



AVALIAÇÃO DE MATERIAIS PARA CONFEÇÃO DE *PHANTOMS* PARA  
MIMETIZAR PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE TENDÕES

Gabriela Beatriz Gomes Rolando

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

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque  
Pereira

Marco Antonio von Krüger

Rio de Janeiro

Julho de 2020

AVALIAÇÃO DE MATERIAIS PARA CONFECÇÃO DE *PHANTOMS* PARA  
MIMETIZAR PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE TENDÕES

Gabriela Beatriz Gomes Rolando

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

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Examinada por: Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Prof. Roberto Macoto Ichinose

Prof. André Victor Alvarenga

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2020

Rolando, Gabriela Beatriz Gomes.

Avaliação de materiais para confecção de *phantoms* para mimetizar propriedades acústicas de tendões / Gabriela Beatriz Gomes Rolando. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2020.

IX, 37, p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antonio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2020.

Referências Bibliográficas: p. 34-37.

1. Phantom 2. Tendão 3. Ultrassom. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por estar sempre presente e por me dar energia para seguir.

À minha família e ao meu marido por estarem ao meu lado me motivando e apoiando.

Aos meus orientadores, que sempre estiveram disponíveis para ajudar em todos os momentos.

Aos meus amigos do laboratório, que além de sempre acrescentarem à minha formação acadêmica, fizeram esse período ser mais leve e divertido.

E agradeço a FAPERJ, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro a mim e ao meu programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado.

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

## AVALIAÇÃO DE MATERIAIS PARA CONFECÇÃO DE *PHANTOMS* PARA MIMETIZAR PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE TENDÕES

Gabriela Beatriz Gomes Rolando

Julho/2020

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O tendão é uma estrutura presente em diversas partes do corpo humano. Quando os tendões sofrem algum tipo de lesão, causam déficit no movimento articular e grande desconforto, levando à procura por tratamento médico e fisioterapêutico. Um dos recursos utilizados na fisioterapia para tratamento do tendão é o ultrassom terapêutico. Visando aumentar os recursos para estudos na área de ultrassom em fisioterapia, e os conhecimentos sobre sua aplicação aos tendões, o objetivo deste trabalho é avaliar materiais para confeccionar *phantoms* ultrassônicos que mimetizem as propriedades acústicas do tendão. Foi feita a caracterização acústica de um tendão de porco e foram confeccionados dez *phantoms*, sendo cinco à base de PVCP, quatro à base de PVA e um à base de ágar. Foi utilizado o método transmissão-recepção e calculado assim a velocidade de propagação e a atenuação de cada corpo de prova. O tendão apresentou atenuação de  $4,8 \pm 1,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  e velocidade de propagação,  $1497,5 \pm 21,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . A atenuações dos corpos de prova variaram de  $0,1 \pm 0,1 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  a  $5,6 \pm 1,8 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  e velocidade de  $1413,8 \pm 25,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $1519,8 \pm 26,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Concluímos que o tendão animal utilizado apresenta velocidade de propagação abaixo do encontrado na literatura e dentre os materiais utilizados foi possível encontrar valores próximos ao tendão animal no *phantom* de PVCP com 15% de glicerina e 10% de pó de PVCP. Entretanto, se comparado à literatura ainda houve dificuldade de aumentar a velocidade de propagação, sendo necessário estudos de outros materiais e protocolos.

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

*EVALUATION OF MATERIALS FOR MAKING PHANTOMS TO MIMETIZE*  
ACOUSTIC PROPERTIES OF TENDONS

Gabriela Beatriz Gomes Rolando

July/2020

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

The tendon is a structure found in several parts of the human body. Damages within tendons cause movement deficit and discomfort, and requires medical and therapeutic treatment. One useful tool is the therapeutic ultrasound; however, fine adjustment is required to avoid further lesions to the patient. Aiming at enhancing the resources for the research of therapeutic ultrasound and the knowledge regarding its application to tendons, the objective of this work is to evaluate materials for preparing ultrasonic phantoms to mimic the acoustic properties of tendons. The acoustic characterization of a pig tendon was made, and ten phantoms were produced, five based on PVCp, four based on PVA and one based on agar. The transmission-reception method was used to estimate the propagation speed and attenuation coefficient of each phantom. The tendon showed an attenuation of  $4.8 \pm 1.7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  and propagation speed,  $1,497.5 \pm 21.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . The attenuation coefficients of the phantoms varied from  $0.1 \pm 0.1 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  to  $5.6 \pm 1.8 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  and velocity from  $1,413.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 25.1$  to  $1,519.8 \pm 26.7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . We concluded that the animal tendon used has a propagation speed below that found in the literature and among the materials used it was possible to find values close to the animal tendon with the PVCp phantom with 15% glycerin and 10% PVCp powder. However, when compared to the literature, we still have difficulty in increasing the speed of propagation, requiring studies of other materials and protocols.

# Sumário

<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>1 OBJETIVOS</b> .....	<b>3</b>
1.1 GERAL .....	3
1.2 ESPECÍFICOS .....	3
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>4</b>
2.1 <i>PHANTOMS</i> ULTRASSÔNICOS .....	4
<b>3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b> .....	<b>8</b>
3.1 ULTRASSOM .....	8
3.1.1 <i>Velocidade de propagação</i> .....	8
3.1.2 <i>Impedância Acústica</i> .....	9
3.1.3 <i>Atenuação</i> .....	9
3.2 TENDÃO .....	10
3.3 ULTRASSOM TERAPÊUTICO .....	11
3.4 TÉCNICAS DE CARACTERIZAÇÃO ACÚSTICA .....	13
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>15</b>
4.1 MATERIAIS .....	15
4.2 EQUIPAMENTOS .....	15
4.3 CARACTERIZAÇÃO TENDÃO ANIMAL .....	16
4.4 PREPARO DOS <i>PHANTOMS</i> .....	16
4.4.1 <i>Phantom PVCP</i> .....	16
4.4.2 <i>Phantom PVA</i> .....	18
4.4.3 <i>Phantom Misto</i> .....	20
4.4.4 <i>Phantom Ágar</i> .....	23
4.5 CARACTERIZAÇÃO ACÚSTICA E PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	24
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>26</b>
5.1 RESULTADOS TENDÃO ANIMAL .....	26
5.2 RESULTADOS <i>PHANTOMS</i> PVCP .....	26
5.3 RESULTADOS <i>PHANTOMS</i> PVA E <i>PHANTOM</i> MISTO .....	27
5.4 RESULTADOS <i>PHANTOMS</i> ÁGAR .....	28
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>29</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>33</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>34</b>

# Lista de Figuras

FIGURA 1. ESQUEMA COMPOSIÇÃO DAS FIBRAS DO TENDÃO. ADAPTADO DE (NOURISSAT <i>ET AL.</i> , 2015).....	10
FIGURA 2. ESQUEMA DA TÉCNICA DE AQUISIÇÃO DE SINAL ULTRASSÔNICO PELO MÉTODO PULSO-ECO AFASTADO. ADAPTADO MAGGI (2011).....	13
FIGURA 3. TENDÃO DE PORCO UTILIZADO NOS EXPERIMENTOS.....	16
FIGURA 4. <i>PHANTOMS</i> DE PVCP. PH1: PVCP + 10% PÓ DE GRAFITE; PH2: PVCP + 10% PÓ DE PVC; PH3: PVCP + 15% GLICERINA; PH4: PVCP + 15% GLICERINA +10% PÓ DE PVC; PH5: PVCP + 15% GLICERINA +20% PÓ DE PVC.....	18
FIGURA 5. ETAPAS DE CONFEÇÃO DO PH7 COM O USO DE MOLDE DE ABS. A: MOLDE DE ABS COLADO NO RECIPIENTE PLÁSTICO. B: MOLDE DE ABS ENVOLTO DE GESSO E CONTENDO ISOPOR NA PARTE QUE POSSUI 80 MM. C: MOLDE COM A SOLUÇÃO NA PRIMEIRA PARTE DE 100 MM APÓS CONGELAMENTO. D: <i>PHANTOM</i> ESTIRADO ATÉ 180% DO SEU COMPRIMENTO APÓS CICLOS DE CONGELAMENTO.....	20
FIGURA 6. PLACAS DE HDPE, EVA E LDPE.....	21
FIGURA 7. MOLDE DE ABS COM FILAMENTOS DE EVA À ESQUERDA E À DIREITA RECIPIENTE DE ABS PARA COLOCAÇÃO DO MOLDE NO SEU INTERIOR. ....	22
FIGURA 8. <i>PHANTOM</i> MISTO COM SOLUÇÃO DE PVA E FILAMENTOS DE EVA. ....	23
FIGURA 9. <i>PHANTOM</i> (PH10) DE 2% DE ÁGAR COM 5% DE PÓ DE GRAFITE.....	24
FIGURA 10. ESQUEMA DO MÉTODO TRANSMISSÃO-RECEPÇÃO TOCANDO E AFASTADO, PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS ULTRASSÔNICOS E CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES ACÚSTICAS DO <i>PHANTOM</i> . (ADAPTADO MAGGI (2011)).....	25



# Lista de Tabelas

TABELA 1. PROPRIEDADES ACÚSTICAS E TÉRMICAS DOS TECIDOS BIOLÓGICOS (MENDES 2011). .....	6
TABELA 2. RESULTADOS PROPRIEDADES ACÚSTICAS DO TENDÃO ANIMAL À TEMPERATURA DE 24 °C.....	26
TABELA 3. RESULTADOS PROPRIEDADES ACÚSTICAS <i>PHANTOMS</i> PVC.....	27
TABELA 4. RESULTADOS PROPRIEDADES ACÚSTICAS <i>PHANTOMS</i> PVA.....	28
TABELA 5. RESULTADOS PROPRIEDADES ACÚSTICAS <i>PHANTOM</i> ÁGAR. ....	28

# Introdução

O tendão é uma estrutura presente em diversas partes do corpo humano. São responsáveis pela transmissão das forças de contração geradas nos músculos para os ossos, o que leva ao movimento articular. Por serem formados por tecido conjuntivo com fibras colágenas entrelaçadas entre si, permitem a distribuição das forças de todas as partes do músculo (GUAN, 2013) (WILCHEZ, 2012).

Quando os tendões sofrem algum tipo de lesão, prejudicam o movimento articular e causam grande desconforto, o que leva à procura por tratamento médico e fisioterapêutico. Os tendões possuem a capacidade de regeneração pela proliferação de células do tecido conjuntivo que os envolve, auxiliando no tratamento de lesões (CASALECHI *et al.*, 2007). Na fisioterapia são utilizados recursos para diminuição dos sintomas dolorosos, aceleração do processo de regeneração e recuperação da dinâmica normal dos movimentos. Alguns desses recursos são o uso de radiação infravermelha, ultrassom, terapias manuais e a prescrição de exercícios (FRASSON *et al.*, 2009; PRENTICE, 2014).

Na área médica, o ultrassom pode ser aplicado como ferramenta de diagnóstico por imagem e terapia (FISH, 1990, SISKKA *et al.*, 2008). É um dos recursos mais utilizados por fisioterapeutas, sendo aplicado em diferentes tratamentos (DIONÍSIO, 1998, OLIVEIRA, 2013). O ultrassom é uma onda mecânica capaz de produzir efeitos térmicos e mecânicos sobre os tecidos biológicos. Alguns efeitos térmicos são a redução da dor, aumento da perfusão, redução da rigidez articular, melhora na resistência à ruptura do tendão e cicatrização tecidual. Para os efeitos térmicos é necessário que a temperatura no tecido esteja entre 40 °C e 45 °C, por aproximadamente 5 minutos. Se a temperatura ultrapassar essa faixa podem ocorrer danos celulares e, se ficar inferior a 40°C, os efeitos terapêuticos podem não ocorrer (ITAKURA *et al.*, 2012). Os efeitos mecânicos são resultantes da cavitação, que é a formação de bolhas de gás que se expandem e se contraem devido às alterações de pressão produzidas pela propagação do ultrassom. Alguns desses efeitos são alteração da permeabilidade da membrana celular, estimulação da atividade dos fibroblastos e aumento da síntese proteica. Entretanto, deve-se evitar a cavitação instável na qual na qual o volume da bolha aumenta progressivamente até sua implosão, o que pode causar danos aos tecidos locais e às membranas celulares (PRENTICE, 2014). Sendo assim, é de extrema importância a realização de estudos sobre o ultrassom terapêutico para desenvolver protocolos que não

gerem danos aos tecidos biológicos. O uso de materiais que mimetizem as propriedades acústicas dos tecidos vivos podem auxiliar nessa área de pesquisa e aumentar os conhecimentos sobre o comportamento e efeitos do ultrassom no organismo humano.

