNA, S., STEVENS, L., FLEURY, M. J., et al., 2006, “Macroscopic–microscopic characterization of the passive mechanical properties in rat soleus muscle”, **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 3, pp. 568-578.
- BERCOFF, J., TANTER, M., FINK, M., 2004, “Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping”, **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 51, n. 4, pp. 396-409.
- BERGMARK, A., 1989, “Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering”, **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 60, n. sup230, pp. 1-54.
- BILSTON, L. E., 2018, “Soft tissue rheology and its implications for elastography: challenges and opportunities”, **NMR in Biomedicine**, v. 31, n. 10, pp. e3832.
- BIZZINI, M., MANNION, A. F., 2003, “Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness”, **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 5, pp. 459-461.
- BLAIN, M, et al., 2019, “Influence of thoracolumbar fascia stretching on lumbar back muscle stiffness: A supersonic shear wave elastography approach”. **Clinical Anatomy**, v. 32, n. 1, pp. 73-80.
- BRANDENBURG, J. E., EBY, S. F., SONG, P., et al., 2015, “Feasibility and reliability of quantifying passive muscle stiffness in young children by using shear wave

ultrasound elastography”. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 34, n. 4, pp. 663-670.

BRINJIKJI, W., LUETMER, P. H., COMSTOCK, B., et al., 2015, “Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations”, **American Journal of Neuroradiology**, v. 36, n. 4, pp. 811-816.

BRUMAGNE, S., LYSSENS, R., SWINNEN, S., et al., 1999, “Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine”, **Spine**, v. 24, n. 13, pp. 1328.

CALLAGHAN, J. P., DUNK, N. M., 2002, “Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting”, **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 5, pp. 353-360.

CALLAGHAN, J. P., MCGILL, S. M., 2001, “Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting”, **Ergonomics**, v. 44, n. 3, pp. 280-294.

CASSINOTTO, C., BOURSIER, J., DE LÉDINGHEN, V., et al., 2016, “Liver stiffness in nonalcoholic fatty liver disease: A comparison of supersonic shear imaging, FibroScan, and ARFI with liver biopsy”, **Hepatology**, v. 63, n. 6, pp. 1817-1827.

CHAN, S.T., FUNG, P. K., NG, N. Y., et al., 2012, “Dynamic changes of elasticity, cross-sectional area, and fat infiltration of multifidus at different postures in men with chronic low back pain”, **The spine journal**, v. 12, n. 5, pp. 381-388.

CHOLEWICKI, J., POLZHOFFER, G. K., RADEBOLD, A., 2000, “Postural control of trunk during unstable sitting”, **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 12, pp. 1733-1737.

CHOU, R., 2010, “Low back pain (chronic)”, **BMJ clinical evidence**, v. 10.

- CLAUS, A. P., HIDES, J. A., MOSELEY, G. L., et al., 2018, “Different ways to balance the spine in sitting: muscle activity in specific postures differs between individuals with and without a history of back pain in sitting”, **Clinical Biomechanics**, v. 52, pp. 25-32.
- COLOMBINI, B., NOCELLA, M., BAGNI, M. A., 2016, “Non-crossbridge stiffness in active muscle fibres”, **Journal of Experimental Biology**, v. 219, n. 2, pp. 153-160.
- COSGROVE, D. O., BERG, W. A., DORÉ, C. J., et al., 2012, “Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible”. **European radiology**, v. 22, n. 5, pp. 1023-1032.
- CRAMPIN, S., 1984, “An introduction to wave propagation in anisotropic media”, **Geophysical Journal International**, v. 76, n. 1, pp. 17-28.
- CREZE, M., NYANGO, T. K., GAGEY, O., et al., 2017, “Feasibility assessment of shear wave elastography to lumbar back muscles: A radioanatomic study”, **Clinical Anatomy**, v. 30, n. 6, pp. 774-780.
- CREZE, MAUD et al., 2019. “Posture-related stiffness mapping of paraspinal muscles.” **Journal of anatomy**, v. 234, n. 6, pp. 787-799.
- DANKAERTS, W., O’SULLIVAN, P., BURNETT, A., et al., 2006, “Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification”, **Spine**, v. 31, n. 17, pp. 2017-2023.
- DICKX, N., CAGNIE, B., ACHTEN, E., et al., 2010, “Differentiation between deep and superficial fibers of the lumbar multifidus by magnetic resonance imaging”, **European Spine Journal**, v. 19, n. 1, pp. 122-128.

