



ESTUDO SIMULADO E EXPERIMENTAL DA PROPAGAÇÃO DO PULSO  
ULTRASSÔNICO EM UM PHANTOM BIOLÓGICO COM TRIPLA CAMADA

Mayra Roberta Pereira Mendes

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.

Orientador(es): Wagner Coelho de Albuquerque  
Pereira  
Marco Antônio Von Krüger

Rio de Janeiro  
Outubro de 2011

ESTUDO SIMULADO E EXPERIMENTAL DA PROPAGAÇÃO DO PULSO  
ULTRASSÔNICO EM UM PHANTOM BIOLÓGICO COM TRIPLA CAMADA

Mayra Roberta Pereira Mendes

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

Examinada por:

---

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

---

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D. Sc.

---

Dr. André Victor Alvarenga, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2011

Mendes, Mayra Roberta Pereira

Estudo simulado e experimental da propagação do pulso ultrassônico em um *phantom* biológico com tripla camada/ Mayra Roberta Pereira Mendes. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

XII, 80 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 68-73.

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

“Feliz é a pessoa que acha a sabedoria e que consegue compreender as coisas, pois isso é melhor do que a prata e tem mais valor do que o ouro”.

Provérbios 3:13,14 (NTLH)

## Dedicatória

Dedico esta dissertação de mestrado ao meu marido Fábio, aos meus pais e aos meus irmãos. Por sempre me apoiarem e pelo imensurável amor que recebo de cada um. Estas pessoas constituem a minha base.

## Agradecimentos

Indubitavelmente primeiro a Deus, luz da minha vida, que além de me guiar, concede-me sabedoria, e a Nossa Senhora, minha grande intercessora.

Ao meu marido Fabio, querido companheiro, que sempre acreditou na minha capacidade, ergueu-me nos momentos mais difíceis com muito amor e contribui com as ilustrações deste trabalho.

Aos meus pais, Cida e José Thadeu, pelo amor e educação que me deram. Aos meus irmãos Neto, Stephane e Thadeu Henrique pelo incentivo e carinho.

Aos meus avôs maternos Abércio e Luzia (*in memorian*), à minha tia Luciene Pereira e à minha prima Daniele Mizaél por acreditarem no meu potencial.

Aos meus orientadores Markão e Wagner, grandes professores e cientistas que tratam os alunos com respeito e dignidade. Agradeço pela ajuda, paciência, dedicação, pelos ensinamentos e pela colaboração nas soluções experimentais e metodológicas. Também agradeço ao prof. Macoto pelas sugestões.

À amiga Patrícia Duque Estrada. Aos meus amigos de turma Alva, Fernanda Catelani, Felipe Huguenin, Gisele Alzeman, Katia Alves, Nárrima, Sibeles, Mariana, Renata Paixão pela força, aprendizado e união nas aulas e na preparação das provas.

Aos amigos do LUS Bráulio, Carolina, Daniel Alves, Érika, Francisco, Guilherme, Isabela, Kátia, Kelly, Lorena, Luisa, Paulo, Priscila Bunn, Rejane, Rossana, Thaís Omena, Telma e Vinicius, que sempre estiveram dispostos a ajudar e tornaram esta fase mais agradável, principalmente no lanche da tarde.

À amiga Gisele Lima, companheira de todos os momentos no laboratório, admirável por transmitir a verdadeira calma e sabedoria. Ao amigo Rodrigo Leite por ensinar-me a confecção de *Phantoms*. Ao Amigo Maggi pela ajuda com o *AcustTrans*. Aos amigos e futuros brilhantes orientadores Aldo e Daniel Patterson pelas grandes contribuições neste trabalho. Agradeço ao Daniel pelos programas em Matlab e ao Aldo pelos ensinamentos no Wave2000 e pela ajuda nos testes estatísticos.

Aos meus familiares, amigos e afilhados, entre eles, Marisa, Miriam (*in memorian*), Néia, Everaldo, Guilherme, Valentina, Mario Coimbra e tantos outros que tenho carinho, que compreenderam a minha ausência e sempre me apoiaram.

À Edna e ao Alexandre pela simpatia e disposição em resolver os problemas na secretaria. À UFRJ pela formação humana, cidadã e técnica.

Às agências CAPES, CNPq e FAPERJ, pelo apoio financeiro.

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

ESTUDO SIMULADO E EXPERIMENTAL DA PROPAGAÇÃO DO PULSO  
ULTRASSÔNICO EM UM PHANTOM BIOLÓGICO COM TRIPLA CAMADA

Mayra Roberta Pereira Mendes

Outubro/2011

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O presente estudo investiga a influência dos fenômenos de atenuação, reflexão e transmissão do pulso ultrassônico em *phantom* que simula as camadas de gordura, músculo e osso. As camadas com características acústicas de gordura e de músculo foram elaboradas à base de Agar e para camada de osso, utilizou-se a placa de resina-epóxi comercial. As propriedades acústicas de cada camada foram estimadas e seus valores foram utilizados para realizar previsões teóricas das perdas (em dB) nos tecidos e nas interfaces gordura/músculo e músculo/osso. Em seguida, foram obtidos sinais ultrassônicos simulados (software Wave2000®) e experimentais, ambos em meios com tripla camada. Sinais de referência por pulso-eco e por transmissão-recepção foram obtidos em água. Os parâmetros intensidade de pico temporal ( $I_{TP}$ ), intensidade média do pulso ( $I_{PA}$ ) e densidade espectral de potência (PSD) dos sinais simulados e experimentais foram comparados para avaliar a perda relativa das amplitudes dos ecos das interfaces. Os resultados indicam que a simulação, em geral, gera uma perda mais próxima do que a teórica e pode servir como uma boa previsão dos experimentos. A teoria prevê uma perda maior que a simulada e a experimental, na maioria dos casos. Isso provavelmente se deve ao pulso de referência já que a teoria não necessita dele.

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

SIMULATED AND EXPERIMENTAL STUDY OF ULTRASOUND PULSE  
PROPAGATION ON A 3-LAYER BIOLOGICAL PHANTOM

Mayra Roberta Pereira Mendes

October/2011

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

The present study investigates the effects of attenuation, reflection and transmission phenomena on an ultrasound (US) pulse propagating in a 3-layer phantom that simulates fat, muscle and bone. The layers with acoustics characteristics of fat and muscular tissues were produced with an Agar-based matrix. The bone layer US properties were simulated by a commercial epoxy resin plate. The acoustic properties of each layer were measured and those values were fed to theoretical equations to predict US intensity loss (in dB) taken places at interfaces fat/muscle and muscle/bone. Ultrasound simulated (through Wave2000® software) and experimental signals were obtained for a 3-layer phantom. Reference signals were obtained by pulse-echo and transmission techniques in water. The intensity parameters: temporal peak intensity ( $I_{TP}$ ), pulse average intensity ( $I_{PA}$ ) and power spectrum density (PSD) of simulated and experimental signals have been compared to evaluate the relative loss of echo intensities. Simulated echoes presented results closer to experimental ones and can be used as a good experimental predictor. Theoretical results predicted losses slight bigger than simulated and experimental ones. This fact is probably due to the reference echo which is not required by the theoretical equations.



## Sumário

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Ultrassom.....</b>	<b>3</b>
<b>2.2 Propriedades Físicas.....</b>	<b>4</b>
2.2.1 Amplitude e Período .....	4
2.2.2 Frequência .....	4
2.2.3 Comprimento de onda .....	4
2.2.4 Velocidade de propagação, Densidade e Compressibilidade .....	4
<b>2.3 Interações do Ultrassom nos Tecidos Biológicos .....</b>	<b>5</b>
2.3.1 Impedância Acústica.....	6
2.3.2 Reflexão Especular, os coeficientes de reflexão e transmissão .....	6
2.3.3 Refração.....	7
2.3.4 Espalhamento .....	8
2.3.5 Difração .....	8
2.3.6 Interferência.....	8
2.3.7 Absorção .....	8
2.3.8 Atenuação .....	8
2.3.9 Ultrassom terapêutico .....	9
<b>2.4 Potência e Intensidade.....</b>	<b>11</b>
<b>2.5 Efeitos Fisiológico .....</b>	<b>13</b>
<b>3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>15</b>
<b>3-1 <i>Phantoms</i> Ultrassônicos .....</b>	<b>15</b>
3.1.1 Tecidos Biológicos .....	15
3.1.2 <i>Phantoms</i> de tecidos Moles .....	17
3.1.3 <i>Phantoms</i> de tecido Ósseo .....	22
3.1.4 <i>Phantoms</i> com múltiplas camadas.....	23
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
<b>4.1 <i>Phantoms</i> .....</b>	<b>28</b>
4.1.1 <i>Phantom</i> de gordura.....	29
4.1.2 <i>Phantom</i> de músculo .....	29

4.1.3 <i>Phantom</i> de Osso .....	30
4.1.4 <i>Phantom</i> de tripla camada .....	30
<b>4.2 Caracterização das camadas do <i>phantom</i>.....</b>	<b>31</b>
<b>4.3 Previsão teórica das perdas ocorridas no pulso ultrassônico .....</b>	<b>34</b>
<b>4.4 Simulação Computacional .....</b>	<b>36</b>
<b>4.5 Coleta dos sinais ultrassônicos experimentais pulso-eco no <i>phantom</i> de tripla camada.....</b>	<b>39</b>
<b>4.6 Parâmetros Intensidades.....</b>	<b>42</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>44</b>
<b>5.1 Propriedades acústicas obtidas .....</b>	<b>44</b>
<b>5.2 Previsão teórica, resultados simulados e resultados experimentais da perda em dB .....</b>	<b>48</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>61</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>67</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>68</b>
<b>ANEXO I.....</b>	<b>74</b>
<b>ANEXO II.....</b>	<b>76</b>
<b>ANEXO III.....</b>	<b>77</b>
<b>ANEXO IV .....</b>	<b>80</b>

## LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

$A_{BCS}$	Área seccional do feixe
$A_{ER}$	Área efetiva de radiação
$A_o$	Unidade de área para varredura
$A_p$	Amplitude do pico da FFT do sinal do <i>phantom</i> após a atenuação
$A_r$	Amplitude do pico da FFT do sinal de referência
$C$	Velocidade de propagação
E_PE	Resultados experimentais com referência por pulso-eco
E_TR	Resultados experimentais com referência por transmissão-recepção
$F$	Frequência
$F_{ca}$	Fator adimensional, $F_{ca} = 1,354$
FFT	Transformada Rápida de Fourier
$G$	Camada de gordura com 2,14 cm de espessura
$g$	Camada de gordura com 1,60 cm de espessura
$I$	Intensidade na profundidade $x$
$I_i$	Fração da intensidade incidente
$I_o$	Intensidade na profundidade zero
$I_{PA}$	<i>Pulse average intensity</i> ou intensidade média do pulso
$I_{TP}$	<i>Temporal peak Intensity</i> ou intensidade de pico temporal
$I_r$	Intensidade do feixe ultrassônico do refletido
$I_t$	Intensidade do feixe ultrassônico transmitido
$L$	Espessura da camada
LTTC	Laboratório de Transmissão e Tecnologia do Calor
LUS	Laboratório de Ultrassom
$M$	Camada de músculo com 2,14 cm de espessura
$m$	Camada de músculo com 1,60 cm de espessura
$O$	Camada de osso com 1,03 cm de espessura
$\rho$	Densidade

PC	Microcomputador
Ph	<i>Phantom</i>
$P_{\max}^2$	Máxima pressão acústica r.m.s
$pms_t$	Potência acústica quadrática média total
PSD	<i>Power spectrum density</i> ou densidade espectral de potência
$P_o$	Pressão acústica
PT	Previsão teórica
$R$	Coefficiente de reflexão de intensidade
S_PE	Resultados simulados com referência por pulso-eco
S_TR	Resultados simulados com referência por transmissão-recepção
$T$	Coefficiente de transmissão de intensidade
US	Ultrassom
$x$	Espessura da amostra
$Z_1$	Impedância acústica no meio 1
$Z_2$	Impedância acústica no meio 2
$\alpha$	Coefficiente de atenuação em Np
$\mu$	Coefficiente de atenuação em dB
$\Delta t_{\acute{a}gua}$	Tempo de propagação do pulso sem a amostra
$\Delta t_{phantom}$	Tempo de propagação do pulso com o <i>phantom</i>
$\lambda$	Comprimento de onda

## 1 Introdução

O ultrassom tem diversas aplicações, principalmente na área de saúde. Há décadas, fisioterapeutas utilizam este agente terapêutico, para tratar diversas lesões de tecidos moles e fraturas, acelerando a cicatrização óssea (LINDSAY *et al.*, 1990, PRENTICE, 2004).

A quantidade de energia ultrassônica entre na unidade de tempo, denominada potência, é expressa em Watts (equivalente a Joules/segundos). A potência que alcança determinada região depende de parâmetros do feixe ultrassônico: frequência, amplitude, foco, não-uniformidade do feixe e a área de radiação efetiva (ERA), intensidade.

Há outros fatores que também afetam a dosagem entregue aos tecidos como o movimento e ângulo do transdutor, meio de acoplamento entre o transdutor e o tecido (gel ou óleo), modo empregado contínuo ou pulsado, o coeficiente de atenuação, a diferença de impedância acústica, a composição do tecido, o coeficiente de reflexão e de transmissão de intensidade (SPEED, 2001, HEDRICK *et al.*, 1995).

O ultrassom terapêutico apresenta frequência de 1 e 3 MHz e a intensidade varia de 0,1 a 3,0 W.cm<sup>-2</sup>. Estes dois parâmetros, associados ao modo contínuo ou pulsado, interferem na indução e na profundidade dos efeitos térmicos e não-térmicos (SPEED, 2001, TER HAAR, 1999).

Os efeitos ultrassônicos fisiológicos e clínicos são bastante estudados. Na literatura, alguns trabalhos com multicamadas, investigam a deposição da energia nos tecidos e o indesejado aumento da temperatura na interface músculo/osso (MORO *et al.*, 1999, FUJII *et al.*, 1999, LIN *et al.*, 2000).

Apesar dos diversos estudos, a terapia por ultrassom ainda é questionada, pois faltam evidências científicas que confirmem a sua eficácia. Assim, é importante o estudo dos princípios básicos da propagação do ultrassom nos tecidos biológicos e sua relação com o aquecimento aí produzido. Boa parte destes estudos tem sido desenvolvida com a utilização de corpos de prova denominados de *phantoms*. Estes mimetizam certas propriedades acústicas de tecido biológico e também podem mimetizar propriedades térmicas (MAGGI *et al.*, 2008, CULJAT *et al.*, 2010).

O objetivo desta dissertação é quantificar os efeitos dos processos (fenômenos) de atenuação, reflexão e transmissão do pulso ultrassônico em *phantom* que simula as camadas de gordura, músculo e osso. Para isto, este trabalho foi dividido em 4 etapas.

Os objetivos específicos foram:

- Elaborar um *phantom* com tripla camada (gordura/músculo/osso);
- Estimar as propriedades acústicas de cada camada;
- Calcular as previsões teóricas da perda, em dB, nos tecidos;
- Simular aplicação ultrassônica em um meio com três camadas;
- Realizar montagem experimental com o *phantom* de tripla camada;
- Comparar e analisar resultados.

Na primeira etapa, *phantoms* de tripla camada foram elaborados com a confecção de camadas que mimetizam características acústicas de gordura e músculo (a base de Agar) e da utilização de placa comercial de resina-epóxi para mimetização da camada de osso cortical. Foi realizado o estudo das propriedades acústicas de cada camada.

A partir das propriedades acústicas medidas, foram realizadas as previsões teóricas das perdas ultrassônicas (em dB) ocorridas nos tecidos e nas interfaces gordura/músculo e músculo/osso por meio de equações. Neste trabalho, o termo “perda” leva em consideração todos os fenômenos (atenuação, reflexão e transmissão) que causam a diminuição da amplitude do pulso original, ao atingir o transdutor receptor.

Seguindo para terceira etapa, sinais ultrassônicos simulados e experimentais foram obtidos em meios que mimetizam gordura/músculo/osso e na água (referência) a 1 MHz. A simulação foi realizada com o programa comercial Wave2000® (Cyberlogic) e as camadas foram simuladas a partir das propriedades acústicas já estimadas das camadas dos *phantoms* construídos. Os sinais reais foram coletados em experimentos com os *phantoms* de tripla camada.

Os parâmetros de intensidade de pico temporal ( $I_{TP}$  - *intensity temporal peak*), intensidade média do pulso ( $I_{PA}$  - *intensity pulse average*) e densidade espectral de potência (PSD - *power spectrum density*) dos sinais simulados e experimentais foram calculados, na quarta etapa, para avaliar a perda relativa das amplitudes dos ecos. Posteriormente, os resultados simulados e experimentais foram comparados entre si e com os resultados teóricos.

## 2 Fundamentos Teóricos

### 2.1 Ultrassom

O som é uma energia mecânica que é transmitida através de um meio. Este deve ser elástico e deformável como gás, líquido ou sólido, já que a transmissão sonora não acontece no vácuo. O ultrassom consiste em ondas mecânicas de alta frequência, não audíveis (acima de 20 kHz), que se propagam por perturbação de partículas. A vibração, que passa de um ponto para outro, leva a alterações periódicas na pressão do meio (FISH, 1990, HEDRICK *et al.*, 1995).

Na área médica, o ultrassom tem muitas aplicações, como a quebra de cálculos renais (litotripsia extracorpórea), a destruição de tumores por hipertermia, diagnóstico por imagens (ultrassonografia) e a terapia ultrassônica aplicada em fisioterapia. Esta última é baseada em efeitos térmicos e não-térmicos para o tratamento de diversas lesões teciduais (PRENTICE, 2004).

O ultrassom é gerado por transdutores que convertem a energia elétrica em mecânica e vice-versa. Esta transdução decorre do efeito piezoelétrico que consiste na deformação das dimensões físicas de um material quando submetido a um campo elétrico. Zonas de compressão alternam-se com zonas de rarefação. Densidades de partículas decrescem para o mínimo na rarefação entre zonas adjacentes de compressão. Ocorrem vibrações mecânicas e ondas ultrassônicas são geradas (FISH, 1990, HEDRICK *et al.*, 1995, GUIRRO e GUIRRO, 2004).

O feixe do ultrassom forma um campo acústico, o qual é dividido em campo próximo (Zona de Fresnel) e campo distante (Zona de Fraunhofer). O primeiro é a região mais próxima da face do transdutor, distingue-se pela não uniformidade na distribuição de intensidade do feixe. O campo distante é a região mais afastada da face do transdutor e a variação de intensidade do feixe é mais uniforme. A região focal do feixe ( $Z_f$ ), determinada pela posição do último máximo axial de pressão é o limite entre os dois campos. Essa é a região de maior concentração de energia ultrassônica do feixe (FISH, 1990), também denominada de foco natural.

Há dois tipos de ondas: longitudinal e transversal. Na onda longitudinal, as partículas vibram ao longo da mesma direção da propagação. Na onda transversal, a vibração ocorre na direção perpendicular à propagação. As ondas transversais se propagam apenas em sólidos. Para fins de terapia por ultrassom, o osso é o único tecido biológico onde as ondas transversais, também denominadas de ondas de cisalhamento

ou ondas de pressão têm um papel importante (PRENTICE, 2004, HEDRICK *et al.*,1995).

## 2.2 Propriedades Físicas

As ondas apresentam certas características físicas, que auxiliam nas descrições das mesmas.

### 2.2.1 Amplitude e Período

A amplitude refere-se à magnitude da vibração da onda. O termo pode ser aplicado ao deslocamento de partícula ou à pressão do meio. Quando se coloca a amplitude em função do tempo para uma onda periódica, pode-se definir o período da onda, que é um ciclo completo ou o tempo entre duas sucessivas zonas de compressão ou rarefação (HEDRICK *et al.*,1995).

### 2.2.2 Frequência

A frequência é definida como o número de ciclos de uma onda que ocorre por segundo, expressa em Hertz (Hz). O ultrassom apresenta frequências acima de 20 kHz.

$$f = \frac{1}{T} \qquad \text{Eq.2.1}$$

onde  $f$  é a frequência e  $T$  é o período.

### 2.2.3 Comprimento de onda

É a medida de um ciclo completo que vai de um pico de onda ao pico precedente ou seguinte. O ciclo é uma sequência de alterações na amplitude que ocorrem em intervalos regulares (HEDRICK *et al.*,1995).

### 2.2.4 Velocidade de propagação, Densidade e Compressibilidade

É a velocidade com que a onda se propaga no meio. Não é o mesmo que velocidade das partículas, pois esta se refere à vibração das partículas. A velocidade de propagação permanece constante no meio e é igual à frequência multiplicada pelo comprimento de onda (FISH, 1990). É expressa por  $\text{m.s}^{-1}$  ou  $\text{km.h}^{-1}$  (Equação 2.2).

$$c = f\lambda \qquad \text{Eq.2.2}$$

onde  $c$  é a velocidade de propagação,  $f$  é a frequência e  $\lambda$  é o comprimento de onda.



A velocidade de propagação sonora é determinada pela taxa com que a energia é transmitida pelo meio e depende da compressibilidade e densidade.

A densidade é definida como massa sobre volume e é expressa em  $\text{kg.m}^{-3}$  ou  $\text{g.cm}^{-3}$ . Com o aumento da densidade, mais massa é contida num dado volume. Para partículas com o aumento de massa, será necessário aumentar a força para produzir movimentação molecular. Uma vez as moléculas se movimentando, será necessária, também, mais força para pará-las. Quantitativamente, a densidade é inversamente proporcional ao quadrado da velocidade de propagação (Equação 2.3). Então, considerando, apenas a densidade, a perspectiva seria que a velocidade fosse menor no osso (alta densidade) e maior no ar (baixa densidade) (HEDRICK *et al.*, 1995).

A compressibilidade determina a diminuição do volume fracionário quando a pressão é aplicada no material. Quanto mais difícil for a redução de volume do meio, menor será a compressibilidade do mesmo. O quadrado da velocidade do meio é inversamente proporcional a compressibilidade (Equação 2.3). Um material denso apresenta maior dificuldade para diminuir o volume quando submetido à pressão. Alta compressibilidade indica baixa velocidade de propagação, como ocorre no ar. Em oposição, no osso o volume é dificilmente reduzido, pois as moléculas estão próximas uma das outras. Assim, a transmissão é mais lenta em um meio compressível (KINSLER and FREY, 1962, HEDRICK *et al.*, 1995).

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \cdot \kappa}} \quad \text{Eq.2.3}$$

onde  $c$  é a velocidade de propagação,  $\rho$  é a densidade e  $\kappa$  é a compressibilidade do meio.

A densidade e a compressibilidade afetam a velocidade, porém esta última é dominante. Assim, observam-se materiais com alta densidade, como o osso, entretanto com alta velocidade, pois apresenta baixa compressibilidade (HEDRICK *et al.*, 1995).

### 2.3 Interações do Ultrassom nos Tecidos Biológicos

Os tipos de interações, que ocorrem nos tecidos, são análogos aos comportamentos das ondas estudadas na luz: reflexão, refração, espalhamento, difração, divergência, interferência e absorção (FISH, 1990). Com ressalva da interferência, todas as interações reduzem a intensidade do feixe, que é denominada de atenuação. A interferência pode diminuir ou aumentar a intensidade. Em geral, a reflexão é tratada separadamente da atenuação, isto é, todas as interações que decrescem a intensidade do

feixe, exceto a reflexão, são incluídas no processo de atenuação (HEDRICK *et al.*, 1995).

A onda se propaga pelos tecidos e interage de acordo com as características destes. Durante a propagação, há perda de energia por absorção. No limite entre dois tecidos, o ultrassom é parcialmente refletido, outra parte da energia é transmitida, podendo ser refratada e espalhada por pequenas estruturas (FISH, 1990).

### 2.3.1 Impedância Acústica

A impedância acústica de um meio está relacionada com a resistência à passagem do som. Também pode ser definida (para ondas planas) como o produto da densidade pela velocidade de propagação do respectivo meio (Equação 2.4).

$$Z = \rho c, \quad \text{Eq.2.4}$$

onde  $Z$  é impedância acústica (ou ultrassônica) ( $\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ ),  $\rho$  é a densidade ( $\text{kg.m}^{-3}$ ) e  $c$  é a velocidade ( $\text{ms}^{-1}$ ).