*Phantoms* ultrassônicos são corpos de prova que simulam propriedades acústicas de tecidos vivos, como velocidade, impedância acústica e coeficiente de atenuação. Podem ser usados durante o desenvolvimento de novas técnicas, para calibração de equipamentos de imagem por ultrassom, calibração de equipamentos ultrassônicos para terapia e para avaliação da distribuição de campos térmicos (MAGGI, 2011). Muitos materiais têm sido estudados para a confecção de *phantoms* buscando uma aproximação com as propriedades acústicas dos tecidos, durabilidade, não-contaminação e resistência ao manuseio, tais como: ágar; poliacrilamida; uretanos; poli(cloreto de vinila) plastificado (PVCP), entre outros (ERNEST *et al.*, 2005, BASTO, 2007).

Na literatura são encontrados *phantoms* mimetizando tendão ou tecidos fibrosos para estudos com elastografia e ultrassom 2D, entretanto não apresentam as propriedades acústicas de velocidade de propagação do ultrassom e coeficiente de atenuação. CHATELIN *et al.* (2014), propõe a confecção de um *phantom* à base de poli(álcool vinílico) (PVA) que mimetiza as características mecânicas dos tecidos fibrosos, com orientação das fibras, para um estudo com elastografia. Já SLANE e THELEN (2014), para avaliar o uso da elastografia por ultrassom 2D em medir o movimento e a tensão do tendão, confeccionam um *phantom* à base de PVCP.

As propriedades acústicas (velocidade de propagação do ultrassom e coeficiente de atenuação acústica) dos tecidos biológicos como músculo, gordura, sangue, fígado, osso e tendão, são descritas na literatura. Foram observadas algumas variações entre os valores encontrados das propriedades acústicas dos tendões. Em CEH (2014) e CULJAT *et al* (2010), a atenuação é de  $4,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  e a velocidade de propagação de  $1670 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Já MILES (1996) avalia a velocidade de propagação variando a temperatura, a direção do feixe de ultrassom com relação ao tendão e a profundidade tendínea e obtém velocidades entre  $1604 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e  $1730 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e atenuação entre  $1,68$  a  $63,5 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ .

Sendo assim, neste trabalho serão caracterizadas as propriedades acústicas de um tendão de porco e serão estudados materiais para a confecção de *phantoms* que mimetizem essas propriedades acústicas.

# 1 Objetivos

## 1.1 Geral

A avaliação de materiais para a confecção de *phantoms* que mimetizem as propriedades acústicas do tendão.

## 1.2 Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- a) Caracterizar a velocidade de propagação do ultrassom e o coeficiente de atenuação em tendão de porco;
- b) Caracterizar a velocidade de propagação do ultrassom e o coeficiente de atenuação acústica de materiais e suas combinações comumente utilizados para elaboração de *phantoms* ultrassônicos;
- c) Selecionar os materiais e/ou suas combinações cujas características acústicas mais se aproximem das propriedades dos tendões.

## 2 Revisão Bibliográfica

### 2.1 *Phantoms* Ultrassônicos

*Phantoms* sintéticos são construídos para mimetizarem o comportamento de um tecido biológico. A literatura mostra que *phantoms* são usados desde a década de 60 para diversas finalidades como calibração de equipamentos, comparação de equipamentos de uma mesma modalidade e caracterização de tecidos biológicos (CULJAT *et al.*, 2010). A confecção desses corpos de prova mimetizadores vem sendo relatada com diferentes técnicas e diversos materiais. Os tipos mais comuns são os *phantoms* à base de água, podendo ser utilizado gelatina, ágar, poli(álcool vinílico) (PVA), poliacrilamida, entre outros. Geralmente são necessários acrescentar outros materiais à composição para ajustar as propriedades acústicas do material, como pó de grafite e pó de poli(cloreto de vinila) (PVC) (CABRELLI, 2015).

No caso de *phantoms* acústicos, eles idealmente precisam mimetizar a velocidade de propagação da onda no meio e o coeficiente de atenuação, semelhantes aos tecidos estudados. Já no estudo de campo térmico o material mimetizador precisa também apresentar as propriedades térmicas tais como, calor específico e condutividade térmica, similares aos tecidos biológicos (MAGGI, 2011).

Tecidos moles são compostos por músculos, tendões, ligamentos, fásia, gordura, tecidos fibrosos, membranas sinoviais, nervos e vasos sanguíneos. Muitos *phantoms* são feitos mimetizando tecidos moles em geral e são posteriormente modificados para melhor imitar as propriedades de um tecido específico (CULJAT *et al.*, 2010).

BASTO (2007) apresenta a confecção de um *phantom* sintético à base de água composto por ágar, glicerina, 80% de pó de PVC e 5% de pó de grafite onde suas propriedades acústicas e termofísicas são próximas à média dos tecidos moles, com o uso de transdutores de 1 MHz e 2,76 MHz. Inicialmente foram confeccionados *phantoms* com diferentes concentrações de PVC e de pó de grafite e medida suas propriedades. O que mais se aproximou dos tecidos biológicos foi o *phantom* de 80% de pó de PVC e 5% de pó de grafite, então foram confeccionadas oito amostras com estas concentrações. Estas apresentaram respectivamente a velocidade de propagação e a atenuação de  $1531 \pm 9,71 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e  $0,678 \pm 0,121 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  (transdutor de 1 MHz), e  $1552 \pm 24,14 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e  $1,66 \pm 0,15 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  (transdutor de 2,76 MHz). As propriedades

térmicas também ficaram próximas dos tecidos biológicos, sendo a condutividade térmica  $0,53 \pm 0,03 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$  e o calor específico  $3477 \pm 204,28 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}$ .

MENDES (2011) propôs alterações na confecção de um *phantom* feito por BASTO (2007) para chegar às propriedades específicas da gordura e do músculo. Para a confecção do *phantom* mimetizando gordura foi utilizado o ágar, detergente antiespumante, água destilada, pó de PVC e pó de grafite. Porém foi retirada a glicerina para diminuir a velocidade de propagação. Para a confecção do músculo, foi retirado o detergente antiespumante e o pó de PVC, manteve-se a glicerina e foi acrescentado poli(acetato de vinila) (cola branca) para aumentar o coeficiente de atenuação. Foi utilizado o transdutor de 1 MHz para obter as propriedades acústicas. O *phantom* mimetizando gordura apresentou uma variação da velocidade de propagação de  $1503,8 \pm 13,24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $1511,88 \pm 14,27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e do coeficiente de atenuação de  $0,24 \pm 0,01 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  a  $0,41 \pm 0,15 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  em diferentes dias de medições. Já no corpo de prova que mimetizava o tecido muscular, a velocidade de propagação variou de  $1523,99 \pm 0,36 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $1551,43 \pm 0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e o coeficiente de atenuação variou de  $0,71 \pm 0,01 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  a  $0,85 \pm 0,01 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ .

MAGGI (2011) caracterizou as propriedades acústicas e térmicas de novos materiais, visando à confecção de *phantoms* que apresentassem maior estabilidade ao longo do tempo e resistência ao ataque de agentes microbianos. As propriedades acústicas foram medidas com um transdutor de 1 MHz e comparadas entre o *phantom* de PVCP puro, PVCP com glicerina e PVCP com PVC. Tanto a adição de glicerina quanto a de PVC aumentaram o coeficiente de atenuação. O *phantom* de PVCP puro apresentava atenuação  $0,36 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , já com glicerina 10% chegou a  $0,79 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  e com PVC 9% chegou a  $0,85 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ . Segundo MAGGI (2011) maiores concentrações podem produzir *phantoms* de músculo ou pele, e os materiais não sofreram ataques de agentes biológicos durante aproximadamente 9 meses.

BASTO (2012) confeccionou um *phantom* à base de água, glicerina, pó de PVC, grafite, ágar, cola branca e detergente, simulando as propriedades acústicas e térmicas do tecido muscular humano. Entretanto, o material se manteve estável apenas durante o período de 20 dias, mesmo com o cuidado de mantê-lo submerso em água e glicerina para conservação.

Com o intuito de mimetizar as propriedades acústicas e térmicas do tecido humano muscular e adiposo, OLIVEIRA (2013) utilizou como base a formulação de BASTO (2012), MENDES (2011) com algumas modificações, e um aumento progressivo das

concentrações de pó de grafite. Foram, então, utilizadas concentrações diferentes para tecido muscular e adiposo. O *phantom* mimetizando músculo era à base de ágar com 6% de grafite, e o que mimetizava gordura com 2% de grafite. Foi utilizada a técnica transmissão-recepção para obter as propriedades acústicas com transdutores de 1 MHz, já para as propriedades térmicas foi utilizado um equipamento de calorimetria de varredura diferencial (DSC) para o cálculo do calor específico e o método Flash para obter a condutividade térmica. Considerando as propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos descritas na Tabela 1, o *phantom* mimetizando o tecido adiposo apresentou o coeficiente de atenuação dentro da faixa, que foi respectivamente  $0,34 \pm 0,02 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ . Já o *phantom* mimetizando o tecido muscular, a velocidade de propagação ficou próxima ao descrito na literatura, sendo ela  $1572 \pm 30,74 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Entretanto, o coeficiente de atenuação e o calor específico ficaram abaixo, e a densidade e condutividade térmica acima dos valores compatíveis para as propriedades termoacústicas dos tecidos biológicos.

Tabela 1. Propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos (MENDES 2011).

<b>Tecido Biológico</b>	<b>Velocidade de propagação (<math>\text{m}\cdot\text{s}^{-1}</math>)</b>	<b>Coeficiente de atenuação (<math>\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}</math>) (1 MHz)</b>	<b>Calor específico (<math>\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^\circ\text{C}</math>)</b>	<b>Condutividade térmica (<math>\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}</math>)</b>
Gordura	1465	0,29 - 0,50	2670	0,19
Músculo	1580	0,74 - 1,50	3640	0,55
Osso	3500	4,60 - 12,50	1250	2,30

ALVES (2016) confeccionou um *phantom* ultrassônico antropomórfico composto por poli(cloreto de vinila) plastificado com 1% de pó de grafite para mimetizar o músculo reto femoral. Ele alcançou a velocidade de propagação de  $1492,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e coeficiente de atenuação de  $1,54 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  a 1 MHz, valores dentro da faixa dos tecidos moles.

OBST *et al.* (2014) descrevem o uso de um *phantom* mimetizando tendão para a comparação com tendões *in vivo* no uso de ultrassom 3D. Os materiais utilizados foram tubos acrílicos previamente cortados e preenchidos com uma mistura de gelatina (15% de gelatina, 2% de fibra mucilóide hidrófila de psyllium) e deixados em repouso por uma hora a  $6^\circ\text{C}$  antes de serem removidos e suspensos em uma segunda solução de 10%

de gelatina, fibra mucilóide hidrofílica de 6% de psyllio. O *phantom* de tendão foi avaliado com o ultrassom 3D a mão livre quanto a morfologia, volume, comprimento e área de secção transversal, apresentando estimativas confiáveis. Entretanto, o artigo não apresenta as propriedades acústicas do *phantom* nem a durabilidade do material.

CHATELIN *et al.* (2014) propõem a confecção de um *phantom* à base de PVA fisicamente reticulado para uso de elastografia por onda de cisalhamento em tecidos biológicos moles fibrosos. A solução de PVA continha 1% de celulose e durante o processo de fabricação o material era retirado do molde e tracionado para ocorrer o alinhamento das fibras e assim mimetizar um tecido fibroso. Foi avaliado o comportamento mecânico em diferentes ângulos com o uso de transdutores de 6 MHz, mas propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação) não são demonstradas.