- DIETERICH, A. V., ANDRADE, R. J., LE SANT, G., et al., 2017, "Shear wave elastography reveals different degrees of passive and active stiffness of the neck extensor muscles", **European journal of applied physiology**, v. 117, n. 1, pp. 171-178.
- DJORDJEVIC, O., DJORDJEVIC, A., KONSTANTINOVIC, L., 2014, "Interrater and intrarater reliability of transverse abdominal and lumbar multifidus muscle thickness in subjects with and without low back pain", **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 44, n. 12, pp. 979-988.
- DRAKONAKI, E. E., ALLEN, G. M., WILSON, D. J., 2009, "Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description". **Clinical radiology**, v. 64, n. 12, pp. 1196-1202.
- DU, L. J., He, W., Cheng, L. G., et al., 2016, "Ultrasound shear wave elastography in assessment of muscle stiffness in patients with Parkinson's disease: a primary observation", **Clinical imaging**, v. 40, n. 6, pp. 1075-1080.
- EBY, S. F., SONG, P., CHEN, S., et al., 2013, "Validation of shear wave elastography in skeletal muscle", **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 14, pp. 2381-2387.
- EISELE, R., SCHMID, R., KINZL, L., et al., 1998, "Soft tissue texture analysis by B-mode-ultrasound in the evaluation of impairment in chronic low back pain", **European journal of ultrasound**, v. 8, n. 3, pp. 167-175.
- EWERTSEN, C., CARLSEN, J. F., CHRISTIANSEN, I. R., et al., 2016, "Evaluation of healthy muscle tissue by strain and shear wave elastography—Dependency on depth and ROI position in relation to underlying bone", **Ultrasonics**, v. 71, pp. 127-133.
- FAIRBANK, J. C., PYNSENT, P. B., 2000, "The Oswestry disability index", **Spine**, v. 25, n. 22, pp. 2940-2953.

- FARRER, A. I., ODÉEN, H., DE BEVER, J., 2015, “Characterization and evaluation of tissue-mimicking gelatin phantoms for use with MRgFUS”, **Journal of therapeutic ultrasound**, v. 3, n. 1, pp. 9.
- FISH, P., 1990, *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. 1 ed. John Wiley & Sons.
- FLOYD, W. F., SILVER, P. H. S., 1955, “The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man”, **The Journal of physiology**, v. 129, n. 1, pp. 184-203.
- GENNISSON, J. L., CATHELIN, S., CHAFFAÏ, S., et al., 2003, “Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles”, **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 114, n. 1, pp. 536-541.
- GENNISSON, J.-L.; CLOUTIER, G, 2006, “Sol-gel transition in agar-gelatin mixtures studied with transient elastography”. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 53, n. 4, pp. 716-723.
- GENNISSON, J. L., DEFFIEUX, T., MACÉ, E., et al., 2010, “Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging”, **Ultrasound in medicine & biology**, v. 36, n. 5, pp. 789-801.
- GENNISSON, J. L., DEFFIEUX, T., FINK, M., et al., 2013, “Ultrasound elastography: principles and techniques”, **Diagnostic and interventional imaging**, v. 94, n. 5, pp. 487-495.
- GILĚV, V. P., 1962, “A study of myofibril sarcomere structure during contraction”, **The Journal of cell biology**, v. 12, n. 1, pp. 135-147.