Entre a camada de pele e o transdutor, normalmente, coloca-se uma camada de gel para melhorar o acoplamento e permitir uma melhor transmissão ultrassônica. Minimiza-se, assim a reflexão oriunda da interface ar/tecido (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

### 2.3.2 Reflexão Especular, os coeficientes de reflexão e transmissão

A reflexão consiste na alteração da direção da propagação do feixe. O ângulo refletor é igual ao ângulo incidente. Estes ângulos são definidos em relação ao eixo perpendicular a superfície. Assim, quanto menor o ângulo do raio incidente na superfície perpendicular, menor a energia refletida. Este princípio é conhecido como a lei do cosseno (PRENTICE, 2004).

Quando a onda ultrassônica passa por uma interface entre dois meios, parte do feixe é transmitida através da interface e parte refletida. As intensidades do feixe ultrassônico transmitido ( $I_t$ ) e do refletido ( $I_r$ ) são expressas como fração da intensidade incidente ( $I_i$ ), quando a interface é perpendicular à direção da propagação (FISH, 1990). Estas frações são regidas pela impedância acústica (Equações 2.5 e 2.6).

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad \text{Eq.2.5}$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{Eq.2.6}$$

onde

R é o coeficiente de reflexão de intensidade

T = (1 - R) é o coeficiente de transmissão de intensidade

Z<sub>2</sub> é a impedância acústica no meio 2

Z<sub>1</sub> é a impedância acústica no meio 1

A diferença de impedância, entre os meios, é responsável pela parte refletida do feixe ultrassônico. Deste modo, o feixe ao atravessar uma interface com a mesma impedância acústica, não sofre reflexão, pois toda onda é transmitida para o segundo meio. Se há uma grande diferença de impedância acústica, como no caso entre osso e tecidos moles, a magnitude da onda refletida será alta. Por outro lado, se a diferença de impedância é pequena, apenas uma fração é refletida (HEDRICK *et al.*, 1995), como ocorre entre gordura e músculo.

A reflexão tem grande importância no diagnóstico, pois promove a identificação dos contornos das estruturas biológicas na imagem (FISH, 1990), porém, além da impedância outros fatores interferem na fração que é refletida: o ângulo incidente, o tamanho das estruturas comparadas com o comprimento de onda, o formato da estrutura e a textura da superfície da interface (HEDRICK *et al.*, 1995).

### 2.3.3 Refração

A refração sonora obedece a Lei de Snell. O feixe, incidindo obliquamente, muda de direção, após passar de um meio 1 para o meio 2, quando os meios apresentam velocidades diferentes. Quando o feixe refratado desvia da linha perpendicular, indica que a velocidade do meio 2 é maior (FISH, 1990, HEDRICK *et al.*, 1995).

#### 2.3.4 Espalhamento

O espalhamento, também denominado de reflexão não-especular, ocorre quando o ultrassom incide em uma superfície rugosa ou em partículas pequenas, da ordem de um comprimento de onda e então é espalhado em todas as direções. Esta interação aumenta com a frequência e é útil na caracterização de tecidos (FISH, 1990, HEDRICK *et al.*, 1995).

#### 2.3.5 Difração

A difração diverge ou espalha a onda mais rapidamente da fonte sonora. Este fenômeno, também acontece depois que um feixe passa por uma pequena fenda na ordem do comprimento de onda. A sensibilidade e a resolução lateral são comprometidas pela divergência (HEDRICK *et al.*, 1995).

#### 2.3.6 Interferência

A interferência pode comprometer a uniformidade da intensidade do feixe no campo ultrassônico. A soma de ondas com a mesma frequência, que estão em fase, é denominada interferência construtiva. Esta resulta em aumento da amplitude. Já a superposição de ondas com a mesma frequência, mas que não estão em fase, apresenta a soma da diferença das amplitudes e sofre interferência destrutiva. Neste caso, há um decréscimo da amplitude (HEDRICK *et al.*, 1995).

#### 2.3.7 Absorção

Absorção é o processo pelo qual a energia acústica é transformada em outras formas de energia, primariamente calor. Este processo dissipa a energia sonora, ao contrário de todas as outras interações, como a reflexão, refração, espalhamento e divergência, que diminuem a intensidade, por alterar a direção do feixe. A absorção do feixe é dependente da frequência do mesmo, da viscosidade e do tempo de relaxação do meio (FISH, 1990, HEDRICK *et al.*, 1995).

A energia absorvida pelos diferentes tecidos do corpo, transformada em calor (FISH, 1990, SPEED, 2001) é utilizada na aplicação terapêutica pela fisioterapia.

#### 2.3.8 Atenuação

A atenuação é a perda progressiva da intensidade e ocorre à medida que o feixe ultrassônico se propaga pelo tecido, devido, basicamente, aos fenômenos de absorção e espalhamento da onda (FISH, 1990, HEDRICK *et al.*, 1995).

A queda da intensidade ocorre em função do coeficiente de atenuação ( $\alpha$ ) e da profundidade ( $x$ ) do tecido como apresentado na Equação 2.7 (TER HAAR, 1986).

$$I=I_0.e^{-\alpha x} \quad \text{Eq.2.7}$$

onde

I: intensidade na profundidade  $x$  [ $\text{W.cm}^{-2}$ ]

$I_0$ : intensidade na profundidade zero [ $\text{W.cm}^{-2}$ ]

$\alpha$ : coeficiente de atenuação [ $\text{Np.cm}^{-1}$ ]

$x$ : profundidade [cm]

O coeficiente de atenuação, além de Np (Neper), pode ser expresso em decibéis ( $\log_{10}$ ) e definido como coeficiente de atenuação em decibel, como apresentado abaixo:

$$\mu = 4.3\alpha \quad (\text{dB.cm}^{-1}) \quad \text{Eq.2.8}$$

Para tecidos biológicos moles, o coeficiente de atenuação aumenta linearmente com a frequência (de forma aproximada). Os elementos de alta frequência do espectro do ultrassom são atenuados mais intensamente do que os componentes de baixa frequência. Logo, a largura do espectro e a frequência principal diminuem e há o aumento do comprimento de onda.

### 2.3.9 Ultrassom terapêutico

O Ultrassom terapêutico (UST), há mais de meio século, é utilizado por fisioterapeutas (WARDEN *et al.*, 2002) para o tratamento de diversas lesões teciduais devido a ações terapêuticas benéficas, produzidas pelos efeitos térmicos e não térmicos (TER HAAR, 1999). Deste modo, o ultrassom terapêutico pode ser indicado em neurites, bursites, tendinites, rigidez articular, artrites, úlceras de decúbito, fibrose e fraturas (PRENTICE, 2004).

O equipamento de ultrassom terapêutico (UST), normalmente, apresenta as frequências de 1,0 e 3,0 MHz, dispondo, às vezes, também de 5,0 MHz (GUIRRO e GUIRRO, 2004). Para uma mesma intensidade e um mesmo tecido, a energia gerada a 1 MHz penetra mais profundamente que aquela gerada a 3 MHz, pois para a frequência de 1 MHz a atenuação será menor. Para a frequência de 3 MHz, a atenuação no tecido

será maior, a penetração mais superficial e a absorção ocorrerá de modo mais rápido (PRENTICE, 2004). De maneira geral, a baixa frequência é indicada para tratamento de tecidos lesados mais profundos e a alta frequência para lesões superficiais (GUIRRO e GUIRRO, 2004, PRENTICE, 2004).

Nos equipamentos de terapia por ultrassom, a intensidade varia entre 0,1 a 3,0 W.cm<sup>-2</sup>, porém os aparelhos mais recentes apresentam intensidades que variam de 0,01 a 2,0 W.cm<sup>-2</sup>, que são mais compatíveis com a prática clínica. A área irradiada se relaciona com o tempo de aplicação, ou seja, maior tempo de tratamento para maiores áreas de lesão, um ou dois minutos para cada 10 cm<sup>2</sup> (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

Há dois modos de emissão de ultrassom, empregados no procedimento clínico: pulsado e contínuo. No modo pulsado, são emitidas salvas de ondas, com amplitudes e períodos ajustáveis, intercaladas por períodos de silêncio (FISH, 1990), a geração de onda é interrompida periodicamente e a taxa de repetição varia de acordo com os pulsos (1:1,1:4.1:9). Assim, não há produção de energia durante o período *off time*. Estas doses são indicadas para o tratamento atérmico. No modo contínuo, a amplitude é ajustável e as ondas são emitidas continuamente. Este modo é recomendado para a terapia térmica, pois há o aumento da temperatura local (FISH, 1990).

O aquecimento é influenciado pelas características do tecido, fatores de resfriamento e parâmetros do equipamento. As características do tecido incluem o tipo (pele, gordura, músculo ou osso), condutividade térmica, a densidade, o calor específico, o coeficiente de atenuação, a área de tratamento e a profundidade [cm]. A movimentação do transdutor durante o tratamento, a condução de calor para os tecidos adjacentes e a perfusão sanguínea abrangem os fatores de resfriamentos, que são difíceis de estimar (BAKER *et al.*, 2001). Os parâmetros do equipamento de ultrassom compreendem a intensidade, frequência do transdutor, o tempo de aplicação e o modo de irradiação, contínuo ou pulsado (PRENTICE, 2004).

Os efeitos fisiológicos da terapia ultrassônica dependem dos parâmetros do equipamento e da composição tecidual. No entanto, segundo GUIRRO *et al.* (1997), os aparelhos de US estão frequentemente descalibrados. Consequentemente, o tratamento pode ser ineficaz se a dose for baixa, sem efeito terapêutico ou provocar lesões (queimaduras) devido às altas intensidades (ARTHO *et al.*, 2002).

## 2.4 Potência e Intensidade

A potência de radiação emitida é a quantidade total de energia do feixe ultrassônico por unidade de tempo (HEDRICK *et al.*, 1995). Para averiguar a potência, utiliza-se a balança de força de radiação, que pode, também, ser calculada, multiplicando-se a intensidade pela área de radiação efetiva (ERA) [cm<sup>2</sup>] (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

A ERA é a área de superfície do transdutor que verdadeiramente emite a onda mecânica. É informada pelo fabricante, porém, esta informação pode ser incerta, pois depende da área do cristal e não do diâmetro da placa frontal do transdutor. A extensão de área a ser tratada por UST deve corresponder a 2 ou 3 vezes o tamanho da ERA. Esta e a potência são importantes para a determinação da intensidade real que penetra nos tecidos (PRENTICE, 2004). Segundo a norma IEC 61689, a ERA é determinada pela varredura do campo acústico no plano perpendicular ao eixo do feixe, a uma distância de 0,3 cm da face e a na região de último máximo do feixe (Zn), utilizando um hidrofone. Obtida a partir da área seccional do feixe,  $A_{BCS}$ , a ERA pode ser calculada pela Equação 2.9:

$$ERA = F_{ca} \cdot A_{BCS}(0,3) = 1,354A_{BCS}(0,3) \quad \text{Eq.2.9}$$

A intensidade ultrassônica é a taxa de energia que passa por uma área seccional por segundo, perpendicular à direção de propagação (FISH, 1990). Este parâmetro é proporcional ao quadrado de amplitude da onda. O acréscimo da intensidade leva a um aumento na pressão acústica. A velocidade de partícula aumenta, pois a distribuição de partículas dentro das regiões de compressão se torna mais denso. A intensidade é dada por (HEDRICK *et al.*, 1995):

$$I = \frac{P_o^2}{2Z}, \quad \text{Eq.2.10}$$

onde  $P_o$  é a pressão acústica e  $Z$  é a impedância acústica.

A potência e a intensidade não são distribuídas uniformemente no feixe e são difíceis de ser mensuradas. Por isso, utilizam-se, em alguns casos, medidas relativas. Para determinar a variação da intensidade, por exemplo, compara-se a mesma em um ponto com a intensidade de referência em outro ponto (HEDRICK *et al.*, 1995). A diferença de intensidade é expressa em decibel, conforme a Equação 2.9 abaixo:

$$Level (dB) = 10 \log_{10} \left( \frac{I}{I_0} \right) \quad \text{Eq. 2.11}$$

onde  $I$  é a intensidade do ponto de interesse e  $I_0$  é a original ou intensidade de referência.

Segundo Hedrick *et al.* (1995), Krebs *et al.* (2004) e Hoskins (2010), há várias definições de intensidades e estas apresentam dependência temporal e/ou espacial. Neste capítulo, serão definidas as duas intensidades utilizadas no presente estudo. As outras definições podem ser encontradas no Anexo I:

Intensidade Pico-Temporal ( $I_{TP}$ ) é a máxima intensidade do pulso.

Intensidade Média-Pulso ( $I_{PA}$ ) é a intensidade média obtida a partir de um único pulso.

É importante lembrar que o uso de uma dose imprópria pode resultar em tratamentos ineficazes, devido à energia insuficiente para proporcionar efeitos terapêuticos. Por outro lado, a não-uniformidade do feixe ou excesso de intensidade, pode elevar a temperatura e causar riscos indesejáveis como queimaduras para os pacientes (ISHIKAWA, 2000). A razão de não-uniformidade do feixe ( $R_{NF}$ ) é dada pela relação do quadrado da máxima pressão acústica pela média espacial do quadrado da pressão acústica, onde a média espacial é obtida através da área efetiva de radiação. A não-uniformidade ( $R_{BN}$ ) é dada por (IEC 61689, 2007):

$$R_{BN} = \frac{P_{\max}^2 A_{ER}}{pms_t A_o} \quad \text{Eq. 2.12}$$

onde  $P_{\max}^2$  é a máxima pressão acústica r.m.s.,  $A_{ER}$  é a área efetiva de radiação,  $pms_t$  é a potência acústica quadrática média total e  $A_o$  é a unidade de área para a varredura.

O feixe não uniforme distribui a energia de modo irregular nos tecidos, gerando pontos quentes. Altas intensidades associadas à técnica estacionária (posicionamento imóvel do transdutor sobre a área a ser tratada), também, podem provocar outros danos nos tecidos. A onda acústica quando é refletida nas interfaces com grande diferença de impedância, como tecido mole-osso, soma-se a energia transmitida, podendo criar um efeito de ondas estacionárias. Este efeito pode causar a redução do fluxo sanguíneo, dano no sistema venoso e agregação plaquetária (TER HAAR, 1987, PRENTICE,



2004). A partir de um limiar de intensidade pode ocorrer a formação de cavitação estável ou instável. Em ambos os casos, o colapso de bolhas pode acarretar aumento de temperatura, gerar ondas de choque e liberar radicais livres. Podendo provocar, também, a *lise* celular (FISH, 1990; GUIRRO E GUIRRO, 2004; PRENTICE, 2004).

## **2.5 Efeitos Fisiológico**

O UST interage com os tecidos biológicos normais e lesados. Os efeitos fisiológicos induzem efeitos térmicos e atérmicos (PRENTICE, 2004). Contudo, esses efeitos não ocorrem separadamente (BAKER *et al.*, 2001).

Os efeitos térmicos se relacionam com a absorção da energia ultrassônica que é convertida em calor (FISH, 1990). Os efeitos terapêuticos do aquecimento podem promover aumento do fluxo sanguíneo, diminuição da inflamação, da rigidez articular e do espasmo muscular, redução da dor, e aumento da extensibilidade das estruturas colágenas, como ligamentos tendões e cápsulas articulares (PRENTICE, 2004, GUIRRO e GUIRRO, 2004). Os efeitos fisiológicos ocorrem a partir da elevação de temperatura de 40-45°C, aplicado por no mínimo 5 minutos (SPEED, 2001, PRENTICE, 2004).

Os efeitos não-térmicos, também denominados de mecânicos, decorrem da movimentação do meio pela passagem da onda, produzindo vibrações que causam expansões e compressões nos tecidos (GUIRRO e GUIRRO, 2004). Estes mecanismos podem gerar a cavitação estável e o microfluxo acústico (SPEED, 2001).

A cavitação estável corresponde a bolhas de gás que se comprimem e expandem devido à alternância de pressões nos fluidos dos tecidos. Estas alterações de pressão produzem um movimento de fluidos ao redor da membrana celular, o microfluxo. Estes efeitos biofísicos proporcionam o aumento da permeabilidade de íons e moléculas nas membranas celulares, o estímulo à atividade dos fibroblastos, o aumento da síntese protéica, regeneração de tecidos moles, aumento do fluxo sanguíneo e reparo de fraturas ósseas (TER HAAR, 1986; SPEED, 2001; BAKER *et al.*, 2001).

Esta classificação em terapia térmica, que está relacionada com o modo contínuo, e não térmico com o modo pulsado, é inapropriada. O modo pulsado reduz o aumento da temperatura proporcionalmente à relação *on:off*, mas não impede o aquecimento (BAKER *et al.*, 2001).

Com o propósito de eliminar os perigos de lesão do tecido biológico e garantir todas essas respostas fisiológicas deste, são imprescindíveis a criação de parâmetros de

desempenho e calibração dos aparelhos de ultrassom de fisioterapia. Há organismos responsáveis pela elaboração de procedimentos e normas para garantir o desempenho e segurança desses equipamentos. Os principais são: *Food and Drug Administration* (FDA), *International Electrotechnical Commission* (IEC), *American Institute of Ultrasound in Medicine* (AIUM), *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA), *European Committee for Ultrasound Radiation Safety* (ECURS) e, no Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e o Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO).

A IEC150 (*Testing and Calibration of Ultrasonic Therapeutic Equipment*) foi a primeira norma particular, aplicada para a garantia do uso seguro do ultrassom utilizado em terapia, publicada em 1963, sendo substituída em 1996 pela IEC 1689 e atualizada pela IEC 61689 (2007). A IEC 60601-2-5 (2009) regulamenta os requisitos particulares para a segurança dos equipamentos ultrassônicos de fisioterapia. Estudos mostram que grande parte dos equipamentos de ultrassom de fisioterapia descumpra essas normas (GUIRRO *et al.*, 1997, ARTHO *et al.*, 2002).

### 3 Revisão Bibliográfica

#### 3-1 *Phantoms* Ultrassônicos

Corpos de prova, denominados de *phantoms*, que mimetizam propriedades de tecido biológico são desenvolvidos, desde 1960, (CULJAT, *et al.*, 2010). Estes materiais mimetizadores tem diversas aplicações e inclusive são utilizados na avaliação dos efeitos da radiação de US em diagnóstico (MADSEN, *et al.*, 1978) e em estudos de hipertermia (PROKOP *et al.*, 2003).

O UST é amplamente empregado na fisioterapia, porém há incertezas sobre a sua eficácia (WONG *et al.*, 2007). Por isso, é importante o desenvolvimento de ferramentas capazes de aferir equipamentos de US, possibilitando a avaliação de métodos/protocolos adequados de radiação no tecido humano. Os *phantoms* mimetizadores de propriedades acústicas e térmicas são utilizados na calibração de aparelhos e na avaliação da distribuição dos campos acústicos e térmicos (MAGGI *et al.*, 2008). Os corpos de prova, também, podem ser aplicados em estudos de propagação do feixe e formação de ecos, cujos resultados podem ser comparados com modelos matemáticos e simulações em programas computacionais.

Segundo Madsen *et al.* (1978) para avaliar a radiação ultrassônica, os *phantoms* devem apresentar certas propriedades acústicas (velocidade de propagação, coeficiente de atenuação e impedância acústica) e térmicas (difusividade térmica, calor específico e condutividade térmica) similares aos tecidos ou meios que se pretendem estudar.

Os materiais usados na confecção dos corpos são os mais diversos, a fim de se encontrar as propriedades acústicas mais convenientes, tais como agar (CHIN *et al.*, 1990; KATO e ISHIDA, 1987; MADSEN, *et al.*, 1998, BASTO, 2007), gelatina (MADSEN, *et al.*, 1978), poliacrilamida (PROKOP *et al.*, 2003; TAKEGAMI *et al.*, 2004; LAFON *et al.*, 2005, ZELL *et al.*, 2007 e BUNN, 2009), elastômeros como o silicone (MAGGI *et al.*, 2008), epóxi (CLARKE *et al.*, 1994; TATARINOV, *et al.*, 1998) entre outros.

##### 3.1.1 Tecidos Biológicos

Este tópico apresenta resumos da constituição histológica e funções de tecidos biológicos, que quando lesionados, podem ser tratados com ultrassom terapêutico.

Os tecidos moles são formados pelo tecido conjuntivo, tecido adiposo (gordura) e tecido muscular. O tecido conjuntivo tem origem mesodérmica e morfologicamente apresenta grande quantidade de matriz celular e pode ser dividido em três partes:

células, fibras de natureza protéica, como o colágeno e substância fundamental. Esta última é formada por polissacarídeos, proteína e é rica em água. Os tecidos conjuntivos são responsáveis pelo preenchimento dos espaços intracelulares do corpo, pela ligação de órgãos e de tecidos, pela sustentação e defesa (JUNQUEIRA E CARNEIRO, 2004).

O tecido adiposo é um tipo especial de tecido conjuntivo, que apresenta predomínio de células adiposas, também denominadas de adipócito. Esta é um tipo de célula que acumula gotículas de lipídios em seu citoplasma. O tecido adiposo modela a superfície corporal, contribui no isolamento térmico e está localizado, principalmente, embaixo da pele, na hipoderme. Tem a importante função de armazenar energia sob a forma de triglicerídeo. Além disso, corresponde a até 25% do peso corporal nas mulheres e 20% nos homens, em pessoas de peso normal (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004).

O tecido muscular se origina do mesênquima e é composto por células alongadas, as quais apresentam grande quantidade de filamentos citoplasmáticos de proteínas contráteis (actina e miosina). Altamente vascularizado e innervado, este tecido é especializado em realizar contrações, utilizando a energia contida nas moléculas de ATP. Pode ser dividido em três tipos: músculo liso, músculo estriado cardíaco e músculo estriado esquelético. Este último é formado por fibras multinucleadas, longas e cilíndricas com estriações transversais (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004). Estas fibras se contraem de maneira vigorosa e rápida. Estão submetidas ao controle voluntário, possibilitando a locomoção e movimentos corporais ativos (KISNER, 1998).

O tecido ósseo é constituído de células e material extracelular calcificada, chamado de matriz óssea. As células são: os osteoclastos, que produzem a parte orgânica da matriz; os osteócitos, que se localizam nas lacunas no interior da matriz; e os osteoclastos, células móveis, gigantes, que participam da remodelação dos ossos. A matriz orgânica é dividida em parte orgânica e parte inorgânica. A fração orgânica possui abundante presença de fibras colágenas (colágeno tipo I) e pequena quantidade de glicoproteína e proteoglicanas. Já a parte inorgânica é constituída, principalmente por cálcio e fósforo e em pequena quantidade por bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato. O fósforo e o cálcio formam cristais com estruturas semelhantes à hidroxiapatita (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004).

O tecido ósseo forma o esqueleto, serve de apoio para as partes moles e protege órgãos vitais. Oferece suporte aos músculos e sistema de alavancas que aumenta as forças geradas na contração muscular. Macroscopicamente, pode ser classificado em

dois tipos. Osso compacto ou cortical é formado por partes sem cavidades visíveis, presente, principalmente, na diáfise de ossos longos. O osso esponjoso apresenta muitas cavidades intercomunicantes (trabéculas), que confere um aspecto poroso. É encontrado na parte mais profunda da diáfise de ossos longos, no centro de ossos curtos e em extremidades, denominadas epífises (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2004). Embora tenham as mesmas estruturas histológicas, o osso cortical e o esponjoso apresentam propriedades acústicas diferentes.

O ultrassom terapêutico é muito utilizado nos tecidos citados acima, porém há pouca comprovação científica sobre a ação benéfica. Há limitações e dificuldades em pesquisas *in vivo*, por isso é importante o estudo de propriedades acústicas para a construção de *phantoms*, utilizados como modelos para o tecido biológico. A Tabela 3.1 informa as propriedades acústicas dos tecidos biológicos.