SLANE e THELEN (2014) avaliam a fidelidade do uso da elastografia por ultrassom 2D para medir o movimento e a deformação do tendão, quando submetidos à uma carga axial. Para isso utilizam um *phantom* à base de PVCP com partículas de vidro como espalhadores e um tendão de porco *ex vivo*.

Como descrito, a literatura apresenta protocolos de *phantoms* mimetizadores de diversos tecidos biológicos. Entretanto, não foram encontrados artigos que apresentem a confecção de *phantoms* ultrassônicos que mimetizem as propriedades acústicas dos tendões.



# 3 Fundamentos Teóricos

## 3.1 Ultrassom

Ultrassom é definido como uma forma de onda acústica que se propaga por um determinado meio, cujas frequências são superiores a 20 kHz, sendo assim inaudíveis aos ouvidos humanos. As frequências mais utilizadas na medicina estão entre 1 MHz e 20 MHz. Algumas utilizações do ultrassom são diagnóstico de imagem, terapia, reabilitação, exame pré-natal (FISH, 1999, MATHEO, 2016).

Para o uso do ultrassom é necessário um transdutor, que quando responsável pela transmissão, transforma o sinal elétrico em uma onda mecânica e quando funcionando de maneira inversa como receptor, é capaz de transformar as perturbações mecânicas recebidas em sinal elétrico (FISH, 1999). Isso descreve a propriedade piezoelétrica da cerâmica no interior dos transdutores.

A frequência de oscilação da cerâmica depende de seu material e da sua geometria, assim quanto mais fina a cerâmica, maior a frequência de oscilação. A frequência do transdutor ultrassônico é definida pela frequência preferencial da cerâmica, ou seja, a frequência em que ela libera energia mais rápido. Assim a sua maior eficácia será na sua frequência preferencial.

As ondas ultrassônicas têm algumas propriedades que serão descritas, como velocidade de propagação no meio, impedância acústica e atenuação.

### 3.1.1 Velocidade de propagação

A velocidade com que o ultrassom se propaga em um meio é dependente da massa das partículas, do espaçamento e força de atração entre elas. A velocidade de propagação aumenta de acordo com o aumento da força de atração entre as partículas e diminui à medida que a densidade do meio aumenta. Sendo assim, a velocidade de propagação no osso é maior do que no músculo, que é maior do que no tecido adiposo (FISH, 1999).

A velocidade de propagação ( $c$ ) pode ser escrita pela Equação 1,

$$c = \sqrt{K/\rho} \quad (1)$$

na qual  $\rho$  é a densidade ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )  $K$  é o modo elástico (tensão/deformação) ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-2}$ ). A unidade da velocidade de propagação do ultrassom no meio é expressa em  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  ou  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ .

### 3.1.2 Impedância Acústica

A velocidade das partículas do meio está relacionada ao excesso de pressão por uma grandeza chamada impedância do tecido. A impedância acústica ( $Z$ ) é determinada pela densidade ( $\rho$ ) e compressibilidade do tecido e pode ser calculada a partir da densidade do meio e velocidade de propagação do ultrassom no meio ( $c$ ), como descrita na Equação 2 (FISH, 1999).

$$Z = \rho \cdot c \quad (2)$$

A unidade da impedância acústica é apresentada em rayls ou  $\text{kg}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$ , sendo a densidade em  $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$  e a velocidade em  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

### 3.1.3 Atenuação

Atenuação é a redução da intensidade do ultrassom durante sua passagem em um meio e ela ocorre devido aos mecanismos de absorção, espalhamento, divergência do feixe e reflexão. Se usarmos um feixe com frentes de onda planas (feixe não divergente ou convergente) e uma amostra uniforme de tecido (sem limites nos quais a reflexão e a refração podem ocorrer), então a atenuação é devida unicamente à absorção e ao espalhamento e podemos dar um valor ao tecido para quantificar sua capacidade de atenuar o ultrassom (FISH, 1999). Considerando um sistema linear o coeficiente de atenuação ( $\alpha$ ) pode ser dado em função da intensidade ( $I$ ) na Equação 3,

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (3)$$

onde  $I$  é a intensidade na distância  $x$ ,  $I_0$ , a intensidade na distância zero e o coeficiente de atenuação ( $\alpha$ ) é resultante tanto do coeficiente de atenuação por absorção ( $\alpha_a$ ) quanto

o coeficiente por espalhamento ( $\alpha_s$ ), assim,  $\alpha = \alpha_a + \alpha_s$ . Normalmente o coeficiente de atenuação é expresso na unidade  $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ .

## 3.2 Tendão

Tendões são estruturas responsáveis por transmitir as forças dos músculos para os ossos. Este tecido mecanossensitivo possui propriedades que lhe permitem responder e adaptar-se ao carregamento transmitido pelos músculos. Por estarem unidos aos músculos atuam como limitador mecânico e, por serem flexíveis, podem mudar a direção final da tração muscular e se angular ao redor dos ossos (DOCHEVA *et al.*, 2015, NOURISSAT *et al.*, 2015).

O tendão é formado por um tecido conjuntivo denso pouco vascularizado. Fibroblastos sintetizam a matriz extracelular que é formada por proteínas e água. O material celular é composto de 20% de fibroblastos, e o material extracelular é composto de 60-80% de água, colágeno tipo I e tipo II, elastina e substância fundamental (WILCHEZ, 2012). O tendão possui arranjo fibrilar hierarquizado, pelo qual as moléculas de colágeno tipo I helicoidal se agrupam em fibrilas que, por sua vez, formam fibras, fascículos e, por fim, a unidade tendínea. As fibras de colágeno apresentam disposição paralela, o que permite o suporte de cargas uniaxiais (NOURISSAT *et al.*, 2015).

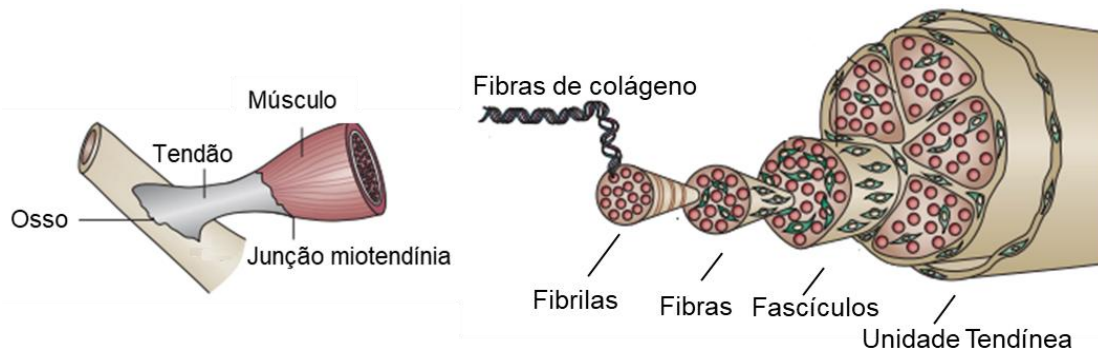


Figura 1. Esquema composição das fibras do tendão. Adaptado de (NOURISSAT *et al.*, 2015).

O principal fator extrínseco reconhecido para a lesão do tendão é a sobrecarga nos tendões, que está ligado ao exercício fisiológico, esporte e configurações específicas de trabalho. O que pode levar à tendinopatias, lesões ou até a ruptura do tendão. A reparação do tendão é efetuada pelos fibroblastos que depositam novos feixes de fibras colágenas, restaurando assim a continuidade do tendão (DOCHEVA *et al.*, 2015). Para

auxiliar na reparação dos tendões um dos recursos é o ultrassom terapêutico que pode auxiliar no aumento da deposição de colágeno e na modelação das fibras de colágeno durante a reparação tecidual (FARCIC, 2016).

### **3.3 Ultrassom Terapêutico**

O ultrassom terapêutico é uma modalidade de terapia que utiliza as propriedades da vibração mecânica das ondas acústicas para o tratamento de algumas disfunções. A primeira aplicação do ultrassom foi na década de 50, e desde lá tem se desenvolvido rapidamente. O ultrassom terapêutico é um dos recursos mais usados na fisioterapia, sendo aplicado para o tratamento de uma grande variedade de doenças (DIONÍSIO e VOLPOR, 1999), no controle da dor na inflamação crônica, cicatrização de feridas, entrega de medicamentos (fonoforese), aumento da extensibilidade do tecido colágeno, redução do espasmo muscular e liberação de pontos-gatilho (OMENA, 2015). As frequências dos transdutores (cabecotes), variam de 0,5 a 5 MHz, sendo que as mais utilizadas são as de 1 MHz e 3 MHz. A frequência de 3 MHz tem atuação superficial, quando comparada à frequência de 1 MHz pois a atenuação é maior nas frequências mais altas.

Dentre os efeitos atérmicos (mecânicos) temos a estimulação da atividade celular, aumento da síntese proteica, reparação tecidual, aceleração da regeneração de fibras musculoesqueléticas, aumento da produção de colágeno, regeneração nervosa periférica, reparo de fratura óssea e redução de edema (OMENA, 2015, MATHEUS *et al.*, 2008, MILLER *et al.*, 2008). Um dos mecanismos de ação terapêutica do ultrassom se dá pela cavitação. O movimento de pequenas bolhas causa alterações na atividade celular, causando, por exemplo, aumento do influxo de cálcio nos fibroblastos (célula responsável pelo controle de produção e degradação da matriz extracelular), induzindo a proliferação dessas células e o conseqüente aumento da produção de colágeno e a sua remodelação após uma lesão. No entanto, a cavitação pode ser definida como estável ou instável. Na estável as bolhas se contraem e se expandem durante os ciclos acústicos. Já na cavitação instável ocorrem grandes excursões e essas bolhas colapsam em poucos ciclos liberando grande quantidade de energia. Por isso os benefícios terapêuticos estão presentes apenas na cavitação estável (PRENTICE, 2014).

Os efeitos térmicos incluem a redução da dor, aumento da extensibilidade do colágeno, aumento da elasticidade do músculo e tendão, e da força de tensão do tendão,

aumento da amplitude articular passiva de movimento, aumento da velocidade de condução nervosa e aumento do fluxo sanguíneo (SPEED, 2001, MERRICK *et al.*, 2003, MILLER *et al.*, 2008, ITAKURA *et al.*, 2012).

As ondas ultrassônicas podem ser entregues aos tecidos por emissão contínua ou pulsada. Nos dois modos ocorre a conversão da energia mecânica em calor através da vibração mecânica (BASSOLI, 2001). Entretanto, no modo pulsado, a emissão é interrompida por pausas intercaladas, então o calor é dissipado, reduzindo os efeitos térmicos (AGNE, 2005). O aumento da temperatura no tecido leva ao aumento do metabolismo local e à vasodilatação causando alguns efeitos terapêuticos. STARKEY (2001) relata que com um aumento da temperatura de 1°C já ocorre aumento do metabolismo. Entretanto, o aumento da temperatura local deve ficar entre 40 e 45°C, por aproximadamente 5 minutos, para que ocorra os efeitos terapêuticos desejáveis sem causar prejuízos ao paciente, como queimaduras (ITAKURA *et al.*, 2012).

O ultrassom terapêutico pode ser aplicado com diferentes protocolos, podendo variar tipo de emissão, frequência, intensidade, tempo de aplicação, dentre outros. BERTOLINI *et al.* (2012) comparam o efeito da emissão contínua e pulsada no reparo tendíneo em ratos. Eles utilizaram vinte e um ratos Wistar submetidos a um trauma no tendão calcâneo, dividindo em 3 grupos. Sendo o primeiro sem utilizar ultrassom, o segundo ultrassom contínuo e no terceiro ultrassom pulsado. O protocolo utilizado foi com o transdutor de 1 MHz, intensidade de 0,4 W·cm<sup>-2</sup>, com 3 minutos de tempo de aplicação, durante 5 dias. Após a avaliação foi concluído que com esse protocolo o ultrassom terapêutico apresentou diminuição da dor e do edema, sendo mais precocemente com o uso da emissão pulsada.