- GONZÁLEZ BELLIDO, E. A., 2017, *Real-time quantitative sonoelastography in an ultrasound research system*. M. Sc. Dissertation, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Peru.
- GREAVES, G. N., GREER, A. L., LAKES, R. S., et al., 2011, “Poisson's ratio and modern materials”, **Nature materials**, v. 10, n. 11, pp. 823.
- HASHIN, Z., 1960, “The elastic moduli of heterogeneous materials”, US Department of Commerce, Office of Technical Services, 1960.
- HIDES, J., GILMORE, C., STANTON, W., et al., 2008, “Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects”, **Manual therapy**, v. 13, n. 1, pp. 43-49.
- HILL, A. V., 1938, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle”, **Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences**, v. 126, n. 843, pp. 136-195.
- HIRAYAMA, K., AKAGI, R., TAKAHASHI, H., 2015, “Reliability of ultrasound elastography for the quantification of transversus abdominis elasticity”, *Acta Radiologica Short Reports*, v. 4, n. 9, pp. 1-4.
- HOFFMAN, J., GABEL, P., 2013, “Expanding Panjabi's stability model to express movement: a theoretical model”, **Medical hypotheses**, v. 80, n. 6, pp. 692-697.
- HOROWITS, R., PODOLSKY, R. J., 1987, “The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on sarcomere length: evidence for the role of titin filaments”, **The Journal of cell biology**, v. 105, n. 5, pp. 2217-2223.
- HUDSON, John M., et al., 2013, “Inter-and intra-operator reliability and repeatability of shear wave elastography in the liver: a study in healthy volunteers.” **Ultrasound in medicine & biology**, v. 39, n.6, pp. 950-955.

- ILAH, S, et al., 2020, “Quantified biomechanical properties of lower lumbar myofascia in younger adults with chronic idiopathic low back pain and matched healthy controls”. **Clinical Biomechanics**, v. 73, p. 78-85.
- INDAHL, A., KAIGLE, A. M., REIKERÄS, O., et al., 1997, “Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles”, **Spine**, v. 22, n. 24, pp. 2834-2840.
- JOUMAA, V., HERZOG, W., 2014, “Calcium sensitivity of residual force enhancement in rabbit skinned fibers”, **American Journal of Physiology-Cell Physiology**, v. 307, n. 4, pp. C395-C401.
- KARAYANNIS, N V., et al., 2013, “Fear of movement is related to trunk stiffness in low back pain.” **PloS one**, 2013, v. 8, n.6.
- KELLERMAYER, M. S. Z., SMITH, S. B., BUSTAMANTE, C., et al., 2001, “Mechanical fatigue in repetitively stretched single molecules of titin”, **Biophysical journal**, v. 80, n. 2, pp. 852-863.
- KJAER, P., BENDIX, T., SORENSEN J. S., et al., 2007, “Are MRI-defined fat infiltrations in the multifidus muscles associated with low back pain?”, **BMC medicine**, v. 5, n. 1, pp. 2.
- KOO, T. K., LI, M. Y., 2016, “A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research”, **Journal of chiropractic medicine**, v. 15, n. 2, pp. 155-163.
- KOPPENHAVER, S et al., 2018, “Reliability of ultrasound shear-wave elastography in assessing low back musculature elasticity in asymptomatic individuals”. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 39, pp. 49-57.

- KOPPENHAVER, S et al., 2019, “Normative parameters and anthropometric variability of lumbar muscle stiffness using ultrasound shear-wave elastography”. **Clinical Biomechanics**, v. 62, pp. 113-120.
- KRAMER, M., DEHNER, C., HARTWIG, E., et al., 2005, “Intramuscular pressure, tissue oxygenation and EMG fatigue measured during isometric fatigue-inducing contraction of the multifidus muscle”, **European Spine Journal**, v. 14, n. 6, pp. 578-585.
- KUBO, K., KANEHISA, H., FUKUNAGA, T., 2001, “Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures?”, **European journal of applied physiology**, v. 85, n. 3, pp. 226-232.
- LABEIT, D., WATANABE, K., WITT, C., et al. 2003, “Calcium-dependent molecular spring elements in the giant protein titin”, **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 100, n. 23, pp. 13716-13721.
- LACOURPAILLE, L, et al., 2012, “Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus”. **Physiological measurement**, v. 33, n. 3, pp. N19.
- LAKIE, M., ROBSON, L. G., 1988, “Thixotropic changes in human muscle stiffness and the effects of fatigue”, **Experimental Physiology**, v. 73, n. 4, pp. 487-500.
- LE B., DAVIDSON, B., SOLOMONOW, D., et al., 2009, “Neuromuscular control of lumbar instability following static work of various loads”, **Muscle & nerve**, v. 39, n. 1, pp. 71-82.
- LE SANT, G., ATEs, F., BRASSEUR, J. L., et al., 2015, “Elastography study of hamstring behaviors during passive stretching”, **PloS one**, v. 10, n. 9, pp. 1-13.