**Tabela 3.1 – Valores das propriedades acústicas dos tecido biológicos**

<b>Tecidos Biológicos</b>	<b>Atenuação (<math>\mu</math>) (dB cm<sup>-1</sup>) 1 MHz</b>	<b>Velocidade Longit. (c) (m s<sup>-1</sup>)</b>	<b>Densidade (<math>\rho</math>) (kg m<sup>-3</sup>)</b>	<b>Impedância (Z) 10<sup>6</sup> (Kg m<sup>-2</sup> s<sup>-1</sup>)</b>	<b>Fonte</b>
Tecidos moles (média)	0,54	1561	1043	1,63	Mast, 2000
Tecidos moles (Intervalo)	0,40-0,70	1480-1560	1050	1,53	Ophir <i>et al.</i> , 2002
Gordura	0,48	1478	950	1,40	Mast <i>et al.</i> , 1997
Gordura	0,29	1450	950	1,38*	ICRU 1998
Músculo	1,09	1547	1050	1,62	Mast <i>et al.</i> , 1997
Músculo**	0,74	1580	1050	1,66*	ICRU 1998
Osso***	4,60 – 12,50	2700 - 4300	-	-	Melsen <i>et al.</i> , 1978
Osso***	-	2700-4100	1380-1810	3,75-7,40	Bjørn A. J. 2000 Wells, 1977

\*Valor da impedância obtido pela multiplicação da densidade pela velocidade.

\*\*Músculo esquelético.

\*\*\* Osso Cortical.

### 3.1.2 *Phantoms* de tecidos Moles

Na literatura há muitos estudos sobre a radiação ultrassônica em tecidos, parte deles dedicados à confecção de *phantoms*, visando mimetizar a média das propriedades acústicas dos tecidos moles ou faixa de valores de determinados tecidos.

Madsen *et al.* (1978) misturaram água destilada, gelatina com diferentes concentrações uniformes de pó grafite e n-propanol. Observaram que o pó de grafite determina a atenuação e o n-propanol interfere na velocidade de propagação. Esta variou de 1520 a 1650 m.s<sup>-1</sup> com as diferentes concentrações n-propanol. Obtiveram uma faixa de coeficiente de atenuação de 0,2 a 1,5 dB.cm<sup>-1</sup>. Este material apresentou

estabilidade durante 4 meses, mesmo acrescentando ácidos p-metil e p-propil benzóico para evitar a contaminação bacteriana.

Burlew *et al.* (1980) prepararam uma receita com grafite, n-propanol e Agar, pois este apresenta o ponto de fusão maior que o da gelatina e assim diminui o risco de danos em elevadas temperaturas. O valor da densidade alterou-se de 1016 para 1100 kg.m<sup>-3</sup>. A velocidade do som ficou entre 1498 e 1600 m.s<sup>-1</sup> e a atenuação entre 0,04 e 1,4 dB.cm<sup>-1</sup>.

Bush e Hill (1983) montaram um complexo gel de gelatina e alginato. Este material apresentou velocidade de propagação de 1520 m.s<sup>-1</sup> e uma faixa de valores de 0,12 a 0,5 dB.cm<sup>-1</sup> para o coeficiente de atenuação com acréscimo de polietileno. Com a desinfecção e a adição de cloreto de cálcio, melhoraram a estabilidade térmica a 25°C.

Chin *et al.* (1990) confeccionaram um tipo de *phantom*, composto de esferas de Agar de 0,3 a 3,6 mm de diâmetro, contidas em um interstício, formado por 90% de água destilada e solução de n-propanol a 10%. Este material líquido apresentou propriedades acústicas e térmicas similares a tecidos moles. Após o aquecimento, o *phantom* retornou ao equilíbrio térmico de forma gradual, semelhante ao tecido humano, devido à perfusão de fluido em seu interior.

Outro estudo, realizado por Chin *et al.* (1991), avaliou a distribuição axial da temperatura decorrente da aplicação do UST com feixe focalizado, introduzindo 25 junções de termopares em um *phantom* de tecido mole, seguindo a receita citada anteriormente. Houve similaridades entre o modelo teórico e o experimental. As maiores concentrações de intensidade foram registradas na região focal do feixe, entretanto os valores referentes aos lóbulos laterais do feixe apresentaram-se superiores aos teóricos.

Madsen *et al.* (1998) desenvolveram um novo material mimetizador de tecidos moles, empregando agarose, leite condensado, n-propanol, água destilada, grânulos de vidro e timerosal (agente de conservação). O material apresentou baixo retroespalhamento, sem a adição de grânulos de vidro, com o acréscimo deste o coeficiente de espalhamento aumentou proporcionalmente. O coeficiente de atenuação variou de 0,1 a 0,7 dB.cm<sup>-1</sup>, a velocidade de propagação ficou em torno de 1540 m.s<sup>-1</sup> e a densidade de 1,055 g.cm<sup>-3</sup>. Foram produzidos *phantoms* nos estados líquido e sólido. No estado líquido existe a vantagem do *phantom* ser facilmente removido e substituído por outro com diferentes propriedades e é utilizado na avaliação do padrão do feixe. Já o

tecido mimetizador sólido pode simular lesões e exibir variação considerável no coeficiente de espalhamento, devido à adição dos dispersores.

D'Souza *et al.* (2001) confeccionaram *phantoms* para três tecidos moles que mimetizam características de gordura, músculo e parênquima de próstata de tecido humano. Estes materiais apresentaram propriedades físicas simultâneas, para o estudo da imagem formada por ressonância magnética nuclear, tomografia computadorizada e ultrassom. Os *phantoms* de músculo e próstata continham os ingredientes da receita de Madsen *et al.*, (1998), cobre e EDTA (Ácido Etilenodiamino Tetra-Acético), porém com concentrações diferentes. O tecido adiposo foi mimetizado com poliuretano, permeado com óleo de cártamo.

Prokop *et al.* (2003) desenvolveram um gel à base de poliacrilamida e rico em água, variando a concentração do monômero de acrilamida de 10 a 20%, para obter um meio de acoplamento, utilizado em tratamentos com ultrassom com feixe focalizado e de alta intensidade (HIFU). Este estudo avaliou as propriedades acústicas, térmicas e elásticas das amostras com diferentes concentrações de acrilamida e água. As amostras apresentaram um baixo coeficiente de atenuação que variou de 0,08 a 0,14 dB.cm<sup>-1</sup> a 1 MHz, enquanto as propriedades acústicas velocidade de propagação e a impedância foram similares às dos tecidos moles. A velocidade de propagação variou de 1546 a 1595 m.s<sup>-1</sup> e impedância de 1,58 a 1,68 Mrayl. Os valores da densidade do gel foram ligeiramente acima da densidade da água e variaram de 1,02 a 1,05 g.ml<sup>-1</sup>.

Os autores acima criaram um método para medir as propriedades térmicas, empregando, dentro do gel, quatro termopares e um fio de níquel-cromo que promove aquecimento por corrente elétrica. Os valores de condutividade térmica e calor específico encontrados correspondem ao dobro dos valores dos tecidos moles e não alteraram significativamente, com o aumento da concentração de acrilamida.

Sato *et al.* (2003) confeccionaram corpos de prova para implementar um protocolo para medir a Faixa Dinâmica Exibida em ultrassom de diagnóstico. Para isso, utilizaram a solução de 2,5% de Agar, 11% de glicerina, 86,5% de água e 63,8 g/l de grafite. Também foram utilizados antibióticos, clorafenicol, tetraciclina, penicilina G e os antifúngicos nistatina e anfotericina B, como conservantes. Este *phantom* apresentou propriedades acústicas semelhantes aos tecidos moles.

Takegami *et al.* (2004) estudaram um gel de poliacrilamida, adicionando clara de ovo, com o intuito de visualizar regiões lesadas e avaliar o aumento de temperatura oriunda do feixe focalizado de alta intensidade ultrassônica (HIFU). Empregaram 40%

de acrilamida, 44,5% de água destilada, 10% de persulfato de amônio, 0,2% de TEMED e desenvolveram *phantoms* com diferentes concentrações de clara de ovo, variando de 0 a 40%, já que esta contém uma proteína sensível à temperatura. Os autores observaram que este material apresentou propriedades acústicas semelhantes aos tecidos moles. Porém, altas concentrações de clara de ovo resultam em um gel não muito transparente, o que atrapalha na visualização da região lesada, enquanto que baixas concentrações podem apresentar menor sensibilidade e pouco contraste óptico.

Lafon *et al.* (2005) apresentaram um *phantom* para US à base de poliacrilamida, misturado com albumina sérica bovina (BSA) para a aplicação em US focalizado. Descreveram os resultados da caracterização das propriedades acústicas e ópticas, variando a concentração de BSA de 3 a 9%. Este material mimetizador apresenta velocidade de propagação e impedância acústica similares aos tecidos moles, porém com coeficiente de atenuação oito vezes inferior.

Bunn (2009) desenvolveu um *phantom* à base de poliacrilamida, cristais líquidos termocromáticos e poliacetato de vinila (PVAc). Este corpo de prova apresentou comportamento térmico (condutividade térmica, calor específico e difusividade térmica) e acústico (coeficiente de atenuação e velocidade de propagação) similares ao do tecido humano. As características acústicas permaneceram estáveis por seis meses. Com este método, foi possível visualizar a não homogeneidade do feixe ultrassônico de transdutores de fisioterapia, a partir do padrão espacial gerado pela presença dos cristais.

Com uma metodologia similar, Costa *et al.* (2009) confeccionaram *phantoms* de epóxi com materiais termocromáticos que permitem visualização da imagem térmica originada da irradiação de transdutores de fisioterapia, sem, no entanto, buscar mimetizar propriedades acústicas ou térmicas. Tais corpos de provas transparentes mudam de cor após o aquecimento em função da energia absorvida. Retornam ao aspecto original, desde que não sejam danificados com elevação de temperatura excessiva. Portanto, podem ser utilizados para avaliar a qualidade de transdutores ultrassônicos.

Silicone RTV615 é um tipo de elastômero estável, que não sofre ataques de bactérias e fungos. Apresenta o coeficiente de atenuação elevado e velocidade de propagação da onda abaixo do valor médio dos tecidos biológicos. Maggi *et al.* (2008) estudaram a adição de diferentes materiais ao silicone para fabricar um *phantom* estável com propriedades acústicas de tecidos moles. As misturas de óleo de silicone e vaselina



com silicone apresentaram o coeficiente de atenuação dentro da faixa de interesse, contudo não houve diferença nos valores da velocidade. Já o acréscimo da glicerina aumentou o coeficiente de atenuação e a velocidade, no entanto esta última ainda ficou abaixo do valor desejado.

Maggi (2011) confeccionou *phantoms* a base de PCVP, um material utilizado após a segunda guerra mundial para substituir a borracha na fabricação de objetos como cabos e isolantes térmicos. Primeiramente foi desenvolvido um *phantom* com PCVP puro e depois foram confeccionados corpos de prova com outros materiais como: PVCP e vaselina (5%), PVCP reciclado, PVCP e PVC (9%), PVCP e glicerina (10%) e por último, PVCP pela técnica MAVK. O PVCP puro, o com vaselina e o reciclado apresentaram valores de coeficiente de atenuação que variaram de 0,35 a 0,44 dB.cm<sup>-1</sup> e valores de velocidade de propagação de 1380 a 1420 m.s<sup>-1</sup>, nos primeiros meses de avaliação. Os valores de atenuação aumentaram ao longo do tempo para estes corpos de prova, no entanto, a faixa de valores das velocidades se manteve. O aumento da temperatura, também, aumentou os valores de coeficientes de atenuação, porém não alterou os resultados das velocidades de propagação. A diminuição da temperatura de 25 °C para 19 °C ocasionou um decréscimo nos valores da velocidade, assim concluiu-se que os *phantoms* devem permanecer por 30 minutos na água destilada, antes das medições. Os *phantoms* de PVCP com PVC e PVCP com glicerina apresentaram médias de coeficiente de atenuação superiores, 0,81 e 0,73 dB.cm<sup>-1</sup>, respectivamente. Já os *phantoms* de PVCP pela técnica MAVK apresentaram valores inferiores, aproximadamente 0,26 dB.cm<sup>-1</sup>.

Basto (2007) desenvolveu *phantoms* à base de Agar para ultrassom terapêutico, reajustando a receita de Sato *et al.* (2003) com o acréscimo de PVC. Testou misturas com os componentes da receita com quatro diferentes concentrações de pó de PVC e grafite. O *phantom* com 80% de pó de PVC e 5% de pó de grafite apresentou propriedades acústicas, nas frequências de 1 e 2,76 MHz, e térmicas similares ao tecido biológico.

Dentre os materiais apresentados em estudos anteriores, os dois mais promissores em relação às propriedades termoacústicas são Agar e poliacrilamida, embora sofram com a desidratação, com a degradação e com o ataque de agentes biológicos ao longo do tempo. A poliacrilamida apresenta maior estabilidade e é facilmente ajustada em moldes, no entanto tem custo elevado e alguns componentes durante a polimerização são neurotóxicos. Apesar do *phantom* à base de Agar

apresentar estabilidade de aproximadamente 4 meses e a necessidade de cuidados para a sua manipulação, este será empregado no presente estudo para mimetizar os tecidos de gordura e de músculo.

### 3.1.3 *Phantoms* de tecido Ósseo

A seguir, são apresentados alguns trabalhos com a confecção *phantom* sintético ou a utilização de osso animal com o intuito de estabelecer um meio com propriedades acústicas de osso cortical e esponjoso.

Clarke *et al.* (1994) preocuparam-se em confeccionar um material mimetizador de osso trabecular para monitorar, com teste de rotinas, equipamentos de ultrassom para imagem (diagnóstico). Empregaram dois materiais: resina epóxi, para constituir a estrutura porosa óssea e gelatina a qual corresponde à medula óssea. A gelatina foi segmentada, por uma malha, para produzir cubos de 1 mm de aresta e estes foram misturados à solução de epóxi, formando *phantoms* com porosidade de 10% a 80%. O coeficiente de atenuação variou 7,0 a 17,7 dB.cm<sup>-1</sup> e a velocidade de propagação de 1844 a 3118 m.s<sup>-1</sup> a 500 kHz.

No estudo realizado por Tatarinov *et al.* (1999), fabricou-se um corpo de prova à base de resina epóxi para avaliar a influência do conteúdo mineral e da porosidade nas propriedades acústicas do osso. Algumas doenças apresentam falhas na mecânica do osso, como a osteoporose que se caracteriza pelo aumento da porosidade e a osteomalacia que se relaciona com a desmineralização do osso. Neste trabalho, partículas de borrachas de 1 mm<sup>3</sup> e conteúdo mineral de osso natural (0 a 70%) foram inseridos numa matriz de resina epóxi. Após a irradiação de US, utilizando as frequências de 0,1, 0,2, 0,5 e 1,0 MHz, descobriram que o aumento da porosidade diminui quase que exponencialmente a velocidade de propagação e eleva linearmente o coeficiente de atenuação. Este último apresenta forte dependência com a frequência. O crescimento do conteúdo mineral, acima de 40%, aumenta a velocidade, porém este não interfere na atenuação.

Tavakoli e Evans (1991) realizaram um estudo, relacionando às propriedades acústicas com o conteúdo mineral de ossos esponjosos bovinos. Três amostras de osso sofreram desmineralização, progressivamente, com o ataque de ácido nítrico. Concomitantemente, com a redução da concentração de minerais, as propriedades foram medidas, utilizando a frequência com intervalo 0,3-0,8 MHz. Os valores do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação decresceram com a diminuição do

conteúdo mineral, sendo que a velocidade de propagação apresentou melhor correlação. A redução do coeficiente de atenuação foi maior em frequências mais altas.

Para este estudo, será utilizada uma placa de resina epóxi (Sawbones® 3401-06) para a camada mimetizadora acústica de tecido ósseo cortical. Esta placa apresenta características mecânicas uniformes e elimina a variabilidade em testes com ossos de cadáveres humanos. Suas dimensões são 13 cm x 18 cm x 1,0 cm. É utilizada, principalmente, em testes de implantes ortopédicos (SAWBONES®, 2011).

#### 3.1.4 *Phantoms* com múltiplas camadas

Na literatura, encontram-se estudos com duas ou mais camadas, mimetizando propriedades acústicas de meios biológicos diferentes, aplicados ao ultrassom. Tais trabalhos tiveram o objetivo de estudar a influência da propagação ultrassônica e o aquecimento nos tecidos. Para isso, relacionaram diferentes formatos de transdutores e modos de propagação e variaram frequência, intensidade, incidência angular e espessura de camadas.

Chan *et al.* (1974) estudaram o calor gerado em um sistema de três camadas com interfaces planas e paralelas, que representava gordura, músculo e osso, aplicando US nas frequências de 0,8 e 2 MHz. Os resultados foram obtidos por equações e cálculos computacionais, sendo considerados a impedância acústica, o coeficiente de reflexão e o coeficiente de transmissão. Eles assumiram que toda energia perdida foi convertida em calor. Este estudo avaliou a influência da variação do ângulo de incidência nas ondas longitudinais, na reflexão e na transmissão das ondas nas interfaces. Também foi analisado o aquecimento do osso devido ao efeito da onda transversal. Este estudo chegou à conclusão que menores ângulos de incidência de US promovem aquecimento nos tecidos adiposo e muscular. Já a onda transversal, que ocorre no osso, passa a ser a responsável pela geração de calor a partir de 22°C, contudo o coeficiente de transmissão é maior entre 50°C a 60°C. Nesta angulação, há grande perda de energia que se converte em calor e pequena reflexão para gordura e músculo.

Fan e Hynynem (1992) compararam um modelo simplificado (SWINDELL *et al.*, 1982) que calcula a energia ultrassônica depositada nos tecidos com um modelo matemático aprimorado. O novo modelo considera os efeitos das ondas refletidas e refratadas em interfaces planas e paralelas, durante o planejamento de irradiação de ultrassom focalizado de alta intensidade em tratamentos de tumor. A comparação dos dois modelos demonstrou que os efeitos na interface de tecidos moles, com pequena

diferença de impedância, podem ser ignorados. Este trabalho calculou experimentalmente a distribuição do quadrado da amplitude de pressão em um meio com água e uma placa de polietileno. Os resultados experimentais, em relação à distribuição do campo ultrassônico através do foco, mostraram-se em concordância com as medições pelo novo modelo matemático. Por meio de simulação, constatou-se que os aumentos da incidência angular, da temperatura e da espessura de camada de gordura deslocam o foco acústico, em alguns milímetros, em direção oposta a fonte.

Em 1994, Fan e Hynynem realizaram outro estudo comparando modelos de cálculos com testes experimentais sobre a energia ultrassônica depositada em tecidos em interfaces curvilíneas. Este trabalho analisou os efeitos das ondas refletidas e refratadas e a distribuição do quadrado da amplitude de pressão em uma placa de polietileno curva dentro de um tanque de água, aplicando salvas de senóides de duração de 60 ms. Os valores teóricos e experimentais da intensidade foram normalizados com os valores em água, sem o *phantom*. A magnitude da intensidade relativa variou aproximadamente 20% entre os resultados calculados e testados com o transdutor de 0,5 MHz e afastado de 1 a 1,5cm do centro da placa de polietileno. Já com 1 MHz, os resultados teóricos e experimentais foram similares. Quatro modelos que apresentavam anatomia geométrica curva (cérebro, pescoço, abdômen e glúteo), também, foram estudados teoricamente. Os efeitos das ondas refletidas e refratadas foram pequenos nas interfaces curvas, no entanto, observou-se que há aumento da magnitude da amplitude do campo acústico quando se afasta o transdutor da interface.

Fujii *et al.* (1999) examinaram o comportamento de US focalizado e o padrão de aquecimento gerado nos tecidos músculo/osso por meio de cálculos computacionais e experimentos com *phantom*. Construíram um *phantom*, onde empregaram um recorte de osso bovino e uma mistura de Agar com pó de grafite para mimetizar o tecido muscular e assim constituir os dois meios diferentes, separados por interface plana e paralela. Os cálculos foram baseados em equações, que além de avaliar a atenuação do tecido, coeficiente de reflexão e transmissão, também consideraram os efeitos da circulação sanguínea. Confirmaram a dependência do aquecimento na interface em relação ao ângulo de incidência por meio dos resultados teóricos e experimentais. Os resultados demonstraram que os picos de temperatura foram encontrados no limite entre os tecidos, todavia, nem sempre os pontos focais estavam na interface.

Segundo FUJII *et al.* (1999), o US propaga-se pelos tecidos moles na forma de ondas longitudinais e quando alcança a interface, formada pelo osso, passa a apresentar

a onda transversal também. Esta é responsável pelo rápido e indesejável aumento de temperatura nas interfaces e proximidades, causando dor nos pacientes. Eles observaram que se a incidência do ângulo for menor que o ângulo crítico da onda longitudinal, a principal causa da elevação de temperatura é absorção da energia da onda longitudinal, porém quando o ângulo incidente for maior que o ângulo crítico da onda longitudinal, a onda transversal é a maior causa de geração de calor. Na incidência angular maior que o ângulo crítico da onda transversal, não há aumento de temperatura pela transmissão e absorção de energia no osso. O ligeiro aumento da temperatura na interface ocorre pela reflexão da onda no músculo.

Outro trabalho desenvolvido por Lin *et al.* (2000) investigou a distribuição da taxa de energia absorvida por unidade de volume (SAR – Specific absorption rate) depositada em um meio atenuante e a elevação de temperatura durante a penetração do US através da interface plana e paralela músculo/osso. O estudo foi realizado por meio de equações de transferência bio-térmica em regime permanente e considerou parâmetros como: frequência, incidência angular, perfusão sanguínea e coeficiente de atenuação das ondas longitudinal e transversal refratadas no osso. Obtiveram os mesmos resultados que Fujii *et al.* (1999) e Chan *et al.* (1974), em relação a incidência angular, porém demonstraram que o pico de temperatura se localiza no osso próximo à interface, enquanto o pico SAR ocorre na interface. Alta frequência ultrassônica gera, relativamente, mais calor no músculo, já a baixa frequência aquece mais profundamente o osso. Um músculo com alta perfusão apresenta menor elevação de temperatura. As propriedades acústicas, também, causaram influência nos resultados. Consideraram duas situações simuladas, mantendo as mesmas densidades para músculo e osso, porém variaram as velocidades longitudinal e transversal da onda no osso. Quando ambas as velocidades foram menores, o valor do ângulo para reflexão total aumentou e a magnitude da energia refletida diminuiu. Outra análise verificou que o aumento do coeficiente de atenuação do osso desloca o pico de temperatura para regiões próximas da interface.

Myers *et al.* (2004) criaram um modelo matemático para estimar a elevação da temperatura, próximo a interface plana e paralela de tecidos moles/osso, mantendo expressões simples, porém permitindo a incorporação de propriedades de dois meios. Este modelo calcula o aumento de temperatura transiente sobre a média de intensidade ultrassônica constante. As soluções analíticas de geração de calor e a localização do pico de temperatura mostraram concordância com as análises de elementos finitos, os

quais usaram propriedades adequadas para o ultrassom de diagnóstico e, também, focalizado.

Moro *et al.* (1999), baseados nas teorias de ondas planas e fonte-secundária, desenvolveram um modelo de energia ultrassônica depositada na parede torácica. O modelo matemático considerou a reflexão e a refração das ondas nas interfaces planas e paralelas músculo/costela e músculo/pulmão. Como uma avaliação preliminar dos cálculos, experimentos com diferentes materiais (*phantoms*) em um tanque com água destilada, foram realizados para medir a relativa distribuição da amplitude de pressão com um transdutor circular de 0,5 MHz e hidrofone. Os resultados foram satisfatórios quando comparados com os resultados simulados.

Diante do grande emprego de US induzindo a hipertermia na parede torácica, em tratamentos de carcinoma de mama, Moro *et al.* (1999) se preocuparam em estabelecer um modelo matemático seguro para ser empregado no planejamento terapêutico. Para tal, realizaram várias simulações com transdutores planos de 0,5, 2,5 e 3,5 MHz para verificar a influência da incidência angular, a frequência e espessura do tecido muscular na distribuição da energia depositada. Os principais fatores que afetaram a energia depositada são a atenuação no osso e a reflexão na interface músculo/osso. Em ângulos menores que o ângulo crítico, o fator dominante foi a absorção do osso e quando a incidência angular foi maior, o fator preponderante foi a reflexão na interface. Como esperado, houve menor penetração de US para frequências maiores.

Leite *et al.* (2008) estudaram modelos de propagação de ultrassom na interface tecido muscular/osso para as disposições geométricas: (a) interface plana-paralela e (b) interface inclinada. O estudo foi baseado em equações teóricas dos coeficientes de reflexão e transmissão. Também foi realizada uma simulação computacional, utilizando o programa Wave2000® (Cyberlogic). Posteriormente, montaram experimentos com materiais mimetizadores de tecidos muscular e ósseo. Construíram um *phantom* com dupla camada, onde a camada muscular seguiu a receita de Basto (2007) e a camada óssea foi composta de uma mistura de água deionizada, cimento, sílica ativa, microesfera de cerâmica e aditivos químicos. Os resultados teóricos e simulados apresentaram comportamentos similares aos estudos de Fujii *et al.* (1999) em relação a influência da incidência angular.