BLUME *et al.* (2017) apresentam uma revisão literária sobre os diversos protocolos e doses do ultrassom terapêutico. Quando analisada a aplicação do ultrassom no tecido tendinoso, foram encontrados 8 artigos visando a cicatrização dos tendões. Destes, quatro apresentaram resultado positivo, onde dois utilizaram o transdutor de 1 MHz com emissão contínua. Um com intensidade de 1,5 W·cm<sup>-2</sup> e tempo de aplicação de 4 minutos e o outro com intensidade de 1 W·cm<sup>-2</sup> sem informar o tempo de aplicação. Os outros dois que utilizaram o transdutor de 3 MHz com emissão pulsada apresentaram a mesma intensidade de aplicação de 0,8 W·cm<sup>-2</sup> variando o tempo de aplicação, sendo um de 3 e o outro de 6 minutos.

Podemos observar que os protocolos de aplicação de ultrassom possuem bastante variação mesmo em um tecido específico. O que sugere que são necessários mais

estudos nessa área para melhor clareza de qual protocolo e dosimetria apresenta melhor resultado.

### 3.4 Técnicas de caracterização acústica

Para medir as propriedades acústicas, velocidade de propagação e atenuação descritas acima, e assim caracterizar os materiais, a fim de comparar com as propriedades acústicas dos tecidos biológicos, é necessário um sistema de aquisição dos sinais.

Em geral, existem duas técnicas de aquisição de sinais ultrassônicos utilizadas, a pulso-eco e a transmissão-recepção. As duas podem ser aplicadas com os transdutores afastados ou em contato direto com a amostra, e para serem utilizadas é necessário um gerador de pulso, um osciloscópio, um computador, e um recipiente com água (como meio de referência), onde serão colocados a amostra e o(s) transdutor(es) .

A técnica pulso-eco afastado (Figura 2) tem a vantagem de utilizar apenas um transdutor para emitir e receber o pulso que atravessa o *phantom*. Mas como o pulso precisa percorrer a amostra na ida e na volta são necessários corpos de prova mais finos ou geradores mais potentes para garantir que o sinal não será todo atenuado (MAGGI, 2011).

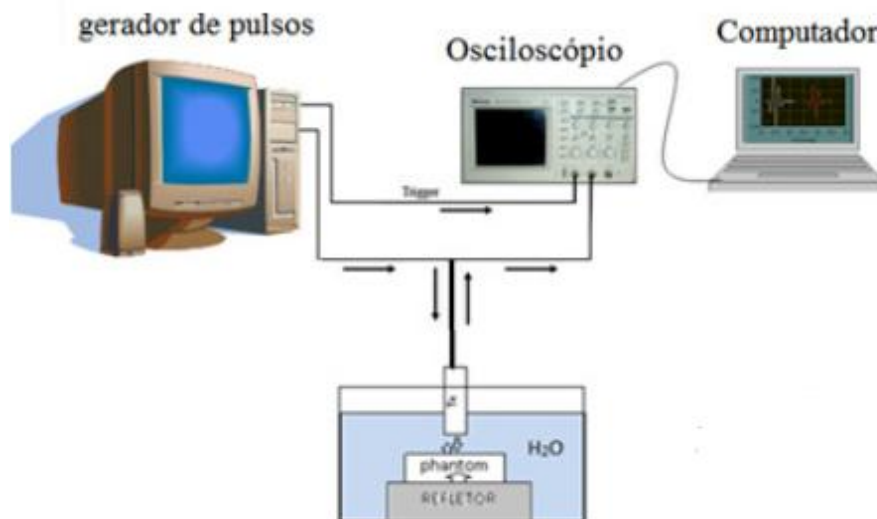


Figura 2. Esquema da técnica de aquisição de sinal ultrassônico pelo método pulso-eco afastado. Adaptado MAGGI (2011).

A técnica de aquisição de sinal transmissão-recepção utiliza um transdutor transmissor (Tx) e um receptor (Rx) alinhados um de frente para o outro com a amostra entre eles (ALVES, 2015). É importante que os transdutores estejam fixos sem sofrerem alterações de distância e ângulo, e se em contato direto com a amostra não deixar os transdutores deformarem o corpo de prova. Sendo assim, para minimizar erros de medição faz-se necessário o uso de trilhos para manter os transdutores e amostras fixos .

Para as duas técnicas é feita a medição com o corpo de prova na direção do(s) transdutor(es) e do meio (água) sem o corpo de prova, sendo este o sinal de referência. A partir da aquisição do sinal nestas duas situações (com e sem o *phantom*), é possível então calcular a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação do *phantom* e, assim, compará-los com as propriedades do tecido biológico mimetizado.

# 4 Materiais e Métodos

Nessa seção serão apresentados os materiais e métodos que foram utilizados nesse projeto no Laboratório de Ultrassom (LUS).

## 4.1 Materiais

- Acetato de Vinila (EVA);
- Ágar;
- Celulose;
- Glicerina;
- Metilbarabeno;
- Pó de grafite;
- Pó de PVC;
- Poli(álcool vinílico), PVA;
- Poli(cloreto de vinila) plastificado, PVCP.

## 4.2 Equipamentos

- Agitador (IKA C-MAG HS7);
- Paquímetro Analógico Mitutoyo (150 mm / 6 polegadas);
- Balança digital, modelo ARA520 (Ohaus Adventurer), resolução de 0,01g;
- Bomba de vácuo Ind. Mec. Primer Ltda. (Modelo 166, 104N 1016);
- Câmera Infravermelha (FLIR-E63900);
- Gerador de sinais Tektronix (AFG 3021B) para excitar o transdutor ultrassônico;
- Micro-ondas (blue touch®, Electrolux);
- Osciloscópio Tektronix (TDS2024B) para visualização e análise dos sinais;
- Tanque acústico retangular de vidro com água destilada;
- Termômetro Digital com termopares (Fluke, Modelo 52);
- Transdutores de 1 MHz (Harisonic® 13-0108-S);



### 4.3 Caracterização tendão animal

Afim de comparar as propriedades acústicas do tendão animal com os valores encontrados na literatura, foi feita a caracterização acústicas de um tendão de porco. O tendão possui espessura de 10 mm e comprimento de 90 mm e foi extraído da pata do porco, adquirido em açougue comercial e mantido congelado, sendo descongelado apenas no momento de uso. A caracterização acústica seguiu o mesmo protocolo realizado nos *phantoms*, esta será descrita no item 4.5.



Figura 3. Tendão de porco utilizado nos experimentos.

### 4.4 Preparo dos *phantoms*

Diferentes tipos de materiais foram testados durante a fabricação dos *phantoms* para alcançar as propriedades acústicas do tendão.

#### 4.4.1 *Phantom* PVCP

O PVCP é comumente chamado de Plastisol e consiste em partículas finas poli(cloreto de vinila) suspensas em plastificante líquido. Quando aquecido, o plastificante permeia as partículas de PVC inchando as cadeias poliméricas. Em, aproximadamente 180 °C, a fusão dos microcristais de PVC ocorre e uma matriz homogênea é formada. À medida que esfria, as cadeias poliméricas vitrificam, mas

permanecem plastificadas, formando uma material sólido porém flexível e com alta coesão entre suas cadeias (TORRES-GINER *et al.*, 2016, KOCH *et al.*, 2016).

O PVCP puro apresenta coeficiente de atenuação de aproximadamente  $0,14 \pm 0,06 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , em 1 MHz e velocidade de propagação de  $1440,4 \pm 9,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , já o descrito na literatura para tecido tendíneo é  $4,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , em 1 MHz, para o coeficiente de atenuação e  $1670 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (MAGGI *et al.*, 2013, CULJAT *et al.*, 2010). Portanto, é necessário acrescentar materiais que aumentem o espalhamento no corpo de prova e, assim, aumentem o coeficiente de atenuação, assim como materiais que aumentem também a velocidade de propagação. Para a adição de materiais de todos os *phantoms* confeccionados os percentuais utilizados foram referentes à massa.

Para preparo dos corpos de prova de PVCP foi seguido o protocolo utilizado por MATHEO (2016). São adicionados os espalhadores ao PVCP líquido e misturado até obter homogeneidade. Quando atingida, é levado à bomba de vácuo (Ind. Mec. Primer Ltda. Modelo 166, 104N 1016) para a retirada de bolhas, durante uma hora. A solução é então aquecida no micro-ondas (blue touch®, Electrolux), por 2 minutos a 100% da potência e 4 vezes de 30 segundos a 70% da potência, até atingir aproximadamente  $180^\circ\text{C}$ . Depois é novamente levada à bomba de vácuo para retirada de bolhas durante 2 minutos. Após ser seguido este protocolo, a solução ainda líquida, é despejada no recipiente onde irá se solidificar.

No primeiro *phantom* (Ph1) confeccionado, foi utilizado pó de grafite como espalhador, na concentração de 10%. O recipiente era um molde de alumínio com volume aproximado de 90 ml, gerando um corpo de prova de espessura de 21 mm. Foi seguido o protocolo descrito acima. Vendo que o grafite acelera o processo de aquecimento, foi necessário o monitoramento do aquecimento com o uso da câmera infravermelha (FLIR-E63900) a cada 30 segundos, durante todo o processo, para garantir que a temperatura não ultrapassasse o valor desejado e degradasse o material.

Ao segundo *phantom* (Ph2) confeccionado, foi adicionado 10% de pó de PVC. Mantendo o protocolo do Ph1.

MAGGI (2011) utiliza a concentração de 10% de glicerina e observa que esta aumenta o coeficiente de atenuação do *phantom*. Sendo assim foi confeccionado um *phantom* de PVCP com 15% de glicerina (Ph3).

Ao observar a capacidade do pó de PVC de aumentar a velocidade de propagação, foi confeccionado um *phantom* com 15% de glicerina e 10% de pó de PVC (Ph4) e, assim, analisar a influência dos dois materiais em um mesmo corpo de prova. Depois foi

feita a modificação de 10% para 20% de pó de PVC e mantida a glicerina a 15% no Ph5.

Foram, então, confeccionados cinco *phantoms* de PVCP, todos seguindo o mesmo protocolo de confecção, tendo alteração apenas no molde de confecção.

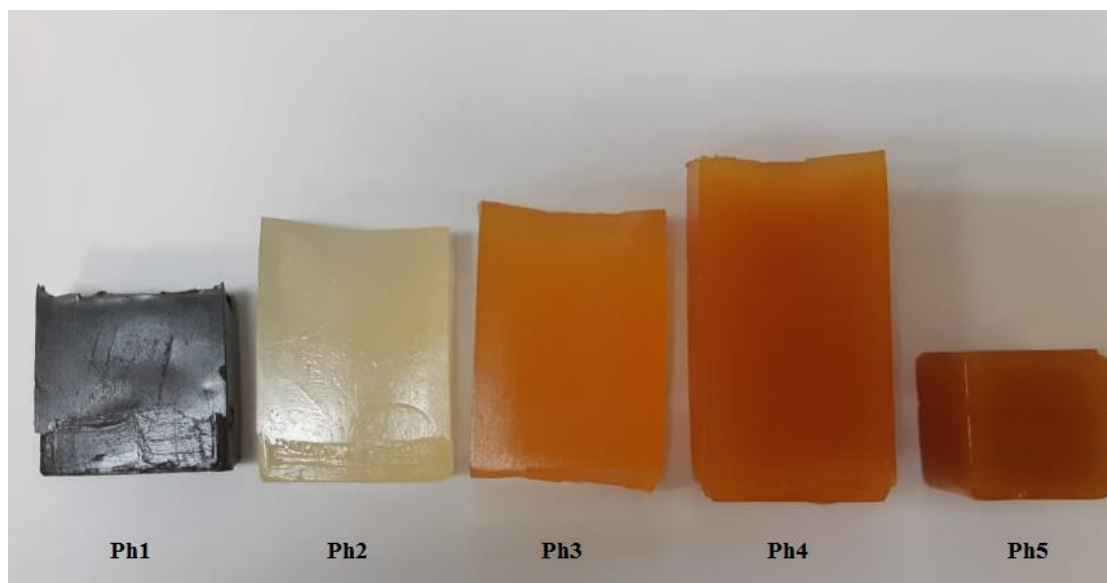


Figura 4. *Phantoms* de PVCP. Ph1: PVCP + 10% pó de grafite; Ph2: PVCP + 10% pó de PVC; Ph3: PVCP + 15% glicerina; Ph4: PVCP + 15% glicerina +10% pó de PVC; Ph5: PVCP + 15% glicerina +20% pó de PVC.