- LEE, E. J., HERZOG, W., 2008, "Residual force enhancement exceeds the isometric force at optimal sarcomere length for optimized stretch conditions", **Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 2, pp. 457-462.
- LEE, H Y, et al., 2017, "Shear wave elastography using ultrasound: effects of anisotropy and stretch stress on a tissue phantom and in vivo reactive lymph nodes in the neck". **Ultrasonography**, v. 36, n. 1, pp. 25.
- LI, Y., LANG, P., LINKE, W. A., 2016, "Titin stiffness modifies the force-generating region of muscle sarcomeres", **Scientific reports**, v. 6, pp. 24492.
- LIMA, K.M.M.E., COSTA JUNIOR, J.F.S., PEREIRA, W.C.A., et al., 2017, "Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review", **Ultrasonography**, v.37 n. 1, pp. 3-15.
- LIMA, K, et al., 2017, "Triceps surae elasticity modulus measured by shear wave elastography is not correlated to the plantar flexion torque". **Muscles, ligaments and tendons journal**, v. 7, n. 2, pp.347
- LIU, I. S., CHAI, H. M., YANG, J. L., et al., 2013. "Inter-session reliability of the measurement of the deep and superficial layer of lumbar multifidus in young asymptomatic people and patients with low back pain using ultrasonography", **Manual therapy**, v. 18, n. 6, pp. 481-486.
- LO, W, et al., 2019, "Lumbar muscles biomechanical characteristics in young people with chronic spinal pain". **BMC musculoskeletal disorders**, v. 20, n. 1, pp. 1-9.
- LOUW, A, et al., 2020, "Evaluation is treatment for low back pain". **Journal of Manual & Manipulative Therapy**, pp. 1-10.

- MACDONALD, D, et al., 2016, “Reliability of abdominal muscle stiffness measured using elastography during trunk rehabilitation exercises”. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 42, n. 4, pp. 1018-1025.
- MACDONALD, D., MOSELEY, G. L., HODGES, P. W., 2009, “Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain”, **PAIN**, v. 142, n. 3, pp. 183-188.
- MACINTOSH, J. E., VALENCIA, F., BOGDUK, N., et al., 1986, “The morphology of the human lumbar multifidus”, **Clinical biomechanics**, v. 1, n. 4, pp. 196-204.
- MASAKI, M., AOYAMA, T., MURAKAMI, T., et al., 2017, “Association of low back pain with muscle stiffness and muscle mass of the lumbar back muscles, and sagittal spinal alignment in young and middle-aged medical workers”, **Clinical Biomechanics**, v.49, pp. 128-133.
- MASAKI, M., et al. 2019 “Effects of the trunk position on muscle stiffness that reflects elongation of the lumbar erector spinae and multifidus muscles: an ultrasonic shear wave elastography study.” **European journal of applied physiology**, v. 119, n. 5, pp. 1085-1091.
- MASAKI, M., IKEZOE, T., FUKUMOTO, Y., et al., 2015, “Association of sagittal spinal alignment with thickness and echo intensity of lumbar back muscles in middle-aged and elderly women”, **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 61, n. 2, pp. 197-201.
- MATSUDA, R., et al., 2019, “Reproducibility of elastic modulus measurement of the multifidus using the shear wave elastography function of an ultrasound diagnostic device”. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 31, n. 8, pp. 617-620.