A maior parte dos artigos com multicamadas emprega o US focalizado com alta intensidade, visando elaborar um modelo matemático para o planejamento de hipertermia para destruir tumores, com especial atenção ao superaquecimento próximo à

interface tecido/osso, que pode causar um quadro álgico nos pacientes e queimaduras de tecidos sadios adjacentes. Estes modelos matemáticos são complexos e necessitam de grande capacidade computacional. Neste trabalho, será utilizado o US empregado em fisioterapia, com transdutor circular e plano, em um *phantom* de tripla camada com incidência normal e equações simplificadas que calculam a perda relativa da energia ao longo dos tecidos.

## 4. Materiais e Métodos

A proposta desta dissertação é quantificar os fenômenos de atenuação, reflexão e transmissão do pulso ultrassônico em um meio que mimetiza gordura, músculo e osso. Para isto, foram elaborados 5 *phantoms*, os quais foram utilizados em dez ensaios. Cada um deles com previsão teórica, simulações e experimentos da perda da intensidade. As propriedades acústicas de *phantoms* foram estimadas individualmente (para cada camada) e com estes valores foi possível calcular, por meios de equações, as perdas ocorridas no pulso ultrassônico nos tecidos e interfaces. Já as simulações da propagação de US em meios com tripla camada (gordura/músculo/osso) foram feitas com o programa Wave®2000. Por último, compararam-se os resultados teóricos e simulados com as perdas relativas da intensidade advindas de ecos experimentais das interfaces gordura/músculo e músculo/osso. Estas perdas da intensidade consideraram os processos de atenuação, reflexão e transmissão da onda.

### 4.1 Phantoms

Um dos objetivos deste projeto foi a preparação de *phantom* de tripla camada, que apresentasse propriedades acústicas de tecidos biológicos de gordura, músculo e osso. Deste modo, as camadas de gordura e músculo foram construídas a base de Agar (BASTO, 2007) e para a camada de osso compacto, utilizou-se uma placa comercial Sawbones®3401-06, adquirida pelo LUS.

Os equipamentos utilizados para confeccionar os *phantoms* de gordura e músculo, são listados abaixo:

- Balança Adventurer TM (OHAUS) – resolução de 0,01 g
- Aquecedor com agitador magnético Novatécnica (NT 105)
- Bomba a vácuo Ind. Mec. Primer Ltda. (Modelo 166, marca 104N 1016)
- Destilador de água Quimis Aparelhos Científicos Ltda. (Q341.25)
- Termômetro Digital com termopares (Fluke, Modelo 52)
- Beckers e misturadores de vidro
- Moldes com formas de acrílico
- Lâminas de vidro
- Refrigerador



#### 4.1.1 *Phantom* de gordura

A confecção da camada de gordura foi baseada na receita de Basto (2007) (Tabela 4.1). Mantiveram-se os ingredientes Agar, detergente anti-espumante, água destilada, pó de PVC e pó de grafite. Na receita original há glicerina, porém esta não foi adicionada com o objetivo de diminuir a velocidade de propagação do meio (SATO *et al.*, 2003). O detergente Cottoclarin-275587 não foi encontrado no mercado, por isso o substituímos por detergente comercial Mondemul-E.

A confecção do *phantom* de gordura seguiu o seguinte protocolo: primeiro peneira-se os pós de grafite e PVC, colocando-os, a seguir, no Becker. Com o intuito de minimizar a formação de grumos, acrescenta-se o detergente anti-espumante e misturam-se bastante os ingredientes, utilizando uma haste. Adiciona-se o Agar e misturam-se os componentes. Acrescenta-se a água. Após a mistura de todos os componentes, que estão em suspensão, coloca-se o Becker em bomba de vácuo, deixando-o por 1 hora, aproximadamente, para a retirada das bolhas. Após, deve-se tampar o Becker com papel alumínio e levá-lo ao aquecedor e elevar a temperatura da mistura até 80°C. A mistura deve ser monitorada com um termômetro inserido nos componentes. Após esfriar em temperatura ambiente até 45°C, a solução é transferida para dois moldes circulares: 16,0 mm (molde 1) e 21,4 mm (molde 2) de espessura e 44,4 mm de diâmetro.

#### 4.1.2 *Phantom* de músculo

O protocolo de confecção da camada muscular seguiu, basicamente, as mesmas etapas do procedimento da confecção do material mimetizador de gordura, porém após adicionar todos os ingredientes para a gordura, manteve-se a glicerina, que faz parte da receita de Basto (2007) e foi acrescentado poliacetato de vinila (cola branca). Esta última, para aumentar o coeficiente de atenuação (BUNN, 2009). Após a realização de alguns experimentos, foi necessária a alteração da receita (vide Tabela 4.1). Houve muitos problemas no preparo da solução e acredita-se que seja pela mudança de detergente. Depois de serem retiradas dos moldes, as camadas de músculo permaneciam excessivamente maleáveis e assim dificultava o manuseio. A Tabela 4.1 apresenta o percentual dos ingredientes, em massa (g), utilizados nas receitas alteradas, a partir da receita de Basto, para a fabricação de phantoms de gordura e músculo.

**Tabela 4.1 – Percentual de ingredientes, em massa (g), dos *phantoms* de gordura e músculo, baseados na receita de Basto (2007), porém com alterações**

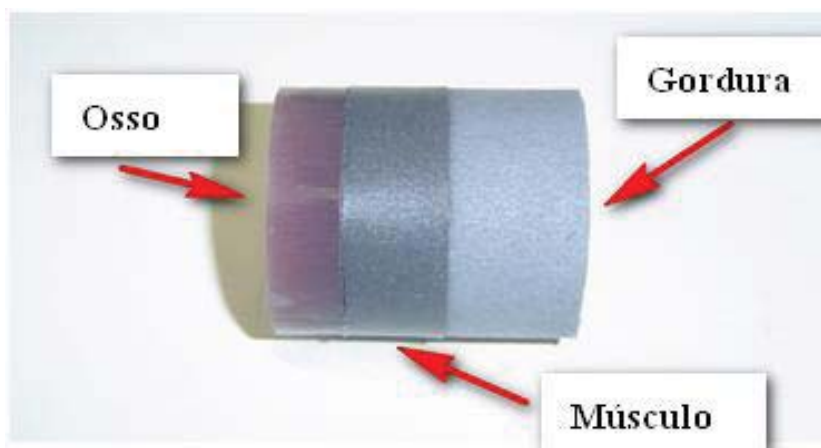
<b>Ingredientes</b>	<b>Camada de gordura</b>	<b>Camada de músculo inicial</b>	<b>Camada de músculo alterada</b>
Agar	2,88%	3,04%	4,04%
Detergente anti-espumante	5,69%	8,26%	-
Água destilada	85,34%	55,07%	61,92%
Pó de PVC	5,73%	15,65%	-
Pó de grafite	0,36%	5,22%	6,01%
Glicerina	-	6,96%	15,64%
Acetato de vinila	-	5,80%	12,38%

#### 4.1.3 *Phantom* de Osso

Para a camada de osso, empregou-se uma placa de epóxi-resina (Sawbones® 3401-06), utilizada, principalmente, para testes de implantes ortopédicos e instrumentação. Esta placa apresenta propriedades mecânicas uniformes e semelhantes ao osso cortical humano. É formada por uma mistura de fibras de vidro e resina epóxi moldada a pressão (SAWBONES®, 2011) e tem 10,0 mm de espessura. Foi feito um recorte circular na placa, com 44,4 mm de diâmetro, ou seja, similar às outras duas camadas já mencionadas.

#### 4.1.4 *Phantom* de tripla camada

Cinco *phantoms* com três camadas (gordura, músculo e osso), denominados de A, B, C, D e E foram montados e, posteriormente, submetidos à irradiação ultrassônica de 1 MHz. Cada camada passou por análise acústica prévia. Após a estimação do coeficiente de atenuação, velocidade de propagação, densidade e impedância acústica (para cada uma das camadas), os *phantoms* de camada tripla foram formados, justapondo-se uma camada ao lado da outra, seguindo quatro arranjos (Tabela 4.2). O *phantom* A (Figura 4.1), montado conforme o arranjo 1, passou por 4 ensaios; os *phantoms* B e C apresentaram o arranjo 2 e cada um foi submetido a 1 ensaio. Os *phantoms* D e E foram preparados, seguindo, respectivamente, os arranjos 3 e 4, sendo submetidos a 2 ensaios, cada (vide Tabela 4.2).



**Figura 4.1 Phantom A com tripla camada: gordura, músculo e osso.**

**Tabela 4.2 – Espessura, em cm, de cada camada do *Phantoms*.**

<i>Phantoms</i> de tripla camada	Camada de gordura	Camada de músculo	Camada de osso
GmO – arranjo 1	2,14 cm	1,60 cm	1,03 cm
gMO – arranjo 2	1,60 cm	2,14 cm	1,03 cm
gmO – arranjo 3	1,60 cm	1,60 cm	1,03 cm
GMO – arranjo 4	2,14 cm	2,14 cm	1,03 cm

\* G e M: camadas de gordura e músculo com 2,14 cm de espessura

\* g e m: camadas de gordura e músculo com 1,60 cm de espessura

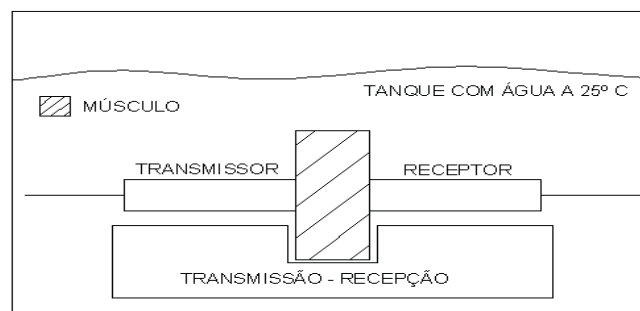
\* O: camada de osso com 1,03 cm de espessura

#### 4.2 Caracterização das camadas do *phantom*

Os materiais, equipamentos e programas computacionais utilizados para a análise das camadas dos *phantoms* estão enumerados abaixo:

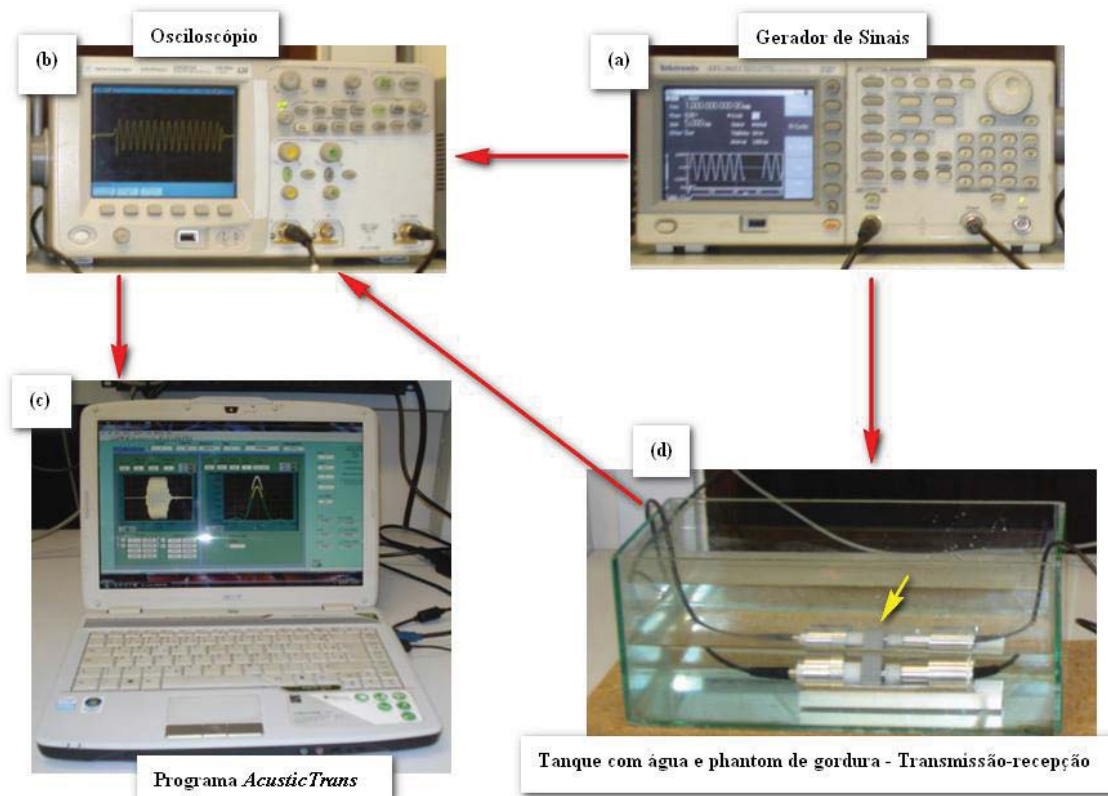
- 1 Gerador de sinais Tektronix (AFG 3021) para excitar o transdutor ultrassônico
- 2 Osciloscópios Tektronix (TDS2024B) e Agilent Technologies (DSO5012A) para visualização e análise dos sinais
- 3 Tanque retangular vidro (18 x 18 x 25 cm) com água destilada
- 4 Dois transdutores de 1 MHz (Harisonic ® 13-0108-S)
- 5 Paquímetro (SOMET) para a avaliação da espessura dos *phantoms*
- 6 Trilho de aço circular
- 7 Aplicativo desenvolvido em *Labview* para calcular a velocidade de propagação atenuação (software *AcousticsTrans*, desenvolvido no Laboratório de Ultra-Som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE, UFRJ)
- 8 Termopares para monitorização da temperatura da água do tanque acústico
- 9 Computador para análise e processamento dos sinais

As propriedades acústicas (coeficiente de atenuação -  $\mu$  e velocidade de propagação -  $c$ ) foram estimadas separadamente, para cada uma das três camadas do *phantom*, utilizando o método de transmissão-recepção. Para aquisição dos sinais, por este método, empregaram-se dois transdutores de frequência nominal 1 MHz, que foram alinhados em oposição e apoiados em um suporte dentro do tanque acústico com água destilada a 25°C. Os *phantoms*, um a um, foram inseridos entre os dois transdutores com as faces acopladas (Figura 4.2). Também foi coletado um sinal de referência, mantendo o posicionamento dos transdutores, sendo a camada retirada e substituída pela água destilada.



**Figura 4.2 Esquema experimental de propagação ultrassônica na camada de *phantom* de músculo pelo método transmissão-recepção.**

O pulso transmitido na camada do *phantom* é comparado com um pulso de referência. As informações de amplitude e tempos de propagação dos sinais do *phantom* e de referência usadas para o cálculo dos parâmetros foram adquiridas através do processamento dos sinais captados pelo osciloscópio e transferidos para um computador (Figura 4.3).



**Figura 4.3** Montagem experimental para medição das propriedades acústicas do *phantom* (camada de gordura – seta amarela) pelo método transmissão-recepção.

(a) o gerador de sinais excita o transdutor T, que está dentro do (d) tanque acústico, (b) o osciloscópio monitora os sinais coletados pelo transdutor R e os envia para o (c) computador, empregando o programa *AcousticTrans*.

A velocidade de propagação no *phantom* (*c*) foi calculada comparando a diferença entre os tempos de propagação com e sem o *phantom*, conforme a Equação 4.1:

$$C = C_{\text{água}} \left( \frac{\Delta t_{\text{água}}}{\Delta t_{\text{phantom}}} \right) \quad \text{Eq. 4.1}$$

onde:

$C_{\text{água}}$ : velocidade de propagação na água em uma temperatura de 25°C (1496 ms<sup>-1</sup>) (BILANIUK e WONG, 1993).

$\Delta t_{\text{água}}$ : tempo de propagação do pulso na água.

$\Delta t_{\text{phantom}}$ : tempo de propagação do pulso no *phantom*.

O coeficiente de atenuação da intensidade ( $\mu$ ) é dado em  $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  e foi obtido utilizando-se a mesma configuração experimental e aplicando-se a Equação 4.2:

$$\mu = 20 \left[ \frac{\log \frac{A_p}{A_r}}{x} \right] \quad \text{Eq. 4.2}$$

onde:

$\mu$  : coeficiente de atenuação, dado em  $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$

$A_p$ : é a amplitude do pico da FFT (Transformada Rápida de Fourier) do sinal do *phantom* após a atenuação (com as camadas)

$A_r$  : é a amplitude do pico da FFT do sinal de referência (somente na água)

$x$  : espessura da amostra em cm

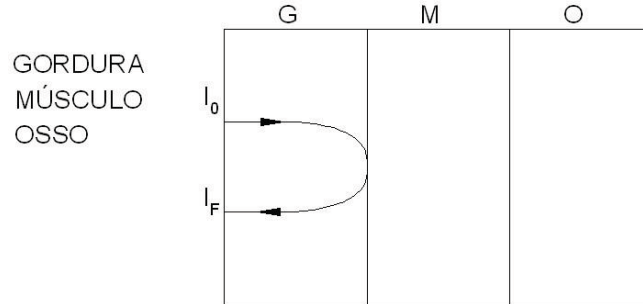
Os sinais foram comparados e processados em software desenvolvido *LabView®*, denominado *AcousticTrans* (MAGGI, 2011). Este programa estima o coeficiente de atenuação, velocidade de propagação e gera gráficos dos sinais coletados, dos espectros de amplitude da referência e da amostra. Foram realizadas dez medições da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação em posições diferentes, escolhidas aleatoriamente, girando cada camada.

As densidades ( $\rho$ ) da gordura e do músculo foram obtidas por um densímetro Sartorius YDK 01, montado na balança Marte AM 220 no LTTC. A densidade do *phantom* de músculo com a receita alterada foi avaliada no picnômetro no LUS. O valor da densidade do bloco Sawbones® é informado no *site* comercial da empresa (SAWBONES®, 2011). Com os resultados de densidades e de velocidades de propagação, foram obtidas as impedâncias acústicas.

### 4.3 Previsão teórica das perdas ocorridas no pulso ultrassônico

A partir dos valores das propriedades acústicas  $\mu$  e  $c$  obtidos individualmente pelo método de transmissão-recepção e da densidade  $\rho$  medida para cada camada, foram estimadas as perdas no pulso ultrassônico nas interfaces gordura/músculo e músculo/osso por meio das equações 4.3 e 4.4. Estas consideraram a atenuação, a reflexão e a transmissão da intensidade nos tecidos *phantoms*, gerando um valor estimado de perda, em dB, para os ecos das interfaces. Os valores do coeficiente de atenuação da intensidade em  $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$  foram convertidos para  $\text{Np}\cdot\text{cm}^{-1}$  ( $\mu = 4,3 \alpha$ ).

Abaixo segue a Equação 4.3 (Anexo II) para a perda na interface gordura/músculo (Figura 4.4).



**Figura 4.4 Esquema do percurso do feixe ultrassônico até a interface gordura/músculo.**

$$I_f = I_0 \cdot e^{-\alpha_g l_g} \cdot R_{g/m} \cdot e^{-\alpha_g l_g}$$

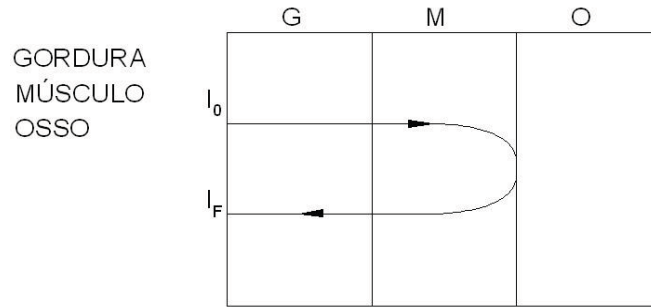
$$10 \log_{10} \left( \frac{I_f}{I_0} \right) = 10 \log_{10} (e^{-2\alpha_g l_g} \cdot R_{g/m})$$

$$10 \log_{10} \left( \frac{I_f}{I_0} \right) = 10(-2\alpha_g l_g \log_{10} e + \log_{10} R_{g/m})$$

$$Perda_{g/m} (dB) = 10 \log_{10} \left( \frac{I_f}{I_0} \right) = -8,6\alpha_g l_g + 10 \log_{10} R_{g/m} \quad (\text{Eq. 4.3})$$

onde  $\alpha_g$  é o coeficiente da atenuação da intensidade da gordura em  $\text{Np.cm}^{-1}$ , multiplicada pela espessura da camada  $l_g$  em cm (sendo calculada na ida e na volta).  $R_{g/m}$  é o coeficiente de reflexão da intensidade na interface gordura/músculo.

Na interface músculo/osso a perda (Anexo II) ocorre segundo a Equação 4.4 (Figura 4.5):



**Figura 4.5 Esquema do percurso do feixe ultrassônico até a interface músculo/osso.**

$$I_f = I_0 \cdot e^{-\alpha_g l_g} \cdot T_{g/m} \cdot e^{-\alpha_m l_m} \cdot R_{m/o} \cdot e^{-\alpha_m l_m} \cdot T_{g/m} \cdot e^{-\alpha_g l_g}$$

$$I_f = I_0 \cdot e^{-2\alpha_g l_g} \cdot e^{-2\alpha_m l_m} \cdot R_{m/o} \cdot T_{g/m}^2$$

$$10 \log_{10} \left( \frac{I_f}{I_0} \right) = 10 \log_{10} (e^{-2\alpha_g l_g} \cdot e^{-2\alpha_m l_m} \cdot R_{m/o} \cdot T_{g/m}^2)$$

$$10 \log_{10} \left( \frac{I_f}{I_0} \right) = 10(-2\alpha_g l_g \log_{10} e - 2\alpha_m l_m \log_{10} e + \log_{10} R_{m/o} + 2 \log_{10} T_{g/m})$$

$$10 \log_{10} \left( \frac{I_f}{I_0} \right) = -8,6\alpha_g l_g - 8,6\alpha_m l_m + 10 \log_{10} R_{m/o} + 20 \log_{10} T_{g/m} \quad (\text{Eq. 4.4})$$

onde  $T_{g/m}$  é o coeficiente de transmissão da intensidade na interface gordura/músculo,  $\alpha_m$  é o coeficiente de atenuação do músculo em  $\text{Np.cm}^{-1}$  multiplicado pela espessura da camada de músculo  $l_m$  em cm e  $R_{m/o}$  é o coeficiente de reflexão da intensidade na interface músculo/osso na reflexão do pulso.