#### 4.4.2 *Phantom* PVA

O PVA é um material hidrofílico e faz fortes ligações hidrogênio, por isso, é capaz de formar hidrogéis. Para isso, soluções aquosas de PVA são submetidas a ciclos de resfriamento e descongelamento que induzem a formação de cristais de PVA que atuam como pontos de reticulação física do gel. As propriedades mecânicas desses criogéis dependem da quantidade de ciclos e do conseqüente grau de cristalinidade. De maneira geral, apresentam estabilidade dimensional e não perdem a elasticidade, mesmo após imersão em água. E podem ser estirados até 6 vezes o seu comprimento inicial (BUTYLINA *et al.*, 2016, HUI *et al.*, 2015, SONG *et al.*, 2015, YARIMITSU *et al.*, 2016).

Para o *phantom* à base de PVA foi seguido o protocolo de CHATELIN *et al.* (2014), que consiste em: adicionar 5% de PVA à água destilada aquecida à 90 °C e misturar até obter-se uma solução homogênea, adicionar 1% de celulose quando alcançada a

temperatura ambiente e depois levar a solução à bomba de vácuo durante uma hora. Após este tempo, transferir a solução para o molde e levá-la a um processo de dois ciclos de resfriamento e descongelamento, sendo 12 horas em temperatura ambiente e 12 horas à -18 °C. E entre os ciclos, estirar o corpo de prova é à 180% do seu comprimento com um equipamento de tração estática.

Para seguir este protocolo foi utilizado um agitador (IKA C-MAG HS7) para auxiliar na mistura da solução e também adicionado 0,1% de metilbarabeno como agente antimicrobiano para auxiliar na conservação do material. Além disso, para ser possível avaliar a diferença da orientação espacial das fibras nas propriedades acústicas, primeiramente foi confeccionado um *phantom* utilizando um molde de alumínio com volume de 150 ml sem realizar o estiramento (Ph6). Depois, como o laboratório não possuía esse equipamento de tração estática descrito no protocolo de CHATELIN *et al.* (2014), foi desenvolvido um molde em uma impressora 3D para realizar o estiramento, como mostra na Figura 5.

O molde é de acrilonitrila butadieno estireno, conhecido como ABS, possuindo duas partes. Sendo a primeira, com comprimento de 100 mm, onde inicialmente foi colocada a solução, mantendo a segunda isolada com isopor. Após o ciclo de resfriamento, foi retirado o isopor e o *phantom* estirado até o final da segunda parte, que possui 80 mm. Para não ocorrer vazamento da solução para o exterior do molde, este foi colocado em um recipiente plástico coberto com gesso. Desta forma, foi possível confeccionar o *phantom* de PVA com estiramento das fibras (Ph7).

Continuando a utilizar o PVA, foi confeccionado um novo *phantom* (Ph8), acrescentando glicerina e alterando as proporções de PVA e celulose. Ficando, assim, com 7% de PVA, 5% de celulose, 15% de glicerina e 0,1% de metilbarabeno. O protocolo de resfriamento foi alterado para 3 ciclos de congelamento, em que permanecia 6h à 23 °C e 18h à -18 °C, sem realizar estiramentos.

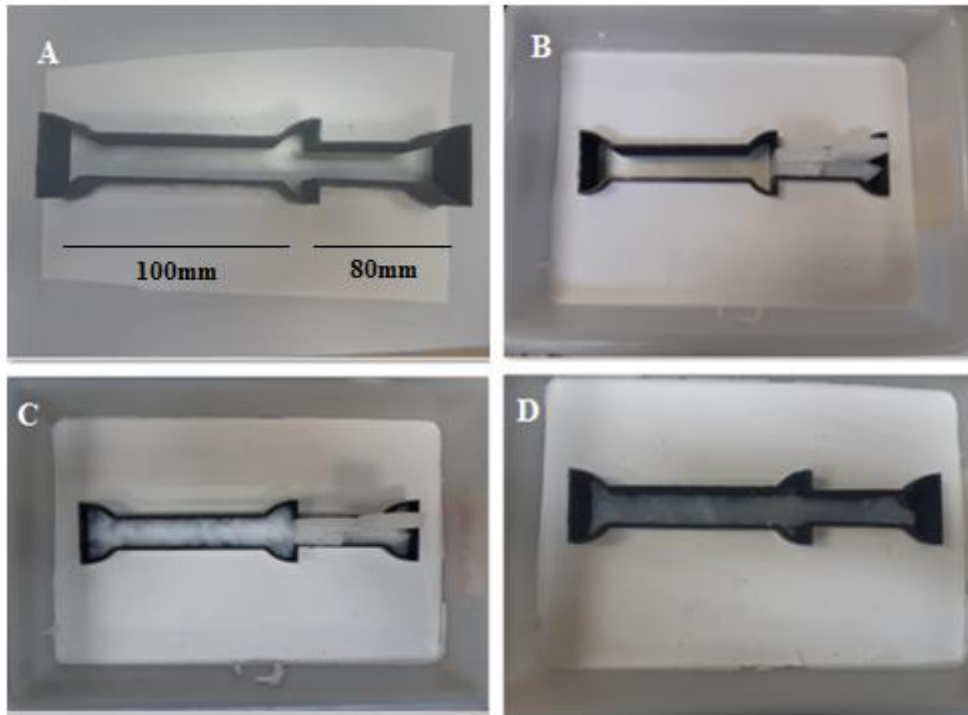


Figura 5. Etapas de confecção do Ph7 com o uso de molde de ABS. A: Molde de ABS colado no recipiente plástico. B: Molde de ABS envolto de gesso e contendo isopor na parte que possui 80 mm. C: Molde com a solução na primeira parte de 100 mm após congelamento. D: *Phantom* estirado até 180% do seu comprimento após ciclos de congelamento.

#### 4.4.3 *Phantom* Misto

O EVA (Etileno Acetato de Vinila) é produzido a partir de um copolímero de caráter elastomérico formado pelo encadeamento de sequências aleatórias de unidades repetitivas derivadas da polimerização do eteno e acetato de vinila. Este surgiu na década de 50 nos Estados Unidos e atualmente é utilizado em diversos seguimentos da indústria (AZEVEDO *et al.*, 2009).

O EVA é um material termoplástico, não-tóxico, biodegradável, em que dependendo da proporção de acetato de vinila, as propriedades dos copolímeros são diferentes. Maior teor de acetato de vinila resulta em aumento da polaridade, adesão, resistência ao impacto, flexibilidade e compatibilidade do EVA com outros polímeros. Além disso, maior teor de acetato de vinila é a razão para a diminuição da cristalinidade, rigidez, amolecimento e ponto de fusão do copolímero (GENINA *et al.*, 2016).

No Laboratório de Ultrassom (LUS), onde o projeto foi desenvolvido, haviam placas de diferentes polímeros, como EVA, polietileno de alta densidade (*high-density polyethylene* - HDPE), e o polietileno de baixa densidade (*low-density polyethylene* - LDPE) (Figura 6). Buscando materiais que possuíssem a velocidade de propagação próxima ao valor do tendão encontrado na literatura (coeficiente de atenuação de

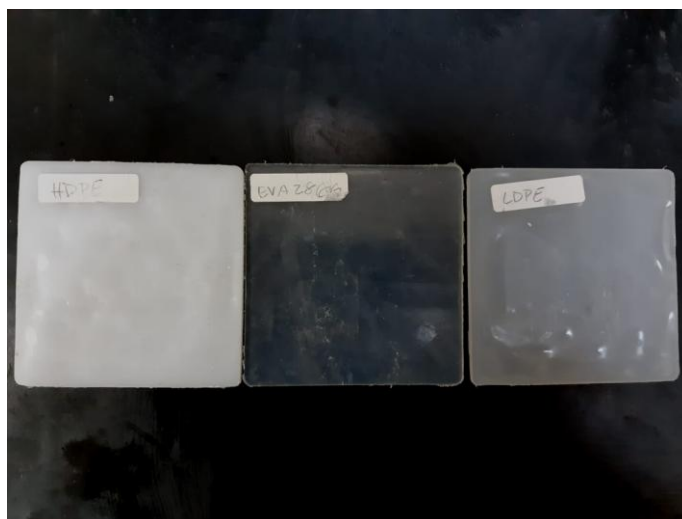


Figura 6. Placas de HDPE, EVA e LDPE.

$4,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  em 1 MHz e velocidade de propagação de  $1670 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), foi feita a medição das propriedades acústicas destas placas e observado que o EVA com 28% de acetato de vinila (EVA2866) possui velocidade de propagação de  $1645,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e atenuação de  $6,72 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ . Sendo assim, foi escolhido o EVA para compor um *phantom* misto com filamentos de EVA envoltos em uma solução de PVA com celulose.

O EVA 2866 foi levado ao Laboratório de Tecnologia (LABTEC) no Instituto de Macromoléculas (IMA) da UFRJ para realizar a extrusão e, assim, conseguir os filamentos. O equipamento utilizado foi a extrusora HAAKE Rheomex, com rotação de 70 rpm, e as temperaturas das zonas foram de 70, 120 e 130 °C e devido às limitações de saída da extrusora, foi utilizada a saída de 2 mm.

Com os filamentos prontos, foi criado um molde para mantê-los estirados e um recipiente para despejar a solução de PVA com celulose (Figura 7). O molde foi feito na impressora 3D, composto de 3 peças de ABS quadradas, sendo duas delas com 4 orifícios nas extremidades para encaixar um material metálico com objetivo de sustentar as extremidades. Posteriormente a base e a peça quadrada intermediária foram furadas igualmente com 25 furos em cada, onde 5 filamentos foram transpassados em cada fileira. Utilizaram-se agulhas nas extremidades de cada filamento para mantê-los tracionados.

O recipiente retangular para manter o molde no seu interior também foi feito na impressora 3D, do mesmo material, com medidas de 96,2 x 92,2 x 153,1 mm e espessura de 3 mm para caber o molde no seu interior. Após sua confecção, foi feito um furo na sua base, onde, durante a preparação do *phantom*, era mantido fechado por um pino emborrachado e, depois, esse emborrachado era puxado, facilitando a retirada do *phantom*.

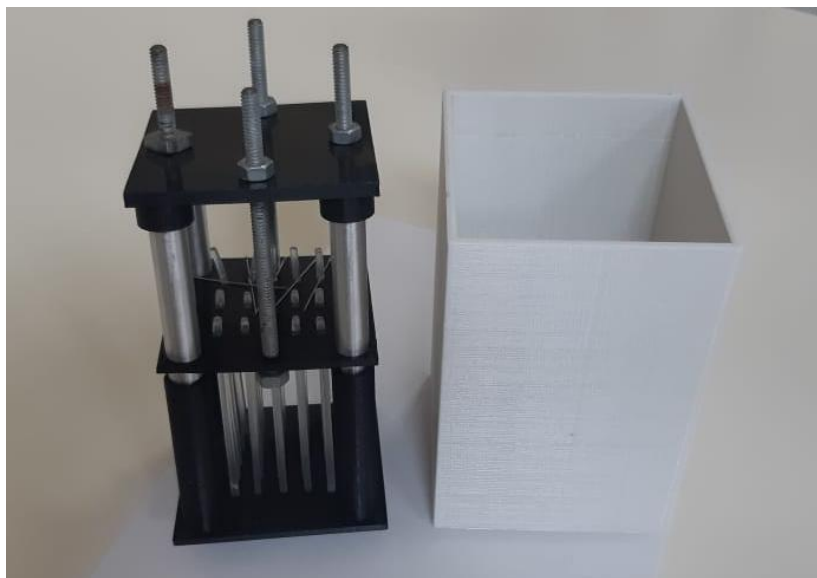


Figura 7. Molde de ABS com filamentos de EVA à esquerda e à direita recipiente de ABS para colocação do molde no seu interior.