- MENSE, S., SIMONS, D. G., RUSSELL, I. J., 2001, *Muscle pain: understanding its nature, diagnosis, and treatment*. 1 ed. United States, Lippincott Williams & Wilkins.
- MIRSKY, I., PARMLEY, W. W., 1973, "Assessment of passive elastic stiffness for isolated heart muscle and the intact heart", **Circulation research**, v. 33, n. 2, pp. 233-243.
- MIYAMOTO, N., et al., 2015, "Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle". **PloS one**, v. 10, n. 4, p. e0124311.
- MOREAU, B., VERGARI, C., GAD, H., et al., 2016, "Non-invasive assessment of human multifidus muscle stiffness using ultrasound shear wave elastography: A feasibility study", **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Proc Inst Mech Eng H Journal of Engineering in Medicine**, v. 230, n. 8, pp. 809-814.
- MÖRL, F., BRADL, I., 2013, "Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work", **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 2, pp. 362-368.
- MOSELEY, G. L., HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C., 2002, "Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements", **Spine**, v. 27, n. 2, pp. E29-E36.
- MURAKI, T., DOMIRE, Z. J., MCCULLOUGH, M. B., et al., 2010, "Measurement of stiffness changes in immobilized muscle using magnetic resonance elastography", **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, pp. 499-503.
- MURILLO, Carlos, et al. Shear wave elastography investigation of multifidus stiffness in individuals with low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2019, 47: 19-24.

- MURPHY, J. G., 2014, "Evolution of anisotropy in soft tissue", **Proc. R. Soc. A.**, 470:20130548.
- NASCIMENTO, Paulo Roberto Carvalho do, COSTA, Leonardo Oliveira Pena. Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. *Cadernos de saude publica*, v. 31, pp. 1141-1156, 2015.
- NGUYEN, Man M., et al. Development of oil-in-gelatin phantoms for viscoelasticity measurement in ultrasound shear wave elastography. **Ultrasound in medicine & biology**, 2014, 40.1: 168-176.
- NIGHTINGALE, K., SOO, M. S., NIGHTINGALE, R., et al., 2002, "Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility", **Ultrasound in medicine & biology**, v. 28, n. 2, pp. 227-235.
- NIGHTINGALE, K., PALMERI, M., TRAHEY, G. 2006. "Analysis of contrast in images generated with transient acoustic radiation force." **Ultrasound in medicine & biology**, v. 32, n.1, pp. 61-72.
- NORDENFUR, T., MAKSUTI, E., WIDMAN, E., et al., "A Comparison of Shear Wave Elastography Pushing Sequences", **Medicinteknikdagarna**, 2013.
- NORDEZ, Antoine; HUG, François. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *Journal of applied physiology*, 2010, 108.5: 1389-1394.
- NOWICKI, A., DOBRUCH-SOBCZAK, K., 2016, "Introduction to ultrasound elastography", **Journal of ultrasonography**, v. 16, n. 65, pp. 113-124.
- O'BRIEN, W. D., 2007, "Ultrasound–biophysics mechanisms", **Progress in biophysics and molecular biology**, v. 93, n. 1, pp. 212-255.

- O'SULLIVAN, P., DANKAERTS, W., BURNETT, A., et al., 2006a, "Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting", **Spine**, v. 31, n. 17, pp. 2009-2016.
- O'SULLIVAN, P., DANKAERTS, W., BURNETT, A., et al., 2006b, "Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces", **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 36, n. 1, pp. 19-25.
- OTSUKA, S, SHAN, X, KAWAKAMI, Y., 2019, "Dependence of muscle and deep fascia stiffness on the contraction levels of the quadriceps: An in vivo supersonic shear-imaging study". **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 45, pp. 33-40.
- PANJABI, M. M., 2003, "Clinical spinal instability and low back pain", **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 13, n. 4, pp. 371-379.
- PANJABI, M. M., 1992a, "The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement", **Clinical Spine Surgery**, v. 5, n. 4, pp. 383-389.
- PANJABI, M. M., 1992b, "The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis", **Journal of spinal disorders**, v. 5, pp. 390-390.
- PEZOLATO, A et al. 2012. "Fat infiltration in the lumbar multifidus and erector spinae muscles in subjects with sway-back posture". **European Spine Journal**, v. 21, n. 11, pp. 2158-2164.
- PIERCE, P. A., 2013, *Fatigue: neural and muscular mechanisms*.1 ed. New York, Springer Science & Business Media.