#### 4.4 Simulação Computacional

O software Wave2000® (CYBERLOGIC®, 2011), que emprega o método de diferenças finitas, foi utilizado para simular a irradiação ultrassônica em *phantoms* de tripla camada (gordura/músculo/osso), usando as mesmas espessuras e propriedades acústicas (coeficientes de atenuação, velocidade longitudinal, densidade e impedância) medidas experimentalmente em cada camada. A geometria da simulação foi elaborada mantendo as mesmas dimensões, em 2D, do transdutor, do *phantom* de tripla camada e



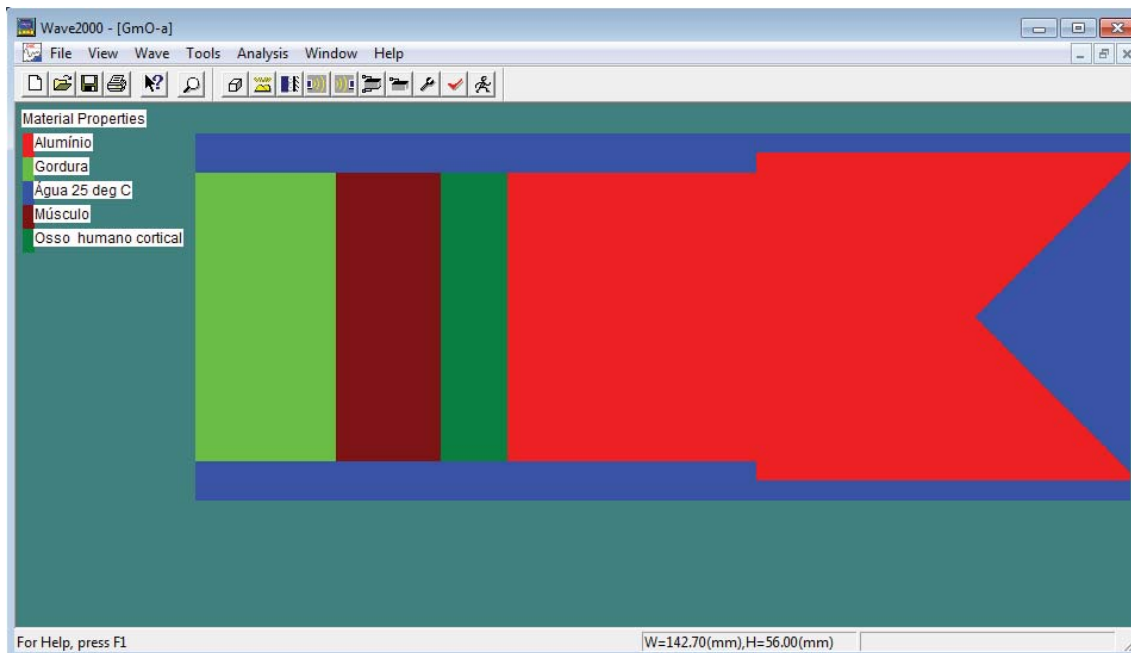
da placa refletora, imersos por água e realizando a associação de cada meio a sua respectiva escala de cinza (conforme exigido pelo *software*), aplicam-se as propriedades acústicas para cada material. A densidade é informada diretamente. O coeficiente de atenuação é ajustado pelas variáveis ETA e PHI. Da mesma forma, a velocidade e a impedância acústica são ajustadas pelas variáveis Mu e lambda do programa. Para encontrar Mu, calcula-se a velocidade transversal e eleva-se ao quadrado, multiplicando este valor pela densidade do meio. Depois, calcula-se lambda, segundo a Equação 4.5:

$$\text{Lambda} = [\rho(V_L^2)] - 2Mu \quad \text{Eq. 4.5}$$

onde  $\rho$  é densidade e  $V_L$  é velocidade longitudinal do respectivo meio.

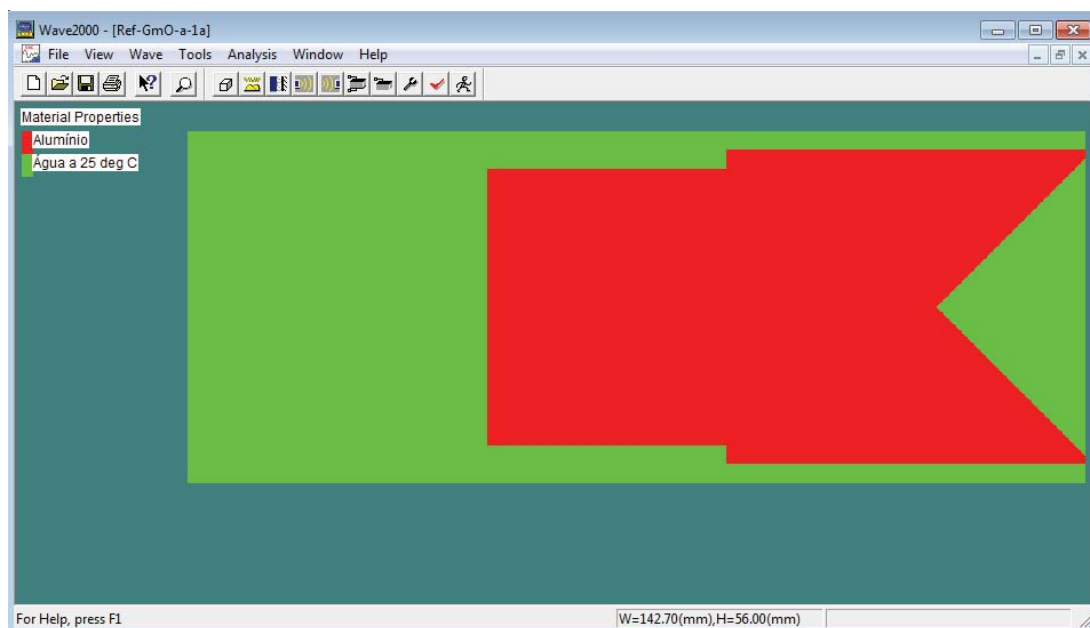
O *software* também solicita que se definam bordas, modo de propagação, tipo de onda, frequência, amplitude e duração do pulso.

Na simulação, o transdutor foi posicionado em contacto com a camada de gordura. Um pulso de onda plana do tipo senoidal com envoltória gaussiana, gerado com a frequência central de 1 MHz e com duração de 10 us, propagou-se pelo *phantoms* com três camadas até a placa refletora de alumínio pelo método pulso-eco (Figura 4.6).

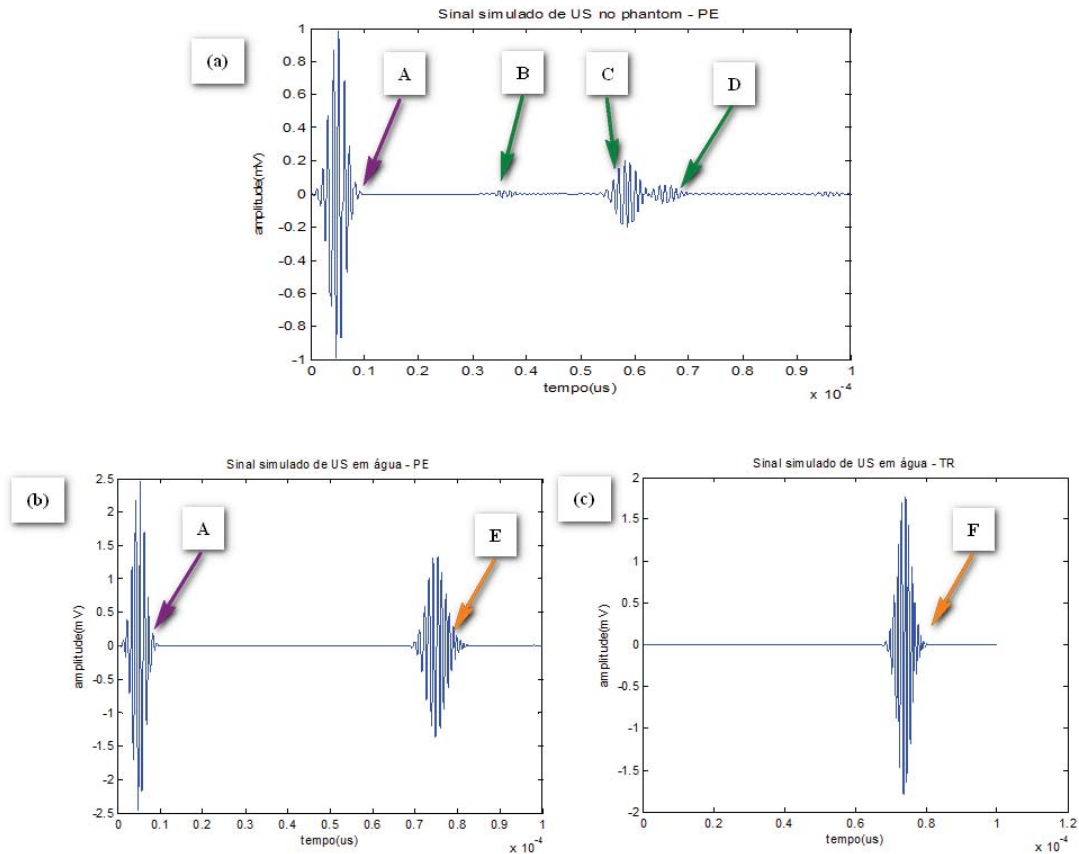


**Figura 4.6** Exemplo de simulação ultrassônica em um meio com tripla camada e placa de alumínio na tela principal do software Wave2000®.

Dois sinais simulados em água destilada foram obtidos por duas configurações diferentes para ambos serem utilizados como referências. Primeiro, foi simulado sinal por pulso-eco, substituindo o *phantom* de tripla camada por água entre o transdutor e a placa de alumínio (Figura 4.7). Logo depois, foi simulada a propagação de US na água destilada pelo método transmissão-recepção, simulando dois transdutores alinhados um de frente para o outro, mantendo duas vezes a distância ocupada pelo *phantom* com três camadas. Os sinais simulados dos ecos das interfaces gordura/músculo, músculo/osso e da referência (Figura 4.8) foram processados e analisados em programa em Matlab® (Anexo III).



**Figura 4.7 Exemplo de simulação de propagação ultrassônica em água e placa de alumínio na tela principal do software Wave2000®.**

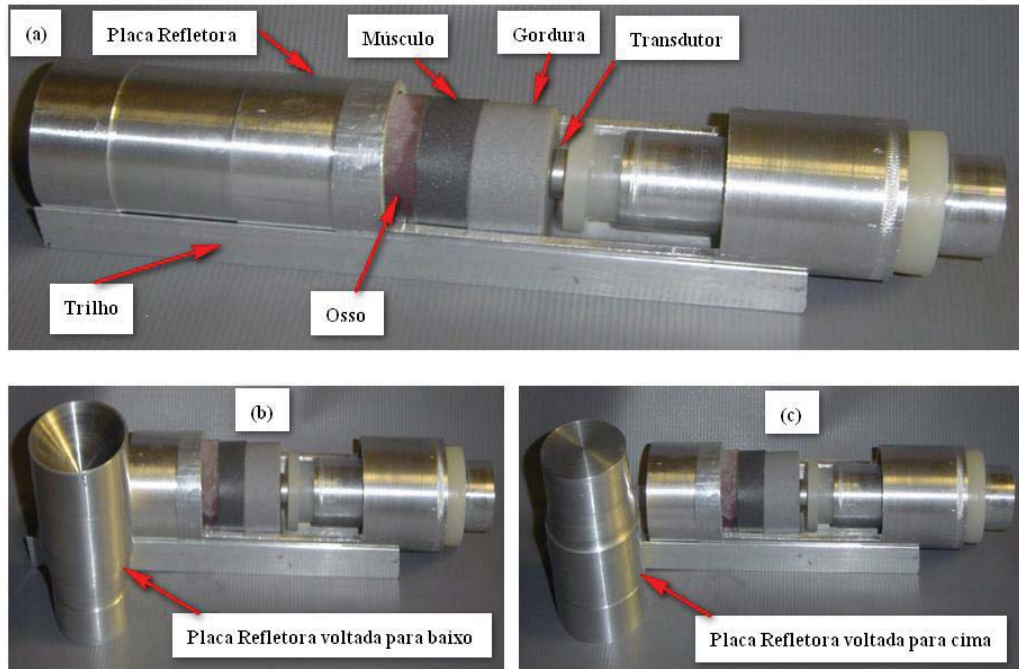


**Figura 4.8** Exemplos de sinais ultrassônicos simulados, A - pulso emitido. (a) Sinais em *phantom* obtidos por pulso-eco: B – eco interface gordura/músculo; C – eco interface músculo/osso; D – interface osso/água. (b) E - sinal de referência em água simulado na configuração pulso-eco. F - Sinal de referência em água simulado na configuração transmissão-recepção.

#### 4.5 Coleta dos sinais ultrassônicos experimentais pulso-eco no *phantom* de tripla camada

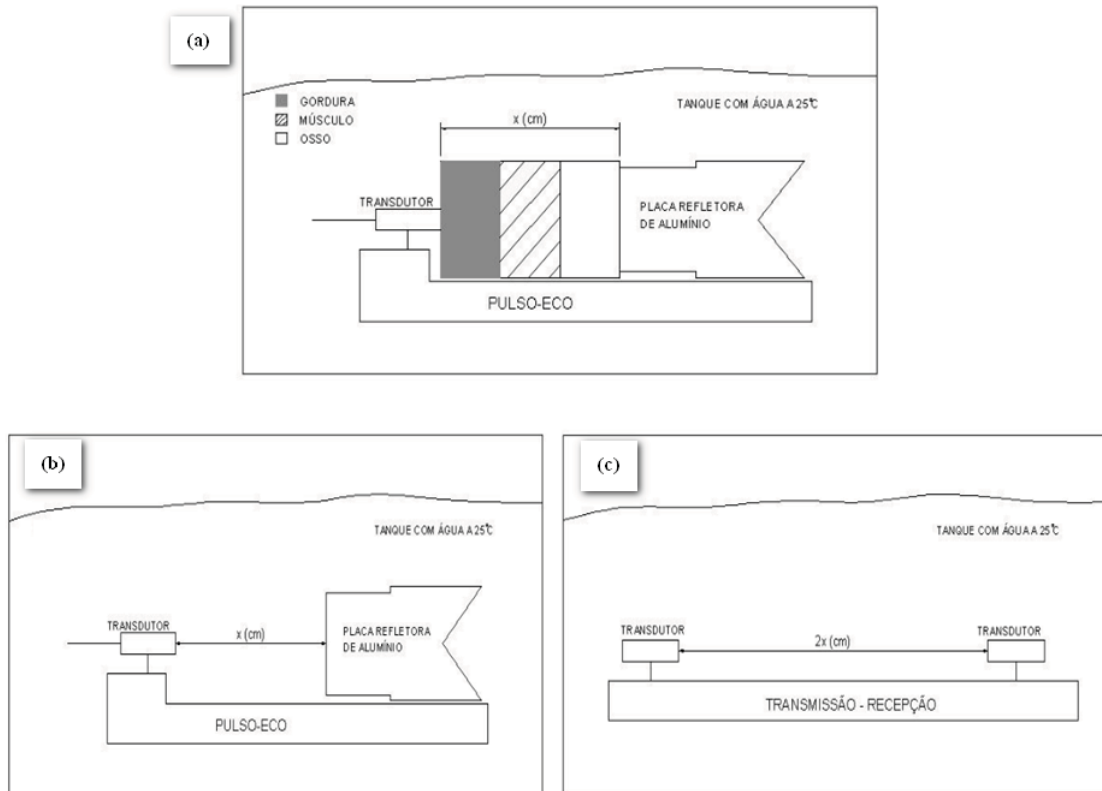
Para coleta de sinais experimentais no *phantom* de tripla camada (gordura, músculo e osso), foi utilizado o método pulso-eco, mantendo as mesmas condições experimentais da caracterização das camadas. Cada arranjo de *phantom* de tripla camada (vide Tabela 4.2) foi posicionado no trilho de aço entre o transdutor e a placa refletora de alumínio (Figura 4.9) dentro do tanque com água destilada (Figura 4.10 a). A placa de alumínio com formato cilíndrico foi fabricada com a face posterior côncava-convexa (Figura 4.9 b), para diminuir as reflexões das ondas que se propagam dentro da mesma. A temperatura da água foi controlada por meio de um termômetro digital com termopares e variou de 25 e 26°C. O transdutor de 1 MHz foi acoplado à camada de gordura e excitado pelo gerador, com frequência central a 1 MHz, gerando um pulso de onda plana do tipo senoidal, com duração de 10 us a 5 ou 10 V. O osciloscópio foi empregado para amostragem dos sinais e o microcomputador PC para análise e

processamento dos sinais, utilizando o software desenvolvido em Matlab<sup>®</sup> (Anexo III), o mesmo utilizado na análise dos sinais simulados.



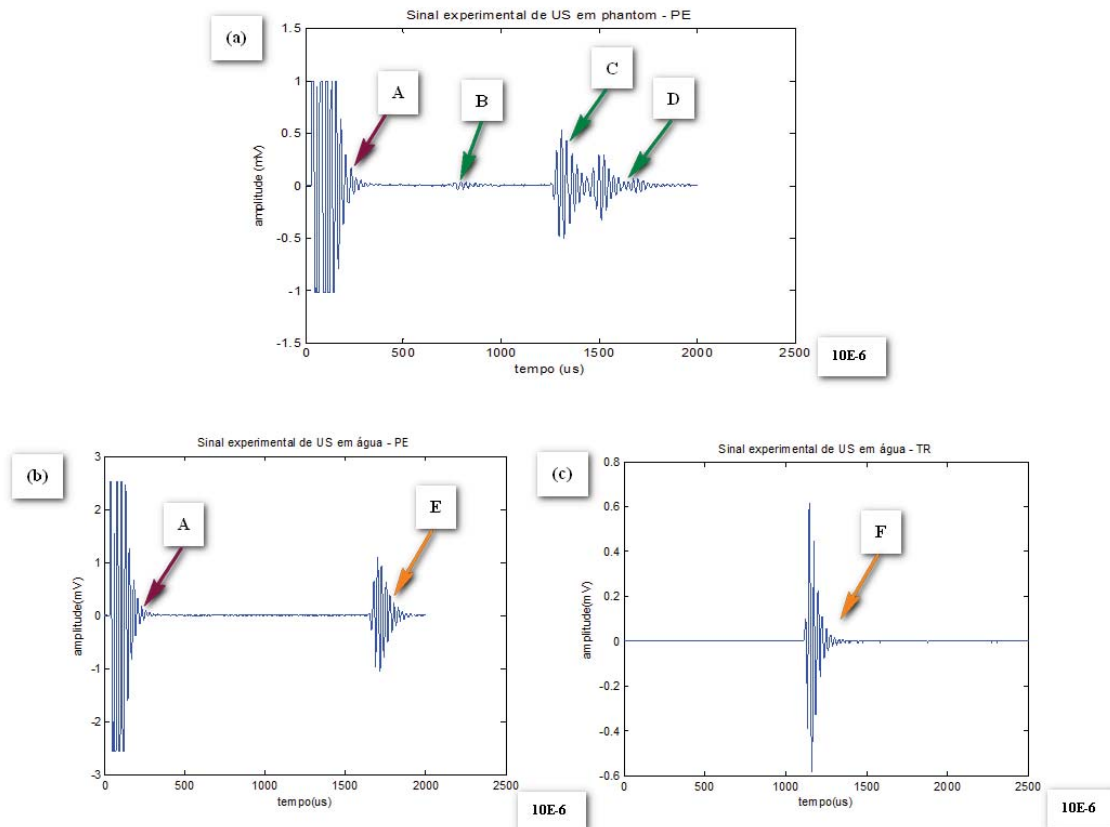
**Figura 4.9 (a) *Phantom* de tripla camada (gordura/músculo/osso) posicionado em trilho de aço entre placa de alumínio refletora e transdutor de 1 MHz acoplado na face de gordura. (b) Placa de alumínio voltada para baixo, expondo face cônica. (c) placa refletora posicionada na vertical com face plana que fica justaposta a face do phantom de osso para cima.**

Foram coletados cinco sinais de US dos *phantoms*, sendo alterado o posicionamento (rotacionado) deste a cada medição. Em seguida, como na simulação, também foram obtidos dez sinais de referências, os cinco primeiros por pulso-eco, onde o *phantom* de tripla camada foi retirado, mantendo-se água destilada entre o transdutor e a placa de alumínio (Figura 4.10 b). Os outros cinco sinais de referência foram coletados por transmissão-recepção, posicionando dois transdutores no trilho, afastados duas vezes a distância ocupada pelo *phantom* com três camadas (Figura 4.10 c). Assim, independente do método, o feixe ultrassônico percorreu a mesma distância para a obtenção dos sinais de referência.



**Figura 4.10** Exemplos de esquemas experimentais de propagação ultrassônica (a) em *phantom* de tripla camada e placa de alumínio pelo método pulso-eco, (b) em água e placa de alumínio por pulso-eco e (c) em água por transmissão-recepção.

A Figura 4.11 (a) demonstra exemplos de sinais experimentais do *phantom*, (b) sinal experimental de referência por pulso-eco e (c) sinal experimental de referência por transmissão-recepção.



**Figura 4.11** Exemplos de sinais ultrassônicos experimentais, A - pulso emitido. (a) Sinais em *phantom* obtidos por pulso-eco: B – eco interface gordura/músculo; C – eco interface músculo/osso; D – interface osso/água. (b) E - sinal de referência em água coletado por pulso-eco. F - Sinal de referência em água coletado por transmissão-recepção

#### 4.6 Parâmetros Intensidades

O programa em Matlab (Anexo III) foi desenvolvido para obter os parâmetros de intensidade de pico temporal ( $I_{TP}$  - *intensity temporal peak*), intensidade média do pulso ( $I_{PA}$  - *intensity pulse average*) e densidade espectral de potência (PSD - *power spectrum density*) dos sinais ultrassônicos de cada eco das interfaces gordura/músculo, músculo/osso e dos sinais de referência obtidos por pulso-eco e transmissão recepção.

Para isso, foram usadas janelas *hamming* para selecionar os ecos, sendo limitados (manualmente) nos pontos iniciais e finais correspondentes a 50 % do valor de pico do pulso. O programa em Matlab® calcula as  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD de cada eco. As  $I_{TP}$  e  $I_{PA}$  foram previamente definidas no Capítulo II. A densidade espectral de potência (PSD - *power spectrum density*) de um sinal  $x(t)$  é uma função no domínio da frequência que descreve a densidade de potência por unidade de banda. Pode ser obtida como a magnitude da transformada de Fourier do quadrado do sinal temporal. A sua integral em

uma determinada banda fornece a potência média do sinal (MOTCHENBACHER e CONNELLY, 1993). As médias dos valores de  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD para cada eco foram comparadas com os mesmos parâmetros do sinal de referência (em dB), utilizando a Equação 4.6.

$$Perda(dB) = 10 \log_{10} \left( \frac{I}{I_0} \right), \quad \text{Eq. 4.6}$$

onde  $I$  é substituído por  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  ou PSD de cada eco e  $I_0$  por  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  ou PSD da referência. Assim foi estimada a perda da energia em cada eco em relação ao respectivo parâmetro. O programa em Matlab® e a Equação 4.6 foram empregados nos sinais simulados e experimentais.

As perdas de intensidade obtidas dos ecos advindos do *phantoms* simulados e experimentais foram comparadas com valores teóricos estimados, baseados nas Equações 4.3 e 4.4, a partir dos valores de densidade, velocidade de propagação e atenuação obtidas, experimentalmente, considerando as perdas pela atenuação e reflexão/transmissão.

## 5 Resultados

Este capítulo apresenta os resultados teóricos, simulados e experimentais dos efeitos da atenuação, reflexão e transmissão do pulso ultrassônico em dez ensaios realizados com os cinco *phantoms* (A, B, C, D e E). Cada *phantom* apresentou três camadas, as quais simulam gordura, músculo e osso. A previsão teórica (PT) da perda de energia do pulso ultrassônico, ao longo do meio mimetizador, foi baseada nas Equações 4.3 e 4.4, que consideraram o coeficiente de atenuação ( $\text{dB.m}^{-1}$ ), a velocidade de propagação longitudinal ( $\text{m.s}^{-1}$ ) e a densidade ( $\text{k g.m}^{-3}$ ), medidas experimentalmente em cada camada. Os resultados simulados da perda em dB dos ecos advindos das interfaces gordura/músculo (1°eco) e músculo/osso (2°eco), foram obtidos por cálculo, por meio da Equação (4.6), empregando os sinais simulados do *phantoms* de tripla camada, pelo método pulso-eco e os sinais (de referência) simulados na água pelo método pulso-eco ou por transmissão-recepção. Por último, os resultados experimentais foram mensurados a partir da montagem experimental descrita no capítulo anterior, mantendo a metodologia empregada na simulação.

### 5.1 Propriedades acústicas obtidas

Os resultados a seguir contemplam os valores de coeficiente de atenuação, velocidade longitudinal, densidade e impedância acústica. Esta última foi obtida pela multiplicação da média da densidade pela média da velocidade. As densidades dos *phantoms* de gordura e do músculo foram mensuradas quatro vezes. As Tabelas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 e 5.5 informam as espessuras, os respectivos valores médios com desvio-padrão das propriedades acústicas de atenuação, velocidade, densidade e impedância dos meios de cada *phantom* de tripla camada, relacionados à data da medição e do ensaio. O valor da densidade da placa resina epóxi que mimetiza o osso cortical foi obtido pelo *site* comercial Sawbones®, porém não há informação de desvio-padrão. Os ensaios 3 e 4 (com o *phantom* A) foram realizados no mesmo dia, porém com voltagem diferente, 5 e 10 V).