A solução utilizada para a confecção do *phantom* misto foi composta de 5% de PVA, 1% de celulose e 0,1% metilbarabeno. O método de preparação da solução foi aquecer 200 ml de água destilada no microondas até atingir 90 °C, adicionando o PVA até solubilizar. Após o esfriamento da solução, foi adicionada a celulose e levada ao vácuo por uma hora. O molde com os filamentos de EVA foi colocado dentro do recipiente de ABS e a solução foi despejada no seu interior. O corpo de prova foi, então, submetido à três ciclos de resfriamento e descongelamento, formando o *phantom* misto (Ph9) com medidas de 89 x 89 x 107 mm (Figura 8).

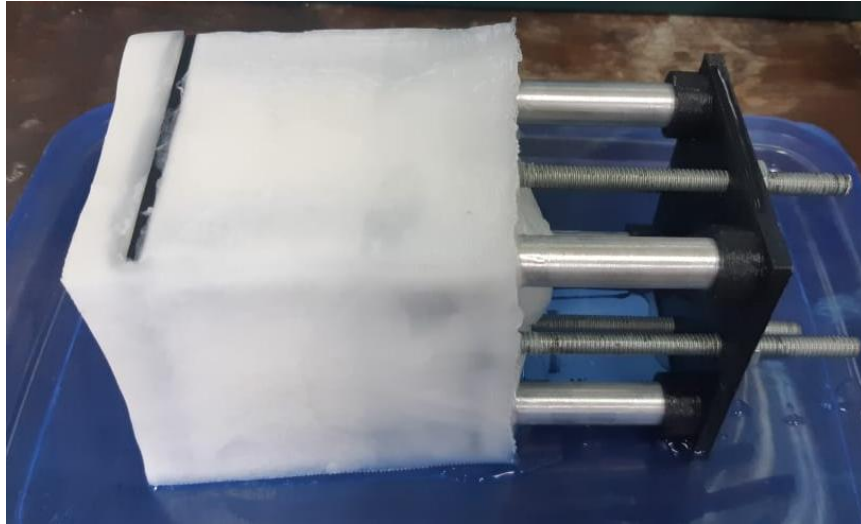


Figura 8. *Phantom* misto com solução de PVA e filamentos de EVA.

#### 4.4.4 *Phantom* Ágar

O ágar é um polissacarídeo hidrocolóide extraído de algas marinhas que é amplamente utilizado para mimetizar tecidos no uso de imagem de ultrassom (MANICKAM *et al.*, 2014). Possui poder gelificante a baixas concentrações, alta transparência, termorreversível e ponto de fusão (78°C) bem estabelecido (BASTO, 2012).

Foi confeccionado um *phantom* de ágar (Ph10) para avaliar suas propriedades acústicas nas concentrações de 2% de ágar e 5% de pó de grafite em 150 ml de água destilada. O modo de preparo consiste em levar a solução ao aquecimento misturando até atingir a temperatura de 97 °C. Após o aquecimento, foi levada à bomba de vácuo, entretanto foi encontrada grande dificuldade para a retirada de bolhas, já que a solução transbordava do recipiente.

Pronta a solução, esta foi despejada no molde de alumínio para resfriar e, assim, solidificar (Figura 9).





Figura 9. *Phantom* (Ph10) de 2% de ágar com 5% de pó de grafite.

#### 4.5 Caracterização acústica e processamento dos dados

Para a caracterização acústica do tendão de porco e dos *phantoms* de PVCP, PVA e ágar, foi utilizado o método transmissão-recepção afastado, onde os transdutores não ficam em contato com a amostra (Figura 10). Já na caracterização do *phantom* misto, foi utilizado o método transmissão-recepção tocando, devido ao tamanho do *phantom*. Sendo esta a única diferença entre as medições.

No esquema de caracterização dos *phantoms*, um dos transdutores é conectado ao gerador de sinais (Tektronix AFG 3021B), sendo o transmissor, enquanto o outro ao osciloscópio (Tektronix TDS2024B), sendo o receptor. As medições foram feitas na frequência de 1 MHz. E as configurações utilizadas no gerador de pulsos foram: modo *burst*, amplitude de 1 Vpp (Volt pico a pico) e 5 ciclos.

Para cada *phantom* eram feitas dez medições do material de referência (água) e dez do *phantom*, de forma intercalada. A temperatura também foi monitorada com termômetro digital com termopares (Fluke, Modelo 52) em todas as medições, onde estas variaram de 21 °C à 25 °C.

Para processar os dados, as medições eram registradas com um programa desenvolvido em LabVIEW 2013, com o qual eram adquiridos os dados. A partir destes, foi possível calcular a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação dos *phantoms*.

Para calcular o coeficiente de atenuação ( $att$ ), o sinal no tempo é analisado no domínio da frequência, aplicando a transformada rápida de Fourier (FFT) para cada sinal, e depois aplicada a Equação 4,

$$att = 10 \cdot \log(ph^2/ref^2) \quad (4)$$

em que  $ph^2$  e  $ref^2$  são os picos do espectro da FFT na frequência selecionada (1 MHz), sendo do *phantom* e do material de referência (água) respectivamente. Não foram observados ecos da interface, por isso, não foi necessária correção da equação de estimativa do coeficiente de atenuação.

Já a velocidade de propagação no *phantom* ( $c_{ph}$ ) é calculada a partir da espessura do mesmo (E), da velocidade do material de referência, nesse caso a água ( $c_{ref}$ ) e do intervalo de tempo entre o sinal de referência e o da amostra ( $\Delta t$ ), conforme a Equação 5.

$$c_{ph} = (E \cdot c_{ref}) / (E - \Delta t) \quad (5)$$

Os cálculos do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação foram feitos em MATLAB, utilizando as Equações 4 e 5, onde também foi calculado a média e o desvio-padrão das amostras.

Para medir as espessuras dos *phantoms* foi utilizado um paquímetro, sendo conferida mais de uma vez a medida e por pelo menos dois pesquisadores, sendo selecionada a moda.

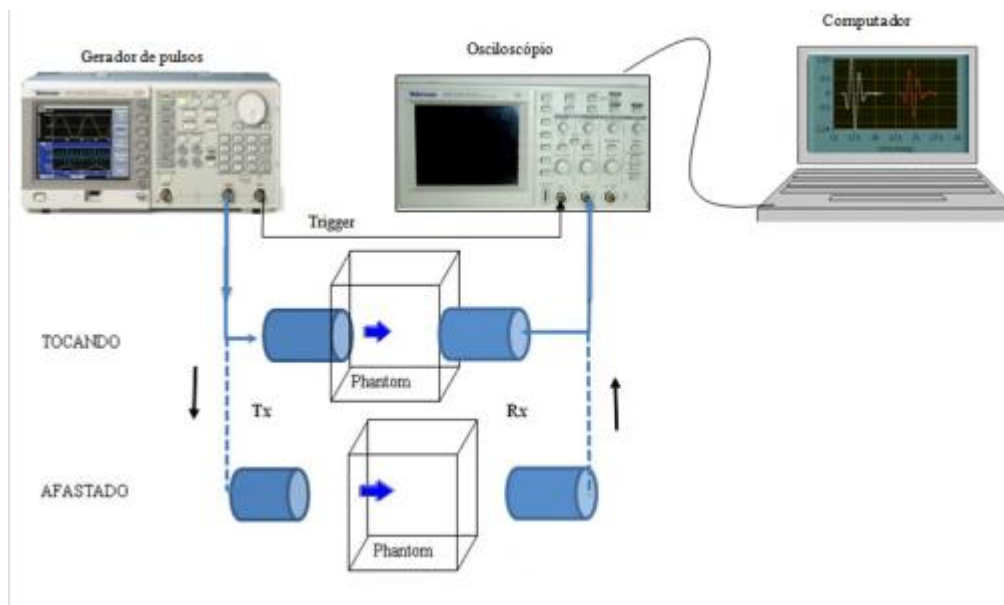


Figura 10. Esquema do método transmissão-recepção tocando e afastado, para aquisição de sinais ultrassônicos e caracterização das propriedades acústicas do *phantom*. (Adaptado MAGGI (2011)).

# 5 Resultados

## 5.1 Resultados tendão animal

Foram feitas dez medições das propriedades acústicas do tendão de porco seguindo o mesmo protocolo das medições dos *phantoms*. A medição foi feita no sentido perpendicular das fibras do tendão com o feixe ultrassônico. Os valores de coeficiente de atenuação e velocidade de propagação são encontrados estão na Tabela 2.

Tabela 2. Resultados propriedades acústicas do tendão animal à temperatura de 24 °C.

	Frequência (MHz)	Coefficiente de atenuação (dB·cm <sup>-1</sup> )	Velocidade de Propagação (m·s <sup>-1</sup> )
<b>Tendão de porco</b>	1	4,8 ± 1,7	1497,5 ± 21,6

## 5.2 Resultados *phantoms* PVCP

Foram confeccionados cinco *phantoms* à base de PVCP, em que o Ph1, composto por 10% de grafite, apresentou coeficiente de atenuação de 5,5 ± 1,0 dB·cm<sup>-1</sup>, mostrando que o grafite aumenta a o coeficiente de atenuação quando comparado com o PVCP puro 0,14 ± 0,6 dB·cm<sup>-1</sup> (MAGGI, 2011).

Já o Ph2, contendo pó de PVC, apresentou um menor aumento do coeficiente de atenuação 2,7 ± 0,4 dB·cm<sup>-1</sup>, quando comparado com o grafite, mas também contribuiu para o aumento da velocidade de propagação 1519,8 ± 26,7 m·s<sup>-1</sup>.

O Ph3, em que foi adicionado 15% de glicerina, o coeficiente de atenuação foi 1,3 ± 1,2 dB·cm<sup>-1</sup>, abaixo dos outros *phantoms* de PVCP. Já a velocidade de propagação foi de 1512,3 ± 22,7 m·s<sup>-1</sup>, ficando abaixo apenas do Ph2.

O Ph4 e o Ph5 foram confeccionados com 15% de glicerina, sendo o primeiro com 10% e o segundo com 20% de pó de PVC. Não apresentaram diferenças nas propriedades acústicas entre si, sendo o coeficiente de atenuação 4,0 ± 1,0 dB·cm<sup>-1</sup> do Ph4 e 4,0 ± 0,5 dB·cm<sup>-1</sup> do Ph5, e a velocidade de propagação, 1509,9 ± 31,8 m·s<sup>-1</sup> do Ph4 e 1505,4 ± 24,9 m·s<sup>-1</sup> do Ph5.

Estes resultados estão consolidados na Tabela 3.

Tabela 3. Resultados propriedades acústicas *phantoms* PVCP.

<i>Phantom</i>	T (°C)	Espessura (mm)	Frequência (MHz)	Coefficiente de atenuação (dB·cm <sup>-1</sup> )	Velocidade de Propagação (m·s <sup>-1</sup> )
<b>PVCP puro *</b>	25		1	0,14 ± 0,06	1440,4 ± 9,9
<b>Ph1</b> PVCP + 10% pó de grafite	25	21	1	5,5 ± 1,0	1477,4 ± 4,0
<b>Ph2</b> PVCP + 10% pó de PVC	24	21	1	2,7 ± 0,4	1519,8 ± 26,7
<b>Ph3</b> PVCP + 15% glicerina	24	21	1	1,3 ± 1,2	1512,3 ± 22,7
<b>Ph4</b> PVCP + 15% glicerina + 10% pó de PVC	24	23	1	4,0 ± 1,0	1509,9 ± 31,8
<b>Ph5</b> PVCP + 15% glicerina + 20% pó de PVC	24	35	1	4,0 ± 0,5	1505,4 ± 24,9

\*Resultados da literatura (MAGGI *et al.*, 2013).