- PORTA, F., DAMJANOV, N., GALLUCCIO, F., et al., 2014, “Ultrasound elastography is a reproducible and feasible tool for the evaluation of the patellar tendon in healthy subjects”, **International journal of rheumatic diseases**, v. 17, n. 7, pp. 762-766.
- PROCOPET, Bogdan, et al., 2015. “Real-time shear-wave elastography: applicability, reliability and accuracy for clinically significant portal hypertension.” **Journal of hepatology**, v. 62, n. 5, pp. 1068-1075.
- QIAN, X, et al., 2017, “Multi-functional ultrasonic micro-elastography imaging system”. **Scientific reports**, v. 7, n. 1, pp. 1-11.
- RASSIER, D. E.; MACINTOSH, B. R.; HERZOG, W., 1999, “Length dependence of active force production in skeletal muscle.” **Journal of applied physiology**, v. 86, n. 5, pp. 1445-1457.
- RICHARDSON, C. A., JULL, G. A., HODGES, P. W., et al., 1999, *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain: Scientific Basis and Clinical Approach*. 2 ed, Edinburgh: Churchill Livingstone, Elsevier.
- ROMERO-GÓMEZ, M., GÓMEZ-GONZÁLEZ, E., MADRAZO, A., et al., 2008, “Optical analysis of computed tomography images of the liver predicts fibrosis stage and distribution in chronic hepatitis C”, **Hepatology**, v. 47, n. 3, pp. 810-816.
- SANTOS, D. F. D. S. D., MELO, A. B., JORGE, C.O., et al., 2017, “Muscle pain induced by static contraction in rats is modulated by peripheral inflammatory mechanisms”, **Neuroscience**, v. 358, pp. 58-69.
- SADEGHI, SEYEDALI et al., 2019. “Changes in shear modulus of the lumbar multifidus muscle during different body positions.” **Journal of biomechanical engineering**, v. 141, n. 8.

- SAPIN-DE BROSSES, E, et al., 2010, “Temperature dependence of the shear modulus of soft tissues assessed by ultrasound”. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 6, pp. 1701.
- SARVAZYAN, A. P., LYRCHIKOV, A. G., GORELOV, S. E., 1987, “Dependence of ultrasonic velocity in rabbit liver on water content and structure of the tissue”, **Ultrasonics**, v. 25, n. 4, pp. 244-247.
- SARVAZYAN, A. P., RUDENKO, O. V., SWANSON, S.D., et al., 1998, “Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics”, **Ultrasound in medicine & biology**, v. 24, n. 9, pp. 1419-1435.
- SCHIESSEL, H., METZLER, R., BLUMEN, A., NONNENMACHER, T. F., 1995, “Generalized viscoelastic models: their fractional equations with solutions”, **Journal of physics A: Mathematical and General**, v. 28, n. 23, pp. 6567.
- SCHLEIP, R., NAYLOR, I. L., URSU, D., et al., 2006, “Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue”, **Medical hypotheses**, v. 66, n. 1, pp. 66-71.
- SHABARCHIN, A. A., TSATURYAN, A. K., 2010, “Proposed role of the M-band in sarcomere mechanics and mechano-sensing: a model study”, **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, v. 9, n. 2, pp. 163-175.
- SHIINA, T., 2013, “JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology”, **Journal of Medical Ultrasonics**, v. 40, n. 4, pp. 309-323.
- SHIINA, T., NIGHTINGALE, K. R., PALMERI, M. L., et al., 2015, “WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology”, **Ultrasound in medicine & biology**, v. 41, n. 5, pp. 1126-1147.

- SHORTEN, M. R., 1987, *Muscle elasticity and human performance. In: Current research in sports biomechanics*, Karger Publishers, pp. 1-18.
- SIGRIST, R. M. S., LIAU, J., KAFFAS, A. E., et al., 2017, “Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications”, **Theranostics**, v. 7, n. 5, pp. 1303–1329.
- SINKJAER T., TOFT, E., ANDREASSEN, S., et al., 1988, “Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components”, **Journal of neurophysiology**, v. 60, n. 3, pp. 1110-1121.
- SIRACUSA, Julien et al. Resting muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography as an alternative tool to assess muscle fatigue in humans. **Frontiers in physiology**, v. 10, p. 626, 2019.
- SUETENS, P., 2017, *Fundamentals of medical imaging*. 2 ed., Belgium, Cambridge university press.
- TANTER, M., BERCOFF, J., ATHANASIOU, A., et al., 2008, “Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging”, **Ultrasound in medicine & biology**, v. 34, n. 9, pp. 1373-1386.
- TOLE, N. M., *Basic physics of ultrasonic imaging*, Virtual Book, 2005. Disponível em: <[https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/43179/9241592990\\_eng.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/43179/9241592990_eng.pdf?sequence=1&isAllowed=y)>, acessado em 20 de fevereiro de 2020, às 18:46 hs.
- TORR, G. R., 1984, “The acoustic radiation force”, **American Journal of Physics**, v. 52, n. 5, pp. 402-408.
- TRINICK, J., TSKHOVREBOVA, L., 1999, “Titin: a molecular control freak”, **Trends in cell biology**, v. 9, n. 10, pp. 377-380.