**Tabela 5.1 – Valores médios e desvio-padrão das propriedades acústicas do *phantom A* (arranjo 1) nos ensaios 1, 2, 3 e 4**

Prop. Acust.	Espessura (cm)	Data Med (a e c)	Ensaio	Aten. ( $\alpha$ ) (dB.cm <sup>-1</sup> )	Veloc. (c) (m.s <sup>-1</sup> )	Densid. ( $\rho$ ) (kg.m <sup>-3</sup> )	Imp (z) (Kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> )
Gordura	2,14	23/03/2011	1	0,41	1511,88	1024,00	1,55*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,15	14,27	1,86*10 <sup>-3</sup>	1,46*10 <sup>4</sup>
		06/04/2011	2	0,35	1503,78	1024,00	1,54*10 <sup>6</sup>
				0,16	13,24	1,86*10 <sup>-3</sup>	1,36*10 <sup>4</sup>
				15/04/2011	3 e 4	0,24	1505,21
	0,01	1,99	1,86*10 <sup>-3</sup>			2,04*10 <sup>3</sup>	
Músculo	1,60	23/03/2011	1	0,71	1551,43	1069,00	1,66*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,01	0,56	2,10*10 <sup>-3</sup>	5,99*10 <sup>2</sup>
		06/04/2011	2	0,79	1540,43	1069,00	1,65*10 <sup>6</sup>
				0,01	0,47	2,10*10 <sup>-3</sup>	5,09*10 <sup>2</sup>
				15/04/2011	3 e 4	0,85	1523,99
	0,01	0,36	2,10*10 <sup>-3</sup>			3,85*10 <sup>2</sup>	
Osso	1,03	23/03/2011	1	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,29	15,61		
		06/04/2011	2	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
				0,29	15,61		
				15/04/2011	3 e 4	5,20	2471,09
	0,02	2,11					

\*Data de fabricação, camada de gordura: 19/01/11, camada de músculo: 11/01/11

**Tabela 5.2 – Valores médios e desvio-padrão das propriedades acústicas do *phantom B* (arranjo 2) no ensaio 5**

Prop. Acust.	Espessura (cm)	Data Med (a e c)	Ensaio	Aten. ( $\alpha$ ) (dB.cm <sup>-1</sup> )	Veloc. (c) (m.s <sup>-1</sup> )	Densid. ( $\rho$ ) (kg.m <sup>-3</sup> )	Imp (z) (Kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> )
Gordura	1,60	10/12/2010	5	0,63	1514,00	1024,00	1,55*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,04	3,55	1,86*10 <sup>-3</sup>	3,63*10 <sup>3</sup>
Músculo	2,14	10/12/2010	5	0,72	1531,00	1101,00	1,69*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,16	0,51	1,00*10 <sup>-3</sup>	5,62*10 <sup>2</sup>
Osso	1,03	15/04/2011	5	5,20	2471,09	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,02	2,11		

\*Data de fabricação, camada de gordura: 24/08/10, camada de músculo: 21/09/10

**Tabela 5.3 – Valores médios e desvio-padrão das propriedades acústicas do *phantom C* (arranjo 2) no ensaio 6**

Prop. Acust.	Espessura (cm)	Data Med (a e c)	Ensaio	Aten. ( $\alpha$ ) (dB.cm <sup>-1</sup> )	Veloc. (c) (m.s <sup>-1</sup> )	Densid. ( $\rho$ ) (kg.m <sup>-3</sup> )	Imp (z) (Kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> )
Gordura	1,60	06/04/2011	6	0,41	1511,88	1024,00	1,54*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,03	0,25	1,86*10 <sup>-3</sup>	2,56*10 <sup>2</sup>
Músculo	2,14	06/04/2011	6	0,85	1523,99	1069,00	1,65*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,04	4,05	2,10*10 <sup>-3</sup>	4,38*10 <sup>3</sup>
Osso	1,03	06/04/2011	6	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,29	15,61		

\*Data de fabricação, camada de gordura: 19/01/11, camada de músculo: 11/01/11

**Tabela 5.4 – Valores médios e desvio-padrão das propriedades acústicas do *phantom D* (arranjo 3) nos ensaios 7 e 8**

Prop. Acust.	Espessura (cm)	Data Med (a e c)	Ensaio	Aten. ( $\alpha$ ) (dB.cm <sup>-1</sup> )	Veloc. (c) (m.s <sup>-1</sup> )	Densid. ( $\rho$ ) (kg.m <sup>-3</sup> )	Imp (z) (Kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> )
Gordura	1,60	23/03/2011	7	0,31	1498,39	1024,00	1,53*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,06	39,22	1,86*10 <sup>-3</sup>	4,02*10 <sup>4</sup>
		06/04/2011	8	0,28	1505,01	1024,00	1,54*10 <sup>6</sup>
				0,03	0,25	1,86*10 <sup>-3</sup>	2,56*10 <sup>2</sup>
Músculo	1,60	23/03/2011	7	0,71	1551,43	1069,00	1,66*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,01	0,56	2,10*10 <sup>-3</sup>	5,99*10 <sup>2</sup>
		06/04/2011	8	0,79	1540,43	1069,00	1,65*10 <sup>6</sup>
				0,01	0,47	2,10*10 <sup>-3</sup>	5,02*10 <sup>2</sup>
Osso	1,03	23/03/2011	7	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,29	15,61		
		06/04/2011	8	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
				0,29	15,61		

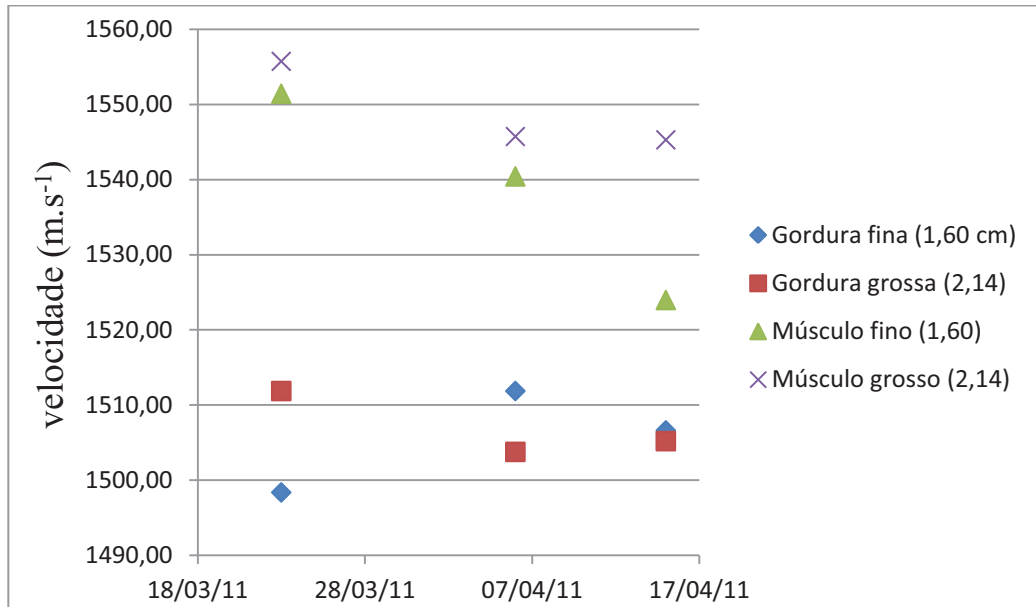
\*Data de fabricação, camada de gordura: 19/01/11, camada de músculo: 11/01/11

**Tabela 5.5 – Valores médios e desvio-padrão das propriedades acústicas do *phantom E* (arranjo 4) nos ensaios 9 e 10**

Prop. Acust.	Espessura (cm)	Data Med (a e c)	Ensaio	Aten. ( $\alpha$ ) (dB.cm <sup>-1</sup> )	Veloc. (c) (m.s <sup>-1</sup> )	Densid. ( $\rho$ ) (kg.m <sup>-3</sup> )	Imp (z) (Kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> )
Gordura	2,14	23/03/2011	9	0,41	1511,88	1024,00	1,55*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,15	14,27	1,86*10 <sup>-3</sup>	1,46*10 <sup>4</sup>
		06/04/2011	10	0,35	1503,78	1024,00	1,54*10 <sup>6</sup>
				0,16	13,24	1,86*10 <sup>-3</sup>	1,36*10 <sup>4</sup>
Músculo	2,14	23/03/2011	9	0,80	1555,74	1069,00	1,66*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,06	4,03	2,10*10 <sup>-3</sup>	4,31*10 <sup>3</sup>
		06/04/2011	10	0,82	1545,74	1069,00	1,65*10 <sup>6</sup>
				0,04	4,05	2,10*10 <sup>-3</sup>	4,33*10 <sup>3</sup>
Osso	1,03	23/03/2011	9	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
Desvio-Padrão				0,29	15,61		
		06/04/2011	10	5,23	2729,31	1640,00	4,48*10 <sup>6</sup>
				0,29	15,61		

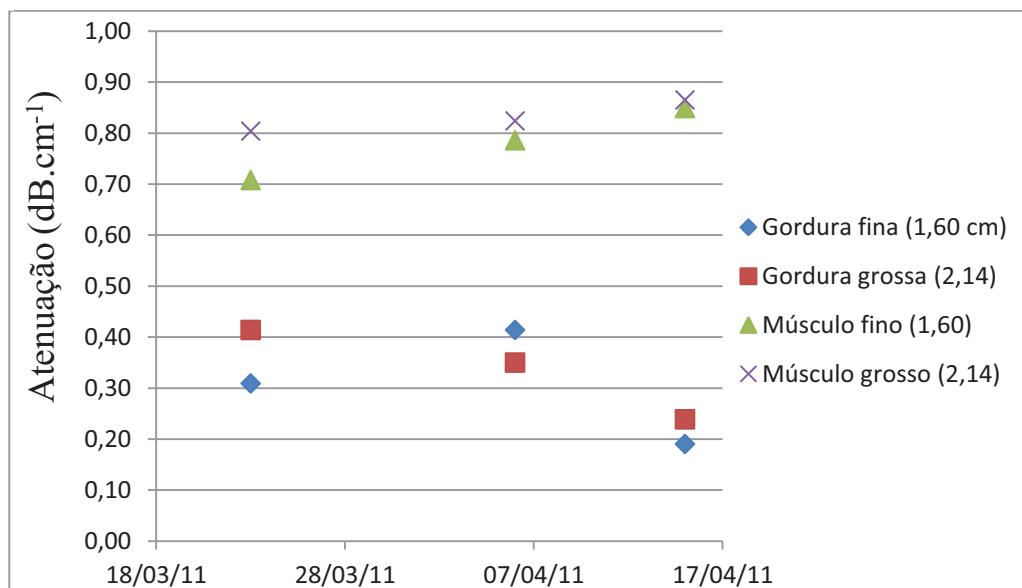
\*Data de fabricação, camada de gordura: 19/01/11, camada de músculo: 11/01/11

A velocidade longitudinal e o coeficiente de atenuação de cada camada foram medidos 10 vezes, antes da realização do ensaio, utilizando o programa AcustTrans (Maggi, 2011). A figura 5.1 informa os valores médios das velocidades das camadas de gordura e de músculo, empregadas nos *phantoms* A, C, D e E, medidas nos dias 23/03/11, 06/04/11 e 15/04/11.



**Figura 5.1** Valores médios das velocidades longitudinais das camadas de gordura e de músculo dos *phantoms* A, C, D e E ao longo do tempo.

A figura 5.2 informa os valores médios dos coeficientes de atenuação das camadas de gordura e de músculo, empregadas nos *phantoms* A, C, D e E, medidas nos dias 23/03/11, 06/04/11 e 15/04/11.



**Figura 5.2** Valores médios dos coeficientes de atenuação das camadas de gordura e de músculo dos *phantoms* A, C, D e E ao longo do tempo.

## 5.2 Previsão teórica, resultados simulados e resultados experimentais da perda em dB

A propagação ultrassônica pelo *phantom* que mimetiza três camadas forma três ecos. Eles ocorrem nas interfaces gordura/músculo, músculo/osso e osso/placa refletora (este último foi descartado neste trabalho). Inicialmente, foi realizada a previsão teórica da perda em dB para o primeiro e segundo eco, a partir das propriedades acústicas mensuradas em cada ensaio. Os ecos simulados e experimentais foram processados da mesma forma, para se estimar as perdas.

Os sinais simulados e experimentais dos ecos do *phantom* foram comparados com os sinais dos ecos das referências em relação aos respectivos parâmetros de intensidade ( $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e  $PSD$ ). Foram coletados cinco sinais experimentais da propagação ultrassônica no *phantom*, cinco sinais de referência por pulso-eco e cinco sinais de referência por transmissão-recepção. Vale ressaltar que os sinais por transmissão-recepção foram coletados, deixando um espaço com água que equivale o dobro da espessura total do *phantom* multicamada entre os transdutores.

Para cada ensaio, foi feita uma simulação da propagação no *phantom* e também na água por pulso-eco e por transmissão-recepção. Foram calculados cinco valores dos parâmetros de intensidade de cada pulso (eco) simulado, para considerar as influências dos possíveis erros intrínsecos ao procedimento de medição e diminuir a incerteza dos resultados dos valores. Cada eco foi selecionado por janelas *hamming*, com marcação inicial e final do pulso. A seguir, são apresentadas as Tabelas 5.6 e 5.7 com os resultados da previsão teórica (PT), da simulação com referência por pulso-eco (grupos S\_PE) e com referência por transmissão-recepção (grupos S\_TR), assim como resultados experimentais com referência por pulso-eco (grupos E\_PE) e com referência por transmissão-recepção (grupos E\_TR) do ensaio 1 do *phantom* A.

**Tabela 5.6 – Valores da previsão teórica e dos resultados simulados da perda em dB para o 1° eco (interface gordura/músculo e 2° eco (interface músculo/osso) do ensaio 1 do phantom A**

<b>Estudo 1</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>PREVISÃO TEÓRICA (dB)</b>	<b>-30,33</b>	<b>-10,88</b>	<b>-30,33</b>	<b>-10,88</b>	<b>-30,33</b>	<b>-10,88</b>
<b>Sinais Simulados</b>	<b><math>I_{TP}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{TP}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{PA}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{PA}(V^2)</math></b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>
<b>Sinal Phantom Pulso-eco</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
GmO-1	6,04E-02	4,07E+00	2,05E-02	1,57E+00	7,40E-09	6,65E-07
GmO-2	5,19E-02	4,04E+00	1,96E-02	1,55E+00	7,22E-09	6,51E-07
GmO-3	5,21E-02	4,01E+00	1,94E-02	1,54E+00	7,09E-09	6,48E-07
GmO-4	5,34E-02	3,89E+00	2,05E-02	1,35E+00	7,54E-09	6,12E-07
GmO-5	5,37E-02	4,00E+00	1,96E-02	1,53E+00	7,66E-09	6,45E-07
<b>Média</b>	<b>5,43E-02</b>	<b>4,00E+00</b>	<b>1,99E-02</b>	<b>1,51E+00</b>	<b>7,38E-09</b>	<b>6,44E-07</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>3,13E-03</b>	<b>6,00E-02</b>	<b>4,79E-04</b>	<b>8,01E-02</b>	<b>2,09E-10</b>	<b>1,75E-08</b>
<b>Sinal Referência Simulado - Pulso-eco</b>	<b><math>I_{TP}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{TP}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{PA}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{PA}(V^2)</math></b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>
Ref-GmO-1	3,04E+01	3,04E+01	1,11E+01	1,11E+01	5,36E-06	5,36E-06
Ref-GmO-2	3,03E+01	3,03E+01	1,03E+01	1,03E+01	6,02E-06	6,02E-06
Ref-GmO-3	3,03E+01	3,03E+01	1,11E+01	1,11E+01	5,31E-06	5,31E-06
Ref-GmO-4	3,03E+01	3,03E+01	1,10E+01	1,10E+01	5,36E-06	5,36E-06
Ref-GmO-5	3,03E+01	3,03E+01	1,09E+01	1,09E+01	5,26E-06	5,26E-06
<b>Média</b>	<b>3,03E+01</b>	<b>3,03E+01</b>	<b>1,09E+01</b>	<b>1,09E+01</b>	<b>5,46E-06</b>	<b>5,46E-06</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>4,26E-02</b>	<b>4,26E-02</b>	<b>2,81E-01</b>	<b>2,81E-01</b>	<b>2,81E-07</b>	<b>2,81E-07</b>
<b>RESULTADOS-S-PE (dB)</b>						
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-27,01	-8,73	-27,32	-8,47	-28,60	-9,06
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-27,66	-8,75	-27,21	-8,23	-29,21	-9,66
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-27,64	-8,78	-27,57	-8,57	-28,74	-9,13
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-27,55	-8,92	-27,29	-9,10	-28,52	-9,43
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-27,52	-8,80	-27,43	-8,50	-28,37	-9,11
<b>Média</b>	<b>-27,47</b>	<b>-8,79</b>	<b>-27,37</b>	<b>-8,57</b>	<b>-28,69</b>	<b>-9,28</b>
<b>Sinal Referência S-TR</b>	<b><math>I_{TP}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{TP}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{PA}(V^2)</math></b>	<b><math>I_{PA}(V^2)</math></b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>
REF-GmO-1	5,12E+01	5,12E+01	1,84E+01	1,84E+01	8,63E-06	8,63E-06
REF-GmO-2	5,14E+01	5,14E+01	1,83E+01	1,83E+01	8,60E-06	8,60E-06
REF-GmO-3	5,16E+01	5,16E+01	1,97E+01	1,97E+01	8,34E-06	8,34E-06
REF-GmO-4	5,11E+01	5,11E+01	1,82E+01	1,82E+01	8,55E-06	8,55E-06
REF-GmO-5	5,11E+01	5,11E+01	1,83E+01	1,83E+01	8,58E-06	8,58E-06
<b>Média</b>	<b>5,13E+01</b>	<b>5,13E+01</b>	<b>1,86E+01</b>	<b>1,86E+01</b>	<b>8,54E-06</b>	<b>8,54E-06</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>1,87E-01</b>	<b>1,87E-01</b>	<b>5,42E-01</b>	<b>5,42E-01</b>	<b>1,04E-07</b>	<b>1,04E-07</b>
<b>RESULTADOS-S-TR(dB)</b>						
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-29,28	-11,00	-29,53	-10,69	-30,67	-11,13
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-29,96	-11,05	-29,71	-10,72	-30,76	-11,21
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-29,96	-11,09	-30,06	-11,06	-30,71	-11,09
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-29,81	-11,18	-29,48	-11,29	-30,54	-11,45
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	-29,78	-11,06	-29,70	-10,77	-30,49	-11,24
<b>Média</b>	<b>-29,75</b>	<b>-11,08</b>	<b>-29,70</b>	<b>-10,90</b>	<b>-30,63</b>	<b>-11,22</b>

\*GmO: valores dos sinais de phantom de tripla camada. G: camada de gordura com 2,14 cm de espessura, m: camada de músculo com 1,60 cm, O: camada de osso com 1,03 cm. Interfaces (G/M) gordura/músculo e (M/O) músculo/osso. REF-GmO: valores dos sinais de referência. I: intensidade do phantom, I<sub>0</sub>: intensidade de referência. I<sub>TP</sub>: intensidade pico temporal, I<sub>PA</sub>: intensidade média do pulso, PSD: densidade espectral da potência. V: volts, dB: Decibel. E: experimento, S: simulação, PE: pulso-eco e TR: transmissão recepção. Grupo: I<sub>TP</sub>, I<sub>PA</sub> e PSD do primeiro e do segundo eco.

**Tabela 5.7 – Valores da previsão teórica e dos resultados experimentais da perda em dB para o 1° eco (interface gordura/músculo e 2° eco (interface músculo/osso) do ensaio 1 do *phantom A***

<b>Estudo 1</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>PREVISÃO TEÓRICA (dB)</b>	<b>-30,33</b>	<b>-10,88</b>	<b>-30,33</b>	<b>-10,88</b>	<b>-30,33</b>	<b>-10,88</b>
<b>Sinais Experimentais</b>	<b><math>I_{TP}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{TP}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{PA}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{PA}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>
<b>Sinal Phantom Pulso-eco</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
GmO-1	1,70E-03	1,72E-01	5,00E-04	6,27E-02	1,50E-10	2,74E-08
GmO-2	1,80E-03	1,80E-01	6,00E-04	7,01E-02	1,70E-10	2,87E-08
GmO-3	9,00E-04	1,91E-01	2,00E-04	7,38E-02	1,00E-10	3,05E-08
GmO-4	2,80E-03	2,00E-01	1,00E-03	7,53E-02	2,90E-10	3,15E-08
GmO-5	2,70E-03	1,77E-01	9,00E-04	6,89E-02	2,90E-10	2,94E-08
<b>Média</b>	<b>1,98E-03</b>	<b>1,84E-01</b>	<b>6,40E-04</b>	<b>7,02E-02</b>	<b>2,00E-10</b>	<b>2,95E-08</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>7,03E-04</b>	<b>1,00E-02</b>	<b>2,87E-04</b>	<b>4,40E-03</b>	<b>7,69E-11</b>	<b>1,42E-09</b>
<b>Sinal Referência Experimental Pulso-eco</b>	<b><math>I_{TP}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{TP}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{PA}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{PA}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>
Ref-GmO-1	1,38E+00	1,38E+00	5,45E-01	5,45E-01	2,37E-07	2,37E-07
Ref-GmO-2	1,11E+00	1,11E+00	3,97E-01	3,97E-01	1,74E-07	1,74E-07
Ref-GmO-3	1,35E+00	1,35E+00	5,06E-01	5,06E-01	2,19E-07	2,19E-07
Ref-GmO-4	1,25E+00	1,25E+00	4,94E-01	4,94E-01	2,13E-07	2,13E-07
Ref-GmO-5	1,32E+00	1,32E+00	4,92E-01	4,92E-01	2,13E-07	2,13E-07
<b>Média</b>	<b>1,28E+00</b>	<b>1,28E+00</b>	<b>4,87E-01</b>	<b>4,87E-01</b>	<b>2,11E-07</b>	<b>2,11E-07</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>9,63E-02</b>	<b>9,63E-02</b>	<b>4,88E-02</b>	<b>4,88E-02</b>	<b>2,06E-08</b>	<b>2,06E-08</b>
<b>RESULTADOS-E-PE (dB)</b>						
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-29,11</b>	<b>-9,06</b>	<b>-30,37</b>	<b>-9,39</b>	<b>-31,98</b>	<b>-9,36</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-27,90</b>	<b>-7,90</b>	<b>-28,21</b>	<b>-7,53</b>	<b>-30,09</b>	<b>-7,82</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-31,74</b>	<b>-8,48</b>	<b>-34,03</b>	<b>-8,36</b>	<b>-33,40</b>	<b>-8,56</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-26,49</b>	<b>-7,96</b>	<b>-26,94</b>	<b>-8,17</b>	<b>-28,66</b>	<b>-8,30</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-26,88</b>	<b>-8,72</b>	<b>-27,38</b>	<b>-8,54</b>	<b>-28,67</b>	<b>-8,61</b>
<b>Média</b>	<b>-28,11</b>	<b>-8,43</b>	<b>-28,81</b>	<b>-8,41</b>	<b>-30,23</b>	<b>-8,55</b>
<b>Sinal Referência E-TR</b>	<b><math>I_{TP}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{TP}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{PA}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_{PA}</math> (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>	<b>PSD (V<sup>2</sup>)</b>
REF-GmO-1	9,60E-02	9,60E-02	3,60E-02	3,60E-02	1,31E-08	1,31E-08
REF-GmO-2	1,02E-01	1,02E-01	3,80E-02	3,80E-02	1,36E-08	1,36E-08
REF-GmO-3	8,20E-02	8,20E-02	3,20E-02	3,20E-02	1,15E-08	1,15E-08
REF-GmO-4	9,80E-02	9,80E-02	3,70E-02	3,70E-02	1,34E-08	1,34E-08
REF-GmO-5	8,90E-02	8,90E-02	3,40E-02	3,40E-02	1,23E-08	1,23E-08
<b>Média</b>	<b>9,34E-02</b>	<b>9,34E-02</b>	<b>3,54E-02</b>	<b>3,54E-02</b>	<b>1,28E-08</b>	<b>1,28E-08</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>7,09E-03</b>	<b>7,09E-03</b>	<b>2,15E-03</b>	<b>2,15E-03</b>	<b>7,96E-10</b>	<b>7,96E-10</b>
<b>RESULTADOS-E-TR (dB)</b>						
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-17,52</b>	<b>2,53</b>	<b>-18,57</b>	<b>2,41</b>	<b>-19,41</b>	<b>3,21</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-17,53</b>	<b>2,47</b>	<b>-18,02</b>	<b>2,66</b>	<b>-19,03</b>	<b>3,24</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-19,60</b>	<b>3,67</b>	<b>-22,04</b>	<b>3,63</b>	<b>-20,59</b>	<b>4,25</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-15,44</b>	<b>3,09</b>	<b>-15,68</b>	<b>3,09</b>	<b>-16,65</b>	<b>3,71</b>
<b>10*log10(I/I<sub>0</sub>)</b>	<b>-15,18</b>	<b>2,99</b>	<b>-15,77</b>	<b>3,07</b>	<b>-16,28</b>	<b>3,79</b>
<b>Média</b>	<b>-16,74</b>	<b>2,94</b>	<b>-17,43</b>	<b>2,97</b>	<b>-18,05</b>	<b>3,64</b>

\*GmO: valores dos sinais de *phantom* de tripla camada. G: camada de gordura com 2,14 cm de espessura, m: camada de músculo com 1,60 cm, O: camada de osso com 1,03 cm. Interfaces (G/M) gordura/músculo e (M/O) músculo/osso. REF-GmO: valores dos sinais de referência. I: intensidade do *phantom*, I<sub>0</sub>: intensidade de referência. I<sub>TP</sub>: intensidade pico temporal, I<sub>PA</sub>: intensidade média do pulso, PSD: densidade espectral da potência. V: volts, dB: Decibel. E: experimento, S: simulação, PE: pulso-eco e TR: transmissão recepção. Grupo: I<sub>TP</sub>, I<sub>PA</sub> e PSD do primeiro e do segundo eco.