### 5.3 Resultados *phantoms* PVA e *phantom* misto

Foram confeccionados quatro *phantoms* à base de PVA. O Ph6 e o Ph7 com as mesmas concentrações de 5% PVA e 1% de celulose, seguindo o protocolo de CHATELIN *et al.* (2014). Porém, no Ph7 foi realizado o estiramento das fibras entre os ciclos de congelamento. Percebe-se que o estiramento das fibras aumentam o coeficiente de atenuação do *phantom* de menos de 0,1 para  $2,1 \pm 0,3$  dB·cm<sup>-1</sup> e a velocidade de propagação, passou de  $1495,4 \pm 11,7$  m·s<sup>-1</sup> para  $1477,8 \pm 31,6$  m·s<sup>-1</sup>.

No Ph8, também à base de PVA, em que foi adicionado 15% de glicerina e aumentada a proporção de PVA para 7% e a de celulose para 5%, foi observado um aumento do coeficiente de atenuação para  $5,6 \pm 1,8$  dB·cm<sup>-1</sup>, sendo o mais alto dentre os *phantoms* de PVA. Já a velocidade de propagação foi de  $1413,8 \pm 25,1$  m·s<sup>-1</sup>, sendo a mais baixa encontrada dentre os *phantoms* deste trabalho.

O *phantom* misto, Ph9, composto de filamentos de 2 mm de EVA em uma solução de PVA, apresentou a atenuação de  $0,4 \pm 0,01$  dB·cm<sup>-1</sup>, sendo a segunda mais baixa

encontrada e a velocidade foi de  $1501,5 \pm 16,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , sendo mais alta do que os outros *phantoms* de PVA, mas ainda inferior aos *phantoms* de PVCP.

Os resultados dos *phantoms* de PVA podem ser vistos na Tabela 4.

Tabela 4. Resultados propriedades acústicas *phantoms* PVA.

<i>Phantom</i>	T (°C)	Espessura (mm)	Frequência (MHz)	Coefficiente de atenuação (dB·cm <sup>-1</sup> )	Velocidade de Propagação (m·s <sup>-1</sup> )
<b>Ph6</b> 5% PVA + 1% celulose	21	20	1	0,06 ± 0,07	1495,4 ± 11,7
<b>Ph7</b> 5% PVA + 1% celulose (fibras estiradas)	24	14	1	2,1 ± 0,3	1477,8 ± 31,6
<b>Ph8</b> 7%PVA +5% celulose + 15% glicerina	25	15	1	5,6 ± 1,8	1413,8 ± 25,1
<b>Ph9</b> solução PVA (5%PVA +1% celulose)+ filamentos de EVA	25	89	1	0,4 ± 0,01	1501,5 ± 16,6

## 5.4 Resultados *phantoms* ágar

Foi confeccionado apenas um *phantom* à base de ágar, o Ph10, com adição de 5% de grafite, apresentando a atenuação de  $1,4 \pm 0,5 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ . A velocidade de propagação foi próxima aos dos *phantoms* de PVA. Os valores das das propriedades acústicas desse *phantom* podem ser vistas na Tabela 5 abaixo.

Tabela 5. Resultados propriedades acústicas *phantom* ágar.

<i>Phantom</i>	T (°C)	Espessura (mm)	Frequência (MHz)	Coefficiente de atenuação (dB·cm <sup>-1</sup> )	Velocidade de Propagação (m·s <sup>-1</sup> )
<b>Ph10</b> 2% Ágar + 5% pó de grafite	24	12	1	1,4 ± 0,5	1485,4 ± 17,0

## 6 Discussão

Foram medidas as propriedades acústica do tendão de porco e encontrado coeficiente de atenuação de  $4,8 \pm 1,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  a 1 MHz e velocidade de propagação de  $1497,5 \pm 21,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , sendo o descrito na literatura por CULJAT *et al.* (2014) e CEH (2014),  $4,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  a 1 MHz para coeficiente de atenuação e  $1670 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  para velocidade de propagação.

Segundo MILES (1996), a velocidade de propagação sofre alteração de acordo com a direção do feixe ultrassônico sobre as fibras do tendão. Ele fez medições em três direções ortogonais: ao longo do eixo principal, através do tendão no eixo ventral-dorsal e látero-lateral. Foi observado que a velocidade é maior no eixo principal, ao longo das fibras, do que no eixo látero-lateral, através das fibras. Além disso, observou que a velocidade de propagação aumenta com o aumento da temperatura e o tendão flexor profundo apresenta maior velocidade, quando comparado com o superficial.

No presente trabalho, a medição do tendão de porco foi feita no sentido látero-lateral, através das fibras, sendo este sentido o que apresenta menor velocidade de propagação (MILES, 1996). Além disso, não foi possível verificar de qual profundidade o tendão de porco utilizado foi retirado, já que foi adquirido em açougue comercial. Podendo, assim, explicar a diferença na velocidade de propagação do tendão suíno utilizado ( $1497,5 \pm 21,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) para o descrito na literatura ( $1670 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ).

No Ph1 confeccionado com PVCP e 10% de pó de grafite, foi observado um aumento no coeficiente de atenuação de  $0,14 \pm 0,06 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  do PVCP puro, para  $5,5 \pm 1,0 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ .

O grafite, atua como um espalhador das ondas de ultrassom, por ser formado de partículas da mesma ordem de grandeza do comprimento de onda, o que aumenta o coeficiente de atenuação do *phantom* (MAGGI, 2011, MATHEO, 2016, MATROSIC *et al.*, 2020). Devido a essa propriedade do grafite, o Ph1 apresentou uma das mais altas atenuações dentre os materiais utilizados. Entretanto, quando utilizado o pó de grafite em altas concentrações, ocorre um aumento do aquecimento da solução, podendo levar à sua degradação. Além disto, foi observado que o *phantom* ficou liberando um líquido oleoso, sendo necessário deixá-lo em um recipiente fechado afastado de outros.

O Ph2 confeccionado com 10% de pó de PVC mostrou a influência desse pó na velocidade de propagação, pois aumentou a rigidez no material, diminuindo a proporção de plastificante. Entretanto, também influenciou no coeficiente de atenuação. É

provável que apenas parte do pó de PVC tenha se fundido ao PVCP e por isso aumentou o coeficiente de atenuação. MAGGI (2011) relata o aumento da atenuação nos *phantoms* de PVCP, tanto com a adição de glicerina quanto de pó de PVC. Nesse trabalho, pôde-se confirmar esse relato analisando o Ph2, em que foi adicionado pó de PVC, apresentando coeficiente de atenuação de  $2,7 \pm 0,4 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  e o Ph3, onde foi adicionada glicerina e o coeficiente de atenuação foi de  $1,3 \pm \text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ .

A adição de glicerina também aumentou a velocidade de propagação. A glicerina é um material hidrofílico que possui 2,42 MRayls de impedância acústica (KINSLER *et al.*, 2000, Tabela de Material Acústico, 2004) e velocidade acústica de  $1923 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $22^\circ \text{ C}$  (YANG E GU, 2006). Provavelmente, durante a fabricação de Ph3, a glicerina foi dispersa como gotículas presas dentro da matriz hidrofóbica de PVCP. E então, durante a propagação das ondas, a fase de compressão pode ser parcialmente prejudicada, devido às forças eletrostáticas opostas que aumentariam a velocidade do ultrassom. Além disso, a interface criada entre as partículas dispersas de glicerina e a matrix de PVCP pode aumentar a reflexão (espalhamento) das ondas incidentes, resultando em um coeficiente de atenuação mais alto do que o PVCP puro.

No Ph4, foram adicionados os dois materiais, pó de PVC e glicerina, com o objetivo de aumentar mais o coeficiente de atenuação e a velocidade de propagação. Pode-se ver que o coeficiente de atenuação aumenta para  $4,0 \pm 1,0 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , estando assim mais próximo do coeficiente de atenuação do tendão de porco medido, que é  $4,8 \pm 1,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ . Entretanto, a velocidade de propagação não aumentou mais com a adição dos dois materiais, quando comparada com o uso de cada um separado. Apesar de separadamente, tanto o pó de PVC como a glicerina aumentarem a velocidade de propagação, quando colocados juntos no Ph4, a velocidade teve um menor aumento. Mesmo quando foi aumentada a concentração de pó de PVC para 20%, no Ph5. Foi observado que, quando utilizado o pó de PVC e a glicerina juntos, a rigidez do material aumenta, provavelmente aumentando a densidade. Entretanto, quando usados separados, vemos o aumento da velocidade de propagação, mesmo esta sendo inversamente proporcional à densidade, já que a velocidade de propagação é descrita pela Equação 1,  $c=\sqrt{(K/\rho)}$ , sendo  $K$  o modo elástico e  $\rho$  a densidade.

Entretanto, não foi analisado o modo elástico dos *phantoms* e o impacto do pó de PVC e da glicerina neles. Por isso, com base na Equação 1, pode-se supor que, ao serem utilizados separados, houve um aumento da proporção modo elástico e densidade e isso levou ao aumento da velocidade de propagação. Além disso, a glicerina pode ter

dificultado a solubilização do pó de PVC no plastificante, prejudicando assim o aumento da velocidade de propagação.

CHATELIN *et al.* (2014) propõem a confecção de um *phantom* composto de 5% PVA e 1% de celulose para mimetizar tecidos fibrosos e faz uma caracterização multimodal do *phantom*. Reproduziu-se o protocolo descrito em seu trabalho, sendo que, para o *phantom* Ph6, não houve estiramento das fibras, diferentemente do caso do Ph7. No Ph6, o coeficiente de atenuação ficou em  $0,06 \pm 0,07 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , bem distante do valor do tendão de porco ( $4,8 \pm 1,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ ). Já a velocidade de propagação ficou em  $1495,4 \pm 11,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , próxima à encontrada no tendão animal,  $1497,5 \pm 21,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . O coeficiente de atenuação aumenta quando o *phantom* é estirado, saindo de  $0,06 \pm 0,07 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  para  $2,1 \pm 0,3 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , mesmo assim não atinge a atenuação do tendão animal. Esse aumento pode ter sido pela orientação das fibras, que aumentou o espalhamento das ondas de ultrassom e assim aumentou o coeficiente de atenuação. Já a velocidade de propagação passa de  $1495,4 \pm 11,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  no *phantom* não estirado para  $1477,8 \pm 31,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  no estirado, acompanhando também uma diminuição na espessura do *phantom* devido ao estiramento.

As propriedades acústicas do Ph6 nas concentrações de 5% PVA e 1% de celulose, se assemelham muito às da água, não sofrendo altas atenuações. Isso provavelmente se deve por ser um hidrogel, em que sua composição é, em grande parte, formada por água. Além disso, para sua conservação é necessário deixá-los mergulhados em um recipiente com água destilada, já que, quando deixados fora, sofrem desidratação (SURRY *et al.*, 2004). Essa desidratação leva à uma redução do tamanho e a uma rigidez do *phantom*.

No Ph8, foi aumentada a concentração de PVA de 5% para 7% e de 1% para 5% a concentração de celulose, além de adicionar glicerina à solução, com o objetivo de aumentar os valores das propriedades acústicas. Foi observado que essas alterações levaram ao aumento do coeficiente de atenuação, ficando em  $5,6 \pm 1,8 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ , entretanto a velocidade passou de  $1477,8 \pm 31,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  no Ph7 para  $1413,8 \pm 25,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  no Ph8. Esse aumento no coeficiente de atenuação pode ser explicado pelo aumento da concentração de celulose, já que esta age como espalhador nos *phantoms* de PVA. Entretanto, seria necessário confeccionar um corpo de prova com esses materiais, retirando a glicerina para entender a atuação desta na solução de PVA.