- VALACHI, B., VALACHI, K., 2003, "Mechanisms leading to musculoskeletal disorders in dentistry", **The Journal of the American Dental Association**, v. 134, n. 10, pp. 1344-1350.
- VEGAS, M. R., DEL YERRO, J. L. M., 2013, "Stiffness, compliance, resilience, and creep deformation: understanding implant-soft tissue dynamics in the augmented breast: fundamentals based on materials science", **Aesthetic plastic surgery**, v. 37, n. 5, pp. 922-930.
- VERNOOIJ, C. A., REYNOLDS, R. F., LAKIE, M., 2016, "Physiological tremor reveals how thixotropy adapts skeletal muscle for posture and movement", **Royal Society open science**, v. 3, n. 5, pp. 160065.
- VLEEMING, Andry et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Spine*, v. 20, n. 7, pp. 753-758, 1995.
- WADDELL, G., 1992, "Biopsychosocial analysis of low back pain", **Baillieres clinical rheumatology**, v. 6, n. 3, pp. 523-557.
- WALLWORK, T. L., STANTON, W. R., FREKE, M., et al., 2009, "The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle", **Manual therapy**, v. 14, n. 5, pp. 496-500.
- WANG, M., BYRAM, B., PALMERI, M., et al., 2013, "Imaging transverse isotropic properties of muscle by monitoring acoustic radiation force induced shear waves using a 2-D matrix ultrasound array", **IEEE transactions on medical imaging**, v. 32, n. 9, pp. 1671-1684.
- WARD, S. R., KIM, C. W., ENG, C. M., et al., 2009, "Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability", **The Journal of Bone and Joint Surgery, American volume**, v. 91, n. 1, pp. 176.

- WARD, S. R., TOMIYA, A., REGEV, G. J., et al., 2009, “Passive mechanical properties of the lumbar multifidus muscle support its role as a stabilizer”, **Journal of biomechanics**, v. 42, n. 10, pp. 1384-1389.
- WATSON, T.; MCPHERSON, S.; STARR, K., 2008, “The association of nutritional status and gender with cross-sectional area of the multifidus muscle in establishing normative data”. **Journal of Manual & Manipulative Therapy**, v. 16, n. 4, pp. 93E-98E.
- WOOD, L. K., KAYUPOV, E., GUMUCIO, J. P., et al., 2014, “Intrinsic stiffness of extracellular matrix increases with age in skeletal muscles of mice”, **Journal of applied physiology**, v. 117, n. 4, pp. 363-369.
- WU, P. B., DATE, E. S., KINGERY, W. S., et al., 2000, “The lumbar multifidus muscle in polysegmentally innervated”, **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 40, n. 8, pp. 483-485.
- YOSHITAKE, Y., et al., 2014, “Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity”. **Muscle & nerve**, v. 50, n. 1, pp. 103-113.
- XU, J., HUG, F., FU, S. N., 2016, “Stiffness of individual quadriceps muscle assessed using ultrasound shear wave elastography during passive stretching”, **Journal of Sport and Health Science**, v. 7, n. 2, pp. 245-249.
- ZANUTO, E. A. C., 2017. Custos relacionados a dor lombar no Sistema Único de Saúde e o papel protetor da atividade física. Disponível em: <<https://repositorio.unesp.br/handle/11449/152128>>, acessado em 20 de setembro de 2018, às 15:23h.

ZHANG, S., et al., 2018. "Functional and morphological changes in the deep lumbar multifidus using electromyography and ultrasound". **Scientific reports**, v. 8, n. 1. pp. 1-9.