As tabelas 5.6 e 5.7 podem ser representadas de uma forma mais simples, conforme a Tabela 5.8. Nesta, são visualizados os valores da previsão teórica, da média dos resultados simulados e experimentais com referência por pulso-eco e por transmissão-recepção.

**Tabela 5.8 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 1. A primeira linha informa as espessuras das camadas do *phantom A* e a voltagem empregada**

Ph A -Ensaio 1 - Arranjo 1 – GmO; Gordura: 2,14cm; músculo: 1,60cm; Osso: 1,03 cm / 10V						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,33	-10,88	-30,33	-10,88	-30,33	-10,88
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	-27,47	-8,79	-27,37	-8,57	-28,69	-9,28
Simulação TR	-29,75	-11,08	-29,70	-10,90	-30,63	-11,22
Experimento PE	-28,11	-8,43	-28,81	-8,41	-30,23	-8,55
Experimento TR	-16,74	2,94	-17,43	2,97	-18,05	3,64

Foram aplicados testes estatísticos com auxílio do programa R 2.13.1 e intervalo de confiança de 99%. Primeiro, foi realizado o teste Anova entre os resultados dos grupos S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR de cada eco em relação aos parâmetros de intensidade ( $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD). Os grupos foram significativamente diferentes ( $p$ -valor < 0,01). Depois foi aplicada a análise pós-Anova (Teste de Tukey para comparações múltiplas). Posteriormente, aplicou-se o teste- $t$ , comparando o valor da previsão teórica com os valores de cada grupo, correspondente a um parâmetro de intensidade. Os resultados do teste- $t$  para o ensaio 1 podem ser visto na Tabela 5.9.

**Tabela 5.9 – Análise estatística Teste- $t$  no ensaio 1, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR).**

Teste- $t$ - Ensaio 1						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,33	-10,88	-30,33	-10,88	-30,33	-10,88
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	*	*	*	*	*	*
Simulação TR	●	*	*	*	*	*
Experimento PE	●	*	●	*	●	*
Experimento TR	*	*	*	*	*	*

(\*) diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,01$ ) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa ( $P < 0,01$ )

A seguir, são apresentadas as tabelas dos demais estudos similares a Tabela 5.8. e das tabelas com o teste-*t*. Cinco ensaios experimentais foram realizados com 5 V e os outros com 10 V de amplitude excitação.

**Tabela 5.10 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 2 (*phantom A*). A primeira linha informa as espessuras das camadas e a voltagem empregada**

Ph A - Ensaio 2 – Arranjo 1 - GmO; Gordura: 2,14 cm, músculo: 1,60 cm, Osso: 1,03 cm / 5V						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,76	-10,79	-30,76	-10,79	-30,76	-10,79
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	-27,38	-8,73	-27,18	-8,38	-28,74	-9,16
Simulação TR	-29,68	-11,03	-29,66	-10,86	-30,57	-10,99
Experimento PE	-27,62	-7,18	-27,60	-7,09	-30,42	-7,08
Experimento TR	-36,63	-16,19	-37,17	-16,66	-38,81	-15,48

**Tabela 5.11 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 2, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

Teste- <i>t</i> – Ensaio 2						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,76	-10,79	-30,76	-10,79	-30,76	-10,79
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	*	*	*	*	*	*
Simulação TR	*	●	*	●	●	●
Experimento PE	*	*	*	*	●	*
Experimento TR	*	*	*	*	*	*

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)



**Tabela 5.12 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 3 (*phantom A*). A primeira linha informa as espessuras das camadas do *phantom* e a voltagem empregada**

Ph A - Ensaio 3 - Arranjo 1 – GmO; - Gordura: 2,14cm; músculo: 1,60cm; Osso: 1,03 cm / 5V						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	-27,92	-9,10	-28,11	-8,99	-29,94	-9,42
Simulação TR	-30,22	-11,40	-30,59	-11,47	-31,76	-11,24
Experimento PE	-25,88	-6,71	-26,59	-6,66	-26,96	-6,85
Experimento TR	-36,27	-17,10	-37,37	-17,44	-36,58	-16,46

**Tabela 5.13 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 3, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

Teste- <i>t</i> - Ensaio 3						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	*	*	*	*	*	●
Simulação TR	*	●	*	●	●	●
Experimento PE	*	*	*	*	*	*
Experimento TR	*	*	*	*	*	*

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

**Tabela 5.14 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 4 (phantom A) . A primeira linha informa as espessuras das camadas e a voltagem empregada**

<b>Ph A - Ensaio - 4 - Arranjo 1 – GmO; Gordura: 2,14cm; músculo: 1,60cm; Osso: 1,03 cm / 10V</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-31,97</b>	<b>-11,20</b>	<b>-31,97</b>	<b>-11,20</b>	<b>-31,97</b>	<b>-11,20</b>
	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>-27,89</b>	<b>-9,03</b>	<b>-28,22</b>	<b>-8,72</b>	<b>-29,71</b>	<b>-9,15</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>-30,21</b>	<b>-11,35</b>	<b>-30,60</b>	<b>-11,10</b>	<b>-31,69</b>	<b>-11,14</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>-21,66</b>	<b>-7,77</b>	<b>-23,14</b>	<b>-7,51</b>	<b>-24,90</b>	<b>-8,04</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>-31,23</b>	<b>-17,33</b>	<b>-32,63</b>	<b>-17,00</b>	<b>-33,49</b>	<b>-16,63</b>

**Tabela 5.15 – Análise estatística Teste-t no ensaio 4, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

<b>Teste-t - ensaio - 4</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-31,97</b>	<b>-11,20</b>	<b>-31,97</b>	<b>-11,20</b>	<b>-31,97</b>	<b>-11,20</b>
	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>●</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

**Tabela 5.16 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 5 (phantom B) . A primeira linha informa as espessuras das camadas e a voltagem empregada**

<b>Ph B - Ensaio 5 - Arranjo 2 – gMO; gordura: 1,60cm; Músculo: 2,14cm; Osso: 1,03 cm / 10V</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-29,94</b>	<b>-12,83</b>	<b>-29,94</b>	<b>-12,83</b>	<b>-29,94</b>	<b>-12,83</b>
	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>-25,47</b>	<b>-10,03</b>	<b>-25,28</b>	<b>-9,91</b>	<b>-26,39</b>	<b>-10,33</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>-27,75</b>	<b>-12,31</b>	<b>-27,61</b>	<b>-12,25</b>	<b>-28,33</b>	<b>-12,27</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>-24,29</b>	<b>-13,47</b>	<b>-26,20</b>	<b>-13,74</b>	<b>-29,01</b>	<b>-13,93</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>-12,78</b>	<b>-1,96</b>	<b>-14,70</b>	<b>-2,23</b>	<b>-16,65</b>	<b>-1,57</b>

**Tabela 5.17 – Análise estatística Teste-t no ensaio 5, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

<b>Teste-t - Ensaio 5</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-29,94</b>	<b>-12,83</b>	<b>-29,94</b>	<b>-12,83</b>	<b>-29,94</b>	<b>-12,83</b>
	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>●</b>	<b>●</b>	<b>●</b>	<b>*</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

**Tabela 5.18 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 6 (*phantom C*). A primeira linha informa as espessuras das camadas do *phantom* e a voltagem empregada.**

Ph C - Ensaio 6 – Arranjo 2 – gMO; gordura: 1,60cm; Músculo: 2,14cm; Osso: 1,03 cm / 5V						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,15	-11,17	-30,15	-11,17	-30,15	-11,17
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	-25,87	-8,29	-25,90	-8,17	-27,29	-8,91
Simulação TR	-28,17	-10,59	-28,38	-10,65	-29,12	-10,73
Experimento PE	-25,56	-6,79	-27,03	-7,35	-29,46	-6,79
Experimento TR	-35,20	-16,44	-36,44	-16,76	-38,47	-15,80

**Tabela 5.19 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 6, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

Teste- <i>t</i> – Ensaio 6						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,15	-11,17	-30,15	-11,17	-30,15	-11,17
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	*	*	*	*	*	*
Simulação TR	*	*	*	●	*	*
Experimento PE	●	*	●	*	●	*
Experimento TR	*	*	*	*	*	*

(\*) diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,01$ ) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa ( $P < 0,01$ )

**Tabela 5.20– Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 7 (*phantom D*). A primeira linha informa as espessuras das camadas e a voltagem empregada**

<b>Ph D - Ensaio 7 - Arranjo 3 – gmO; gordura: 1,60cm; músculo: 1,60cm; Osso: 1,03 cm / 10V</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-28,80</b>	<b>-10,06</b>	<b>-28,80</b>	<b>-10,06</b>	<b>-28,80</b>	<b>-10,06</b>
	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>-25,33</b>	<b>-8,07</b>	<b>-25,11</b>	<b>-7,99</b>	<b>-26,51</b>	<b>-8,33</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>-27,64</b>	<b>-10,38</b>	<b>-27,50</b>	<b>-10,37</b>	<b>-28,36</b>	<b>-10,18</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>-27,65</b>	<b>-9,55</b>	<b>-27,77</b>	<b>-9,71</b>	<b>-28,83</b>	<b>-9,48</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>-17,69</b>	<b>0,40</b>	<b>-17,95</b>	<b>0,10</b>	<b>-18,22</b>	<b>1,12</b>

**Tabela 5.21 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 7, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

<b>Teste-<i>t</i> - Ensaio 7</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-28,80</b>	<b>-10,06</b>	<b>-28,80</b>	<b>-10,06</b>	<b>-28,80</b>	<b>-10,06</b>
	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>●</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>●</b>	<b>●</b>	<b>●</b>	<b>●</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

**Tabela 5.22 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 8 (*phantom D*). A primeira linha informa as espessuras das camadas do *phantom* e a voltagem empregada**

<b>Ph D - Ensaio 8 - Arranjo 3 – gmO; gordura: 1,60cm; músculo: 1,60cm; Osso: 1,03 cm / 5V</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-30,15</b>	<b>-10,18</b>	<b>-30,15</b>	<b>-10,18</b>	<b>-30,15</b>	<b>-10,18</b>
	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>-26,79</b>	<b>-7,92</b>	<b>-26,87</b>	<b>-7,72</b>	<b>-27,90</b>	<b>-8,69</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>-29,13</b>	<b>-10,26</b>	<b>-29,34</b>	<b>-10,18</b>	<b>-29,75</b>	<b>-10,54</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>-28,43</b>	<b>-6,35</b>	<b>-29,08</b>	<b>-6,24</b>	<b>-31,94</b>	<b>-6,39</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>-38,59</b>	<b>-16,51</b>	<b>-39,50</b>	<b>-16,66</b>	<b>-41,56</b>	<b>-16,01</b>

**Tabela 5.23 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 8, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

<b>Teste-<i>t</i> - Ensaio 8</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	<b>-30,15</b>	<b>-10,18</b>	<b>-30,15</b>	<b>-10,18</b>	<b>-30,15</b>	<b>-10,18</b>
	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{TP}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b><math>I_{PA}</math></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>●</b>
<b>Simulação TR</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>●</b>
<b>Experimento PE</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>●</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>
<b>Experimento TR</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>	<b>*</b>

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

**Tabela 5.24 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 9 (*phantom E*). A primeira linha informa as espessuras das camadas e a voltagem empregada**

<b>Ph E - Ensaio 9 - Arranjo 4 – GMO; Gordura: 2,14cm; Músculo: 2,14cm; Osso: 1,03 cm / 10V</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	-30,33	-12,04	-30,33	-12,04	-30,33	-12,04
	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	-26,76	-10,07	-26,74	-10,15	-28,06	-10,65
<b>Simulação TR</b>	-29,27	-12,58	-29,19	-12,60	-30,01	-12,59
<b>Experimento PE</b>	-27,47	-8,89	-27,74	-8,99	-29,01	-9,08
<b>Experimento TR</b>	-16,99	1,59	-17,60	1,15	-17,64	2,29

**Tabela 5.25 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 9, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

<b>Teste-<i>t</i> - Ensaio 9</b>						
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Previsão Teórica</b>	-30,33	-12,04	-30,33	-12,04	-30,33	-12,04
	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>TP</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>I<sub>PA</sub></b>	<b>PSD</b>	<b>PSD</b>
	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>	<b>1° Eco (G/M)</b>	<b>2° Eco (M/O)</b>
<b>Simulação PE</b>	*	*	*	*	*	*
<b>Simulação TR</b>	*	*	*	●	●	*
<b>Experimento PE</b>	*	*	*	*	*	*
<b>Experimento TR</b>	*	*	*	*	*	*

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

**Tabela 5.26 – Valores da previsão teórica, das médias dos resultados simulados e experimentais da perda em dB para o 1° e 2° eco do Ensaio 10 (*phantom E*) . A primeira linha informa as espessuras das camadas do *phantom* e a voltagem empregada**

Ph E - Ensaio 10 - Arranjo 4 – GMO; Gordura: 2,14cm; Músculo: 2,14cm; Osso: 1,03 cm / 5V						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,76	-11,78	-30,76	-11,78	-30,76	-11,78
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	-26,69	-9,72	-26,41	-9,77	-28,03	-10,07
Simulação TR	-29,10	-12,13	-29,15	-12,51	-29,94	-11,98
Experimento PE	-27,03	-7,37	-27,58	-7,54	-30,17	-7,49
Experimento TR	-37,45	-17,80	-38,12	-18,08	-39,98	-17,30

**Tabela 5.27 – Análise estatística Teste-*t* no ensaio 10, comparando os valores da previsão teórica e com os valores de cada grupo (S\_PE, S\_TR, E\_PE e E\_TR)**

Teste- <i>t</i> - Ensaio 10						
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Previsão Teórica	-30,76	-11,78	-30,76	-11,78	-30,76	-11,78
	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)	1° Eco (G/M)	2° Eco (M/O)
Simulação PE	*	*	*	*	*	*
Simulação TR	*	*	*	*	*	●
Experimento PE	*	*	*	*	●	*
Experimento TR	*	*	*	*	*	*

(\*) diferença estatisticamente significativa (P<0,01) (●) diferença estatisticamente NÃO significativa (P<0,01)

Os valores circulados nas tabelas indicam que, para aquele determinado eco, o parâmetro de intensidade não apresentou diferenças significativas, quando os grupos simulados e experimentais foram submetidos ao teste de Tukey.



## 6 Discussão

O objetivo inicial deste estudo foi a estimativa da perda da intensidade, por meio da avaliação dos fenômenos de atenuação, reflexão e transmissão do pulso ultrassônico ao longo de um tecido multicamada. Para isso foi necessária a elaboração de *phantoms* com três camadas com características acústicas dos tecidos adiposo, muscular e ósseo.

As camadas de *phantoms* de gordura e de músculo foram confeccionadas à base de Agar, pois este hidrocolóide já teve suas propriedades acústicas analisadas em diversos estudos (BURLEW *et al.*, 1980; CHIN *et al.*, 1990; MADSEN *et al.*, 1998) e apresenta valores de coeficiente de atenuação e velocidade de propagação, similares aos tecidos moles. Basto (2007) reajustou a receita de Sato *et al.* (2003) e então confeccionou *phantom* com Agar, 80% de pó de PVC e 5% de pó de grafite, que apresentou propriedades acústicas e térmicas similares ao tecido biológico.

A receita de Basto (2007) foi aplicada na fabricação das camadas de gordura e de músculo, porém com alterações para aproximar os valores de atenuação e velocidade de propagação aos respectivos valores de tecidos biológicos.

Após a realização dos primeiros experimentos, observou-se a necessidade de fabricar o corpo de prova de músculo, sem o detergente e o pó de PVC, pois o mesmo mantinha estrutura frágil e assim dificultava o manuseio. Depois das alterações, a camada de *phantom* de músculo ficou mais firme. Ambas as receitas para a confecção da camada de músculo apresentaram valores de propriedades acústicas semelhantes. Em todos os ensaios, exceto o ensaio 5, as camadas de músculo não continham detergente e nem pó de PVC.

As médias dos coeficientes de atenuação dos *phantoms* de gordura variaram de 0,24 a 0,41 dB.cm<sup>-1</sup>. O estudo 7 apresentou média de 0,63 dB.cm<sup>-1</sup> para a gordura. Este *phantom* tinha quatro meses de fabricação e apresentou média superior à dos demais, contudo, este valor é compatível com o de 0,60 dB.cm<sup>-1</sup> que é apontado por Fish (1990) para o coeficiente de atenuação do tecido adiposo. O valor médio da densidade foi de 1024 kg.m<sup>-3</sup> e os valores médios das velocidades de propagação de gordura variaram 1498 a 1514 m.s<sup>-1</sup>.

Os valores das médias dos coeficientes de atenuação dos corpos de prova de tecido muscular apresentaram o intervalo de 0,72 a 0,85 dB.cm<sup>-1</sup>. Os valores médios das velocidades de propagação das camadas de músculo variaram de 1524 a 1551 m.s<sup>-1</sup>. As médias da densidade foram de 1069 e 1101 kg.m<sup>-3</sup>. A placa comercial de resina-epóxi,

simuladora do osso cortical apresentou valores médios de 2471 a 2729 m.s<sup>-1</sup> para velocidade de propagação e de 5,20 a 5,23 dB.cm<sup>-1</sup> para o coeficiente de atenuação.

Vários trabalhos (GOSS *et al.*, 1980; WELLS *et al.*, 1977; LIN *et al.*, 2000; MAST, 2000; OPHIR *et al.*, 2002) têm investigado as características acústicas dos tecidos biológicos, no entanto há divergências entre os autores. No capítulo 1, a Tabela 3.1 demonstra os valores de propriedades acústicas de gordura, músculo, osso cortical e tecido mole biológicos, com referência de pelo menos dois autores. Assim, foi possível comparar os dados de tecidos biológicos com os resultados dos *phantoms*. Os valores da velocidade e da densidade do *phantom* ficaram um pouco acima daqueles do tecido adiposo. A possível explicação para o aumento do valor da densidade é a água, que é um dos ingredientes e tem densidade superior a gordura. Nos ensaios 3, 4 e 5, os valores médios da velocidade de propagação longitudinal dos *phantoms* de osso foram de 2471,09 m.s<sup>-1</sup>, cerca de 10% abaixo do esperado. Os demais valores médios das propriedades acústicas dos três meios, nos 10 ensaios experimentais, ficaram próximos ou estão entre os valores mencionados pelos autores citados. A estabilidade dos *phantoms* de Agar é de aproximadamente quatro meses.

Foram realizadas três medições das propriedades acústicas das camadas grossas (2,14 cm) e das camadas finas (1,60 cm) de gordura e de músculos empregadas em todos os ensaios, exceto no ensaio 5. A segunda e a terceira medições apresentaram intervalos de 14 e 23 dias, respectivamente, em relação à primeira medição. Os valores médios da velocidade das camadas de gordura grossa (2,14 cm) e fina (1,60) oscilaram pouco, porém sem padrão. Os valores médios de velocidade das camadas de músculo grosso e fino apresentaram um decréscimo, no entanto, a diminuição dos valores da velocidade foi mais discreta para a camada fina. Os coeficientes de atenuação das camadas grossas e finas de gordura variaram pouco, com uma ligeira diminuição dos valores médios para a camada grossa ao longo das três medições. Já os valores médios de atenuação das camadas grossa e fina de músculo aumentaram discretamente ao longo do tempo.

As previsões teóricas da perda em dB do pulso ultrassônico nos tecidos consideraram a onda longitudinal, pois, na incidência normal, a onda transversal é desprezível no osso (CHAN *et al.*, 1974, FUJII *et al.*, 1999, LEITE *et al.*, 2008). Os valores de densidade, impedância, coeficiente de atenuação longitudinal de intensidade, velocidade de propagação longitudinal, coeficiente de reflexão longitudinal e coeficiente de transmissão longitudinal dos meios estudados foram aplicados em

equações que calcularam as perdas no tecido de gordura e interface gordura/músculo (1º eco) e também no tecido muscular e interface músculo/osso (2º eco). Os valores das previsões teóricas foram comparados com os resultados simulados e experimentais.

Os sinais simulados e experimentais no *phantom* de tripla camada e na água, para referência, foram obtidos por simulação computacional e por montagem experimental. Os sinais de referência na água foram coletados por pulso-eco e por transmissão-recepção. A distância entre os dois transdutores foi referente a duas vezes a espessura total do *phantom* de tripla camada para manter a mesma distância percorrida pelo pulso ultrassônico pelo método pulso-eco.

As médias das perdas dos grupos S\_TR apontaram valores próximos aos teóricos do ensaio 1. Já as médias dos grupos S\_PE mostraram-se discretamente acima dos valores das previsões teóricas. Não há diferenças significativas entre todos os grupos S\_PE e E\_PE do 1º eco e 2º eco ao empregar-se o teste de Tukey. Os valores médios dos grupos E\_PE do 1º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD e do grupo S\_TR do 1º eco para  $I_{TP}$  não apresentaram significativas diferenças ao se realizar o teste  $t$ .

No ensaio 2, as médias das perdas ultrassônicas do 1º eco e do 2º eco dos grupos S\_TR apresentaram valores próximos aos valores teóricos. Os valores dos grupos E\_PE do 1º eco para PSD e os valores dos grupos S\_TR do 2º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD não apresentaram diferenças significativas ao aplicar-se o teste- $t$ . As médias dos grupos S\_PE e E\_PE permaneceram ligeiramente acima, ou seja, perderam menos que os respectivos valores da previsão teórica. Os valores dos grupos S\_PE e E\_PE do 1º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD não foram significativamente diferentes pelo teste de Tukey.

O ensaio 3 demonstrou similaridades com o estudo 1. Os valores dos grupos S\_TR do 2º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD e os valores dos grupos S\_TR (1º eco) e S\_PE (2º eco) para PSD não apresentaram diferenças significativas quando se aplica o teste  $t$ . Os resultados dos grupos S\_PE e E\_PE perderam menos energia que os respectivos valores da previsão teórica, porém os valores do 1º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD não foram significativamente diferentes pelo teste de Tukey.

O ensaio 4 evidenciou semelhanças com o ensaio 2 e 3, porém não há diferenças significativas entre os grupos S\_TR e E\_TR do 1º eco para  $I_{TP}$  quando se aplica o teste de Tukey. Os valores do S\_TR não apresentaram diferenças significativas quando se compara os valores do 2º eco com o valor teórico ao realizar o teste  $t$ . O valor médio da perda E\_PE para  $I_{TP}$ , ficou bem abaixo do valor teórico.

Os valores das médias da perda do grupo S\_TR do ensaio 5 estão próximos aos valores teóricos, porém discretamente acima. Os valores do grupo S\_PE estão ligeiramente acima dos valores dos grupos S\_TR. Os valores dos grupos E\_PE do 1º eco para  $I_{PA}$  e PSD e do 2º eco para  $I_{TP}$  e  $I_{PA}$  não apresentaram significativas diferenças pelo teste  $t$ . Entre os grupos S\_PE e E\_PE não há diferenças significativas quando se aplica o teste de Tukey.