No intuito de aumentar a velocidade de propagação do PVA, foi confeccionado o *phantom* misto (Ph9), com filamentos de EVA, já que o EVA com 28% de acetato de



vinila possui as propriedades acústicas semelhantes às do tendão. A atenuação aumentou com relação ao *phantom* de PVA sem fibras estiradas em  $0,34 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ . Entretanto, ficou aproximadamente  $4,0 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  abaixo do valor do tendão. Durante a medição das propriedades acústicas não foi possível verificar se a propagação do ultrassom estava passando mais pelas fibras de EVA ou mais pelo meio de PVA. Isso pode ser uma das causas do valor da atenuação ficar distante da atenuação do EVA. Seria necessário confeccionar *phantoms* com diferentes quantidades de fibras de diferentes espessuras para analisar a influência destas nas propriedades acústicas. A velocidade de propagação foi de  $1495,4 \pm 11,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  no *phantom* de PVA não estirado, para  $1501,5 \pm 16,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  no *phantom* misto, tendo uma variação de aproximadamente  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , não chegando próxima da velocidade do EVA, que é  $1645,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Isso pode ser explicado pelo fato do EVA não se misturar ao PVA, o que deve levar à não alteração da velocidade de propagação do *phantom*.

## 7 Conclusão

Foram caracterizadas as propriedades acústicas de materiais simples e compostos, visando a mimetização de tendão animal, tema ainda pouco explorado na literatura.

Dentre os materiais estudados, o uso do PVCP com 15% glicerina e 10% pó de PVC pode alcançar coeficiente de atenuação e velocidade de propagação próximas às propriedades medidas do tendão de porco. Entretanto, a velocidade de propagação medida ficou abaixo das obtidas na literatura para tendão. Além disso, o aumento das concentrações de PVA e celulose com glicerina são capazes de aumentar o coeficiente de atenuação acústica para chegar aos valores do tendão e esse material parece ser promissor, já que possui a capacidade de estiramento similar ao tendão.

Sendo assim, são necessários mais estudos com alterações nas proporções de materiais utilizados e caracterização de novos materiais para alcançar a velocidade de propagação longitudinal do tendão descrita na literatura. Entretanto, a caracterização desses materiais gera conhecimento para confecção de *phantoms* de tendão ou de outros tecidos biológicos.

# Referências Bibliográficas

- Agne, J. E. 2005. *Eletrotermoterapia Teoria e Prática*, 1<sup>a</sup> ed., Orium.
- Alves, L. B. 2015. *Técnica de identificação de adulteração no leite via ultrassom e regras fuzzy*, Tese de M.Sc., UNICAMP, Limeira, SP, Brasil.
- Azevedo, J. B., Chávez M. A., Junior R. A. C. et al. 2009. “Propriedades físicas e mecânicas de espumas de EVA/EPDM”, *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*. v.4, n. 1, pp. 38-44.
- Bassoli, A. D. 2001. *Avaliação dos efeitos do ultra-som pulsado de baixa intensidade na regeneração de músculos esqueléticos com vistas à aplicabilidade em clínica fisioterapêutica*. Tese de M.S.c, FAMERP, São Carlos, São Paulo, Brasil.
- Basto, R. L. Q. 2007. *Construção de um phantom sintético com propriedades termofísicas e ultra-sônicas similares às do tecido biológico humano em 1,0 e 2,8 Mhz*, Tese de M.S.c, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Bertolini, G. R. F., Silva T. S., Ciena A. P. et al. 2012. “Comparação do ultrassom pulsado e contínuo no reparo tendíneo de ratos”. *Fisioterapia e Pesquisa*, v.19, n.3, pp. 242–47.
- Blume, K., Matsuo E., Lopes M. et al. 2017. “Dosimetria proposta para o tratamento por ultra-som – uma revisão de literatura”. *Fisioterapia em Movimento*, v.18, n.3.
- Butylina S., Shiyu G., Oksman K. 2016. “Properties of as-prepared and freeze-dried hydrogels made from poly(vinyl alcohol) and cellulose nanocrystals using freeze-thaw technique”. *European Polymer Journal*, v.81, pp. 386–96.
- Cabrelli, L.C. 2015. *Desenvolvimento de materiais mimetizadores de tecidos aplicados a técnicas ópticas e ultrassônicas de imagem*, Tese de M.S.c, FFCLRP/USP, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.
- Casalechi, H. L., Louzada, J. M. et al. 2007. “Reparação Tecidual de Tendão”. VII *Encontro Latino Americano de Pós-Graduação*. São José dos Campos, SP, Brasil.
- Ceh D. 2014. *Measuring the Acoustic Properties of Tissue Mimicking Materials*. University of Windsor, Canadá.
- Culjat, M. O., Goldenberg D., Tewari P. et al. 2010. “A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging”. *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 36, n.6, pp.861–73.
- Chatelin S., Bernal M., Deffieux T. et al. 2014. "Anisotropic polyvinyl alcohol hydrogel phantom for shear wave elastography in fibrous biological soft tissue: a multimodality characterization". *Institute of Physics and Engineering in Medicine*.
- Dionísio, V. C. 1998. *O efeito do ultra-som terapêutico na vascularização pós lesão muscular experimental em coelhos*. Tese de M.S.c, USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil.

- Dionísio, V.C., Volpon J.B. 1999. “Ação do ultra-som terapêutico sobre a vascularização pós-lesão muscular experimental em coelhos”, *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 4, pp. 19–25.
- Docheva, D., Sebastian A. M., Majewski M. *et al.* 2015. “Biologics for Tendon Repair”. *Advanced Drug Delivery Reviews*, v.84, pp. 222–39.
- Ernest, L. M., Hobson M.A., Shi H. *et al.* 2005. “Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms”. *Physics in Medicine and Biology*, v.50, n.23, pp. 5597-5618.
- Farcic, T. S. 2016. *Efeito da aplicação do ultrassom terapêutico durante 4 e 5 minutos por área do transdutor no processo de reparação de tendão de ratos*. Tese de D.S.c, USP, São Paulo, SP, Brasil.
- Fish, P., 1990, *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. 1<sup>a</sup> ed, Inglaterra, John Wiley & Sons
- Frasson, N. F.V., Taciro C., Parizotto N.. 2009. “Análise nanoestrutural da ação do ultra-som terapêutico sobre o processo de regeneração do tendão de ratos”. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 16, n.3, pp. 198–204.
- Genina, N., Holländer J., Jukarainen H. *et al.* 2016. “Ethylene Vinyl Acetate (EVA) as a New Drug Carrier for 3D Printed Medical Drug Delivery Devices”. *European Journal of Pharmaceutical Science*, v. 90, pp. 53–63.
- Guan, G. 2013. “Quantitative Evaluation of Degenerated Tendon Model Using Combined Optical Coherence Elastography and Acoustic Radiation Force . Method”. *Journal of Biomedical Optics*, v. 18, n. 11.
- Hui, B., Zhang Y., e Ye L. 2015. “Structure of PVA/Gelatin Hydrogel Beads and Adsorption Mechanism for Advanced Pb(II) Removal”. *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*, v. 21, pp. 868–76.
- Itakura, D. A., Magas V., Neves E. B. *et al.* 2012. “Alteração da temperatura nos tecidos biológicos com a aplicação do ultrassom terapêutico: uma revisão”. *Fisioterapia em Movimento*, v. 25, n. 4, pp. 857–868.
- Kinsler, L. E., Frey A. R., Coppens A. B. *et al.* 2000. *Fundamentals of Acoustic*, 4<sup>a</sup> edição.
- Koch, M. H., Haller A., Weib T. *et al.* 2012. "Phthalate exposure during cold plastisol application - a human biomonitoring study". *Toxicologi Letters*, v.213, pp. 100-106.
- Maggi, L. E. 2011. *Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms ultrassônicos*. Tese de D.S.c, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- Maggi, L.E., Cortela G., von Kruger M. A. *et al.* 2013. "Ultrasonic attenuation and speed in phantoms made of PVCP and evaluation of acoustic and thermal proprieties of ultrasonic phantoms made of polyvinyl chloride-plastisol (PVCP)". In: *Anais do International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Espanha.
- Manickam K., Machireddy R. R., Seshadri S. 2014. "Characterization of biomechanical properties of agar based tissue mimicking phantoms for ultrasound stiffness imaging techniques" *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v.35, pp. 132-143.
- Merrick, M.A., Bernard, K.D., Devor, S.T. *et al.*, 2003. "Identical 3-MHz ultrasound treatments with different devices produce different intramuscular temperatures", *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 33, n.7, pp.379-385.
- Matheo, L. L. 2016. *Mimetização da aparência ultrassonográfica dos ductos lactíferos em phantoms de mama*. Tese de M.S.c, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Matheus, J. P. C, Oliveira F. B, Gomide L. B. *et al.* 2008. "Efeitos do ultra-som terapêutico nas propriedades mecânicas do músculo esquelético após contusão". *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 12, n. 3, pp. 241-47.
- Matrosic, C. K., Bednarz B., Culberson W. 2020. "An improved abdominal phantom for intrafraction image guidance validation". *Physics in medicine and biology*, v. 65, n.13.
- Mendes, M. R. P. 2011. *Estudo simulado e experimental da propagação do pulso ultrassônico em um phantom biológico com tripla camada*, Tese de M.S.c, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Miles, C. A., 1996. " Ultrasonic properties of tendon: Velocity, attenuation, and backscattering in equine digital flexor tendons". *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 99, n. 5.
- Miller, M.G., Longoria J.R., Cheatam C.C. *et al.* 2008, " Intramuscular temperature differences between the mid-point and peripheral effective radiating area with ultrasound", *Journal of Sports Science and Medicine*, v.7, p. 286-291.
- Nourissat, G., Berenbaum F., e Duprez D. 2015. "Tendon Injury: From Biology to tendon Repair". *Nature Reviews Rheumatology*, v. 11, n. 4, pp. 223-33.
- Obst S. J., West R. N., Barret R. S. 2014. "In vivo measurement of human achilles tendon morphology using freehand 3-D ultrassound". *Ultrassound in Medicine and Biology*, v.40, n.1, pp. 62-70.
- Oliveira, D. P. 2013. *Estudo do campo térmico do ultrassom terapêutico em phantom do terço médio do braço com e sem implantes metálicos*. Tese de M.S.c, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- Omena, T. P. 2015. *Estudo calorimétrico do aquecimento em phantom de tecidos moles irradiado por ultrassom fisioterapêutico*. Tese de D.S.c, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Prentice, W. E. 2014. *Modalidades Terapêuticas Para Fisioterapeutas*, 4<sup>a</sup>, Mcgrawn Hill.
- Siska, P. A., Gruen G. S., Pape C. H. 2008. "External adjuncts to enhance fracture healing: What is the role of ultrasound?", v.39, n.10, pp.1095-1105.
- Slane, L.C., Thelen D. G. 2013. The use of 2D ultrasound elastography for measuring tendon motion and strain. *Journal of Biomechanics*. v.47, n. 3, pp. 750-754.
- Song, P., Zhiguang X., Yuan L. *et al.* 2015. "Bioinspired Strategy for Tuning Thermal Stability of PVA via Hydrogen-Bond Crosslink". *Composites Science and Technology*. v. 118, p.16–22.
- Speed, C.A., 2001, "Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions", *Rheumatology*, v. 40, pp. 1331-1336.
- Surry, K. J. M, Austin H. J. B., Fenster A., *et al.* 2004. "Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging". *Institute of physics publishing*. v.49, n. 24.
- Torres-Giner S., Montanes N., Fenollar O. *et al.* 2016. "Development and optimization of renewable vinyl plastisol/wood flour composites exposed to ultraviolet radiation". *Materials and Design*. v.108, pp. 648-658.
- Wilchez, D. F. T. 2012. *Estudo do comportamento mecânico de ligamentos e tendões utilizando medição ótica*, Tese de M.S.c, UFSC, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.
- Yarimitsu, S., Sasaki S., Murakami T. *et al.* 2016. "Evaluation of Lubrication Properties of Hydrogel Artificial Cartilage Materials for Joint Prosthesis". *Biosurface and Biotribology*. v. 2, n. 1, pp. 40–47.
- Yang S. and Gu H. 2006. "High-quality photoacoustic imaging by using of concentration-adjustable glycerin as an acoustic couplant." *The European Physical Journal Applied Physics*. DOI:10.1051/epjap:2006136