Os valores das médias dos grupos S\_PE, S\_TR e E\_PE do ensaio 6 estão acima, perdendo menos que os valores teóricos, embora o grupo S\_TR apresente valores próximos aos valores da previsão teórica. Os valores dos grupos E\_PE do 1º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD não apresentaram significativas diferenças após realizar o teste  $t$ .

No ensaio 7, os grupos S\_TR do 2º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD e E\_PE do 1º eco para  $I_{PA}$  e PSD e do 2º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD não indicaram diferenças significativas pelo teste  $t$ . Quando se aplicou o teste de Tukey não houve diferenças significativas entre os grupos S\_PE e E\_PE do 1º eco para  $I_{TP}$  e  $I_{PA}$ .

Os valores médios do ensaio 8 dos grupos S\_TR do 2º eco para  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD, do grupo E\_PE do 1º eco para  $I_{PA}$  e grupo S\_PE do 2º eco não apresentaram diferenças significativas. Os valores das médias dos grupos S\_PE e E\_PE estão acima, perdendo menos que os valores da previsão teórica, com exceção do grupo E\_PE do 1º eco para PSD.

Os valores dos grupos S\_PE e E\_PE do 1º eco para  $I_{TP}$  e  $I_{PA}$ , e do 2º eco para  $I_{PA}$ , do ensaio 9, não evidenciaram diferenças significativas pelo teste de tukey. Os valores do grupo S\_TR do 1º eco para PSD e do 2º eco para  $I_{PA}$ , também não apresentaram diferenças significativas, quando comparados com os valores da previsão teórica.

Os valores médios no ensaio 10 dos grupos S\_TR demonstraram-se próximos, porém ligeiramente maiores que os valores teóricos. As médias dos grupos S\_PE e E\_PE apontaram perda em dB, ligeiramente menor que os valores teóricos calculados, Não houve diferenças significativas entre os grupos S\_PE e E\_PE do 1º eco para  $I_{TP}$  e PSD quando se realizou o teste de Tukey.

De forma geral, os valores das perdas por simulação S\_TR mostraram-se mais próximos dos valores teóricos, com perdas, em dB, ligeiramente, menores que os valores da previsão teórica para o primeiro eco e para o segundo eco, em relação às  $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD. Os valores das médias dos grupos S\_PE e E\_PE demonstraram semelhanças, no entanto, apresentaram perdas menores que as médias S\_TR e então menores que os respectivos valores teóricos. Alguns resultados dos grupos E\_PE não apresentaram

diferenças significativas em relação aos valores teóricos. As médias dos grupos E\_TR de todos os estudos exibiram valores distantes dos valores teóricos e, portanto apresentaram diferenças significativas, com exceção do estudo 6.

Muitos resultados dos grupos S\_TR demonstraram valores de perdas ultrassônicas discretamente menores que os valores da previsão teórica. Os grupos S\_PE e E\_PE, embora tenham resultados similares, apresentam valores de perdas menores que os resultados dos grupos S\_TR. Estas diferenças estatísticas podem ser explicadas por alguns fatores. Os experimentos e as simulações foram realizados no campo próximo e este se caracteriza pela não uniformidade na distribuição de intensidade do feixe. Outro fator é a banda de frequência na qual ocorre o pulso ultrassônico. Além disso, as referências, seja por pulso-eco ou por transmissão-recepção, são coletadas em posições diferentes dos ecos que ocorrem nas interfaces gordura/músculo e músculo/osso no campo acústico.

Os resultados dos Grupos E\_TR apresentaram valores distantes dos valores teóricos, ou seja, com maiores ou menores perdas (em dB). Todos os fatores citados acima contribuíram para tais dispersões, mas acredita-se que o motivo principal dos valores discrepantes seja o desalinhamento dos transdutores no momento da coleta dos sinais de referência em água, já que os transdutores fixados no trilho apresentaram certa instabilidade. Os parâmetros de intensidade dos *phantoms* ( $I_{TP}$ ,  $I_{PA}$  e PSD) são os mesmos utilizados para comparar com os parâmetros de intensidade de referência por pulso-eco e por transmissão-recepção. Logo a diferença entre os resultados da perda ultrassônica está nos valores das referências. Como há similaridades entre simulação e experimento por pulso-eco, então, possivelmente, com o aprimoramento da montagem experimental para coleta dos sinais de referência por transmissão-recepção, espera-se resultados experimentais por transmissão-recepção mais próximos dos resultados simulados.

Os valores de  $I_0$  de referências experimentais e simulados foram calculados a partir dos sinais obtidos. Já o valor  $I_0$  de referência teórico considerou a condição ideal, reflexão total,  $R=1$ . Os resultados das perdas experimentais por pulso-eco acima dos valores teóricos pode ser explicados pelas perdas por transmissões ultrassônicas na placa de alumínio que embora seja boa refletora, pequena parte da energia é transmitida na mesma. No anexo IV, a Tabela (IV.1) apresenta a comparação das perdas ultrassônicas entre as previsões teóricas e as perdas simuladas com placa de alumínio e tungstênio por pulso-eco.

A placa de tungstênio apresenta uma impedância bem maior que a do alumínio, visando o efeito de reflexão total. Os resultados com a placa de tungstênio aproximaram-se mais dos valores teóricos (embora ainda sejam menores), sugerindo que a diferença entre perda teórica e os resultados simulados e experimentais, pelo menos em parte, pode ser atribuída ao fato que a previsão teórica supõe um refletor ideal, portanto com reflexão total.

O presente estudo analisou as perdas relacionadas às propriedades acústicas, reflexão e transmissão durante a propagação de pulso ultrassônico. Um passo seguinte seria investigar o quanto desta perda é absorvida nos tecidos e transformada em calor no modo contínuo. Segundo GUIRRO e GUIRRO (2004) e PRENTICE (2004), a superfície do cabeçote de US deve ser mantida a mais plana possível da pele, assim a energia acústica que vem do transdutor é transmitida para os tecidos, minimizando a quantidade de energia refletida na interface transdutor/gel/pele. Na incidência normal ou com ângulo incidente menor que o ângulo crítico longitudinal (aproximadamente  $27^\circ$ , obtido a partir dos coeficientes de reflexão e transmissão), a absorção da onda longitudinal e a reflexão são as responsáveis pelo aquecimento dos tecidos (CHAN *et al.*, 1974, FUJII *et al.*, 1999, LEITE *et al.*, 2008). Quando a incidência é maior que o ângulo crítico longitudinal, a onda transversal, que é rapidamente absorvida no tecido ósseo e desprezível nos tecidos moles, passa a ser a principal causa de elevação de temperatura na interface músculo/osso e no próprio osso, causando desconforto e dor nos pacientes (FUJII *et al.*, 1999; LIN, *et al.*, 2000).

## 7 Conclusão

O presente estudo desenvolveu um método para quantificar a perda relativa da intensidade, considerando os efeitos dos processos de atenuação, reflexão e transmissão do pulso ultrassônico em *phantom* que simula as camadas de gordura, músculo e osso. Dois tipos de sinais de referência foram utilizados. As estimativas das perdas, em dB, experimentais com referência por pulso-eco e simuladas com ambas as referências mostraram-se um pouco abaixo das previsões teóricas. As perdas simuladas com referências por transmissão-recepção se aproximaram mais dos valores teóricos. Talvez falte algum fator de correção nas equações teóricas, já que estas consideram o  $I_0$  como ideal, diferentes do  $I_0$  experimentais e simulados, porém os resultados foram satisfatórios.

As perdas simuladas e experimentais com referência por pulso-eco apresentaram concordância. Deste modo, será possível realizar outras simulações de perda de energia ultrassônica a partir das propriedades acústicas, podendo também incluir variações de espessuras de camada.

Os passos futuros seriam refinar a montagem experimental para as coletas dos sinais, principalmente aprimorar o sistema para obter os sinais de referências por transmissão-recepção, construindo um trilho com suportes de transdutores alinhados. Após o refinamento dos sistemas de coletas dos sinais, realizar o estudo térmico do *phantom* de tripla camada (gordura-músculo-osso) e a correlação das perdas ultrassônicas com a energia depositada (absorvida) em cada camada, visando a elaboração de protocolos de dosimetrias adequadas e o estabelecimento de parâmetros físicos confiáveis para o tratamento das lesões teciduais.

## 8 Referências Bibliográficas

ALVARENGA, A. V., MACHADO, J. C., PEREIRA, W. C. A., 2001, "Implementação do protocolo para a obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos usados em medicina", **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 17, n. 3, pp. 151-163.

ARTHO, P.A., THYNE, J.G., WARRING, B. P., WILLIS, C. D., BRISMIE, J. M., LATMAN, N. S., 2002, "A Calibration Study of Therapeutic Ultrasound Units", **Physical Therapy**, v. 82, n. 3, pp. 157-263.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1998, **NBR / IEC 1689 - Ultrassom – Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para Desempenho e Métodos de Medição na Faixa de Frequência de 0,5 MHz a 5 MHz**, Rio de Janeiro, ABNT.

BAKER, G., ROBERTSON, V. J., 2001, "A Review of Therapeutic Ultrasound: Effectiveness Studies", **Physical Therapy**, v. 81, n. 7.

BASTO, R., "Construção de um Phantom Sintético com Propriedades Termofísicas e Ultra-sônicas Similares às do Tecido Biológico Humano em 1,0 e 2,8 MHz." Rio de Janeiro, RJ. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, 2007.

BILANIUK, N., WONG, G.S.K., 1993, "Speed of sound in pure water as a function of temperature", **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 93, n. 3, pp. 1609-1612.

BJØRN, A. J. ANGELSEN, 2000, "Ultrasound Imaging – Waves, Signals and Signal Processing", Disponível em: <[www.ultrasoundbook.com](http://www.ultrasoundbook.com)>, Acesso:06/09/2011.

BUNN, P.S., 2009, "Phantom Termo-Cromático com Propriedades Ultra-Sônicas e Termofísicas Similares às dos Tecidos Moles Humanos em 1 MHz. Rio de Janeiro", RJ. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ.

BURLEW, M. M., MADSEN E. L. M. ZAGZEBSKI, J. A., BANJAVIC, R. A., SUM, S. W., 1980, "A New Ultrasound Tissue equivalent Material", **Radiology**, v. 134, n. 2, pp. 517-520.

BUSH, N. L., HILL, C. R., 1983, "Gelatin-alginate complex gel: A new acoustically tissue-equivalent material", **Ultrasound Med Biol**, v. 9, pp. 479-484.

CHAN, A. K., SIGELMANN, R. A., GUY, A. W., 1974, "Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers," **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, v. 21, pp. 280-284.

CHIN R. B., MADSEN E. L., ZAGZEBSKITA, J. A., JADVAR, H., WU, X. K., FRANK, G. R., 1990, "A Reusable Perfusion Supporting Tissue-mimicking material for Ultrasound Hyperthermia Phantoms", **Medical Physics**, v. 17, n. 3, pp. 380-390.



CHIN, R. B., ZAGZEBSKI, J. A., MADSEN, E. L., 1991, “Experimental verification of a model for predicting transient temperature distributions by focused ultrasound”, **Physics in Medicine and Biology**, v. 36, n. 9, pp. 1153-1164.

CLARKE, A. J., EVANS, J. A., TRUSCOTT, J.G., MILNER, R., SMITH, M.A., 1994, “A phantom for quantitative ultrasound of trabecular bone”, **Physics and Medicine Biology**. v. 39, pp. 1677-1687.

COSTA, R.M., 2009, “Corpo de Prova de Resina Epóxi com Propriedades Termocromáticas para Avaliação Qualitativa do Feixe Ultra-Sônico Aplicado em Fisioterapia.” Rio de Janeiro, RJ. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ.

CULJAT, M. O., GOLDENBERG, D., TEWARI, P., SINGH, R. S., 2010, “A review of tissue substitutes for ultrasound imaging”, **Ultrasound in Med. & Biol**, v. 36, n. 6, pp. 861-73.

CYBERLOGIC,<sup>®</sup> Inc. “ Wave2000®Plus – Software For Computational Ultrasonics”, Disponível em <<http://www.cyberlogic.org/wave2000plus.html>>, Acesso: 06/05/2011

D’SOUZA, W. D., MADSEN, E. L., UNAL, O., VIGEN, K. K., FRANK, G. R., THOMADSEN, B. R., 2001, “Tissue mimicking materials for a multi-imaging modality prostate phantom”, **Med. Phys.**, v. 28, n. 4, pp. 688-700.

FAN, X., HYNYNEN, K., 1994, “The effects of curved tissue layers on power deposition patterns of therapeutic ultrasound beams”, **Med Phys.**, v. 21, pp. 25–34.

FAN, X., HYNYNEM, K., 1992, “The effect of wave reflection and refraction at soft tissue interfaces during ultrasound hyperthermia treatments”, **J. Acoust. Soc. Am.**, v. 91, pp. 1727-1736.

FUJII, M., SAKAMOTO, K., TODA, Y., NEGISHI, A., KANAI H., 1999, “Study of the cause of the rise temperature at the muscle-bone interface during ultrasound hyperthermia”, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 46, n. 5, pp. 494-504.

FISH, P., 1990, **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**, 1.ed., New York, John Wiley & Sons.

GOSS, S. A., JOHNSTON, R. L., DUNN, F., 1980, “Compilation of Empirical Ultrasonic Properties of Mammalian Tissue II”, **Journal of Acoustic Soc Am.**, v.68, n.1, pp. 93-108.

GUIRRO, E., GUIRRO, R., 2004, **Fisioterapia dermatofuncional**, 3.ed., Barueri-SP, Manole.

GUIRRO, R., SERRÃO, F., ELIAS, D., BUCALON, A. J., 1997, “Calibration of Therapeutic Ultrasound Equipment”, **Physiotherapy**, v. 83, n. 8, pp. 419-422.

HEDRICK, W. R., HYKES, D. L., STARCHMAN, D. E., 1995, **Ultrasound physics and instrumentation**, 3.ed., St. Louis-Missouri, Mosby.

HOSKINS, P., MARTIN, K., THRUSH, A., 2010, Diagnostic ultrasound: physics and equipment, 2.ed, Cambridge University Press, New York. Disponível em <[WWW.books.google/books](http://WWW.books.google/books)>, acesso em: 18/04/2011.

IEC 60601-2-5 (2009) – **Medical electrical equipment - Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment**. IEC – The International Eletrotechnical Comission.

IEC 61689 (2007/2008) – **Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz**. IEC – The International Eletrotechnical Comission.

ISHIKAWA, N.L., 2000, “Avaliação de equipamentos de ultrassom para fisioterapia segundo a norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas.” Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Biomédica, COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1998, **ICRU Report 61: Tissue Substitutes, Phantoms and Computational Modeling in Medical Ultrasound** (ICRU Publications, Bethesda, Maryland).

JUNQUEIRA, L. C., CARNEIRO, J., 2004, **Histologia básica**, 10.ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

KATO, H., ISHIDA, T., 1987 “Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range 5-40 MHz”, **Physics and Medicine Biology**, v. 32, n. 2, p. 221-226.

KISNER, C., COLBY, L. A., 1998, **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**, 1.ed., São Paulo, Manole.

KINSLER, I.E., FREY, A. R., 1982, **Fundamentals of acoustics**, 3.ed., New York, John Wiley & Sons.

KREBS, C. A., ODWIN, C. S., FLEISCHER, A. C., 2004, Appleton & Lange review for the ultrasonography examination, 3.ed., Mcgraw hill companies. Disponível em <[WWW.books.google/books](http://WWW.books.google/books)>, acesso em: 18/04/2011.

LAFON, C., ZDERIC, V., NOBLE, M. L., YUEN, J. C., KACZKOWSKI, P. J., SAPOZHNIKOV, O.A., CHAVRIER, F., CRUM, L. A., VAEZY, S., 2005, “Gel phantom for use in high-intensity focused ultrasound dosimetry”, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 31, n. 10, pp. 1383–1389.

LEITE, J. C. B., BASTO, R. L. Q., PEREIRA, W. C. A., KRÜGER, M. A. V., EMETERIO, J. L. S., 2008, Estudo da Propagação Ultra-Sônica em Estruturas Biológicas Multicamadas Para Aplicações Terapêuticas. *In: Congresso Brasileiro de*

*Engenharia Biomedica, Salvador. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomedica*, pp. 1107-1110.

LIN, W. L., CHIHNG, T. L., YUNG-Y. C., HWA, C. L. E MING, J.S., 2000, "Theoretical study of temperature elevation at muscle/bone interface during ultrasound hyperthermia" **Medical Physics**, v. 27, n. 5, pp. 1131-40.

LINDSAY, D., DEARNESS, J., RICHARDSON, C., CHAPMAN, A., CUSKELLY, G., 1990, "A survey of electromodality usage in private physiotherapy practices," **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 36, n. 4, pp. 249-56.

MAGGI, L. E., MONTEIRO, E. E. C., BASTO, R.L.Q., FURTADO, C., KRÜGER, M. A. V., PEREIRA, W. C. A., 2008, "Desenvolvimento de Materiais Mimetizadores das Propriedades Acusticas de Tecidos Biológicos, à Base de Silicone". In: **XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, Salvador - Bahia, pp. 1082-1085.

MAGGI, L. E., 2011, "Caracterização das propriedades das acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms ultrassônicos." Rio de Janeiro, RJ. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ.

MADSEN, E. L., FRANK, G. R., DONG, F., 1998, "Liquid or Solid Ultrasonically Tissue-Mimicking Materials with Very Low Scatter" **Ultrasound in Med. & Biol.**, v. 24, n. 4, pp. 535-542.

MADSEN, E. L., ZAGZEBSKI, J. A., BANJAVIE, R. A., 1978, "Tissue Mimicking Materials for Ultrasound Phantoms", **Medical Physics**, v. 5, n. 5, pp. 391-394.

MAST, T. D., 2000, "Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues," **J. Acoust. Soc. Am.**, pp. 1529-7853.

MAST, T. D., HINKELMAN, L. M., ORR, M. J., SPARROW, V. W., WAAG, R. C., 1997, "Simulation of ultrasonic pulse propagation through the abdominal wall," **J. Acoust. Soc. Am.**, v. 102, pp. 1177-1190. [Erratum: *J. Acoust. Soc. Am.*, v. 102, pp. 1124-1125 (1998).]

MELSEN, F., MELSEN, B., MOSEKILDE, L., S. BERGMANN, S., 1978, "Histomorphometric analysis of normal bone and iliac crest", **Acta Pathol. Microbiol. Scand.**, v. 86, pp. 70-81.

MYERS, M.R., 2004, "Transient temperature rise due to ultrasound absorption at a bone/soft-tissue interface", **J. Acoust. Soc. Am.**, v. 115, n. 6, pp. 2887-91.

MOROS, E.G., NOVAK, P., STRAUBE, W.L., KOLLURI, P., YABLONSKIY, D.A., MYERSON, R.J., 2004, "Thermal contribution of compact bone to intervening tissue like media exposed to planar ultrasound", **Physics in Medicine & Biology**, v. 49, pp. 869-86.

MOTCHENBACHER, C. D. AND CONNELLY, J. A., 1993 "Low-Noise Electronic System Design", New York, John Wiley & Sons.

OPHIR, J., ALAM, S., GARRA, B., KALLEL, F., KONOFAGOU, E., KROUSKOP, T., MERRITT, C., RIGHETTI, R., SOUCHON, R., SRINIVASAN, S., VARGHESE,

T., 2002, “Elastography: Imaging the elastic properties of soft tissues with ultrasound”, **J Med Ultrasonics.**, v. 29, pp. 155–171.

PRENTICE, W. E., 2002, **Técnicas de reabilitação em medicina esportiva**, 3.ed., São Paulo, Manole.

PROKOP, A. F., VAEZY, S., NOBLE, M. L., KACZOWSKI, P. J., 2003, “Polyacrilamida Gel as an Acoustic Coupling Medium for Focused Ultrasound Therapy”, **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 29, n. 9, pp. 1351-1358.

SATO, S. Y, PEREIRA, W. C. A, VIEIRA, C. R. S., 2003, “Phantom para Medição da Faixa Dinâmica de Equipamentos de Ultra-som Biomédicos”, **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 19, n. 3, p. 157-166.

SAWBONES® WORLDWIDE A Division of Pacific Research Laboratories, Inc. “Biomechanical Teste Material – Biomechanical Teste Blocks”, Disponível em: <<http://www.sawbones.com/default.aspx>>, Acesso:01/04/2011.

SPEED, C. A., 2001, “Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions”, **Rheumatology**, v. 40, n. 12, pp. 1331-1336.

SWINDELL, W., ROEMER, R. B., CLEGG, S. T., 1982, "Temperature distributions caused by dynamic scanning of focussed ultrasound transducers”, **Proc. IEEE/SU Ultrason. Syrup. ( IEEE No. 0090-5607)**, pp. 745-749.

TAKEGAMI, K. KANEKO, Y., WATANABLE, T., MARUYAMA, T., MATSUMOTO, Y., NAGAWA, H., 2004, “Polyacrylamide gel containing egg white as new model for irradiation experiments using focused ultrasound”, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 30, n. 10, pp. 1419–1422.

TATARINOV, A., PONTAGA, I., AND VILKS, U., 1999, “Modeling the influence and porosity on ultrasound parameters in bone by using synthetic phantoms” **Mechanics of Composite Materials**, v. 35, n. 2.

TAVAKOLI, M. B., EVANS, J. A., 1991, “Dependence of the velocity and attenuation of ultrasound in bone on the mineral content”, **Phys Med Biol.**, v. 36, pp. 1529 –1537.

TER HAAR, G., 1987, “Basic physics of therapeutic ultrasound”, **Physiotherapy**, v.73, n. 3, pp. 110-113.

TER HAAR, G., 1999, “Review Therapeutic ultrasound”, **European Journal of Ultrasound**, v. 9, n. 39, pp. 3-9.

TER HAAR, G., 1986, **Therapeutic and surgical applications**. In: HillCR, editor. Physical principles of Medical Ultrasound. Chichester, UK: Ellis Horwood.

WARDEN, S.J., MCMEEKEN, J.M., 2002, “Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy”, **Ultrasound Med Biol.**, v. 28, pp. 1075–1080.

WELLS, P. N. T., 1977, “Ultrasonics in medicine and biology”, **Physics in Medicine and Biology**, v. 22, n. 4, pp. 629-669.

WONG, R.A., SCHUMANN, B., TOWNSEND, R., PHELPSWONG, C.A., 2007, "A survey of therapeutic ultrasound use by physical therapists who are orthopaedic certified specialists", **Physical Therapy**, v. 87, n. 8.

ZELL, K., SPERL, J. I., VOGEL, M. W., HAISCH, C., 2007, "Acoustical properties of selected tissue *phantom* materials for ultrasound imaging", **Physics in Medicine and Biology**, v. 52, pp. 475-484.

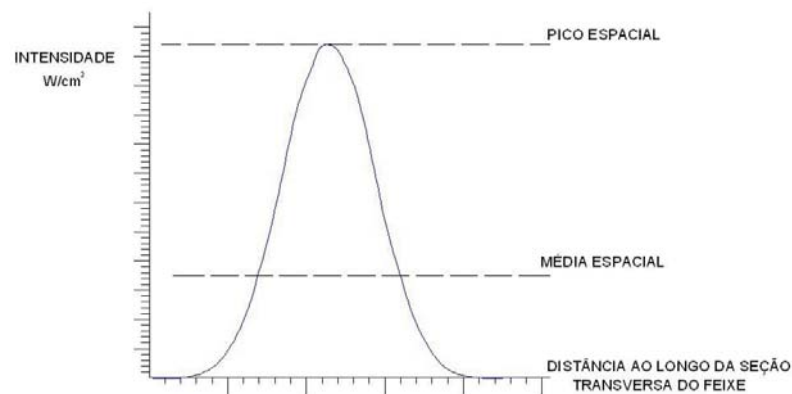
## ANEXO I

### Intensidade

As intensidades sonoras apresentam dependência temporal e espacial. Viajam pelo meio variando a área seccional do feixe (intensidade espacial) e o tempo (intensidade temporal). De acordo com Hedrick *et al.* (1995), Krebs *et al.* (2004), Hoskins (2010) e Alvarenga *et al.* (2001) os valores médios ou de pico, as intensidades podem ser classificadas:

Pico-Espacial ( $I_{SP}$ ) é a máxima intensidade presente ao longo do feixe (Figura I.1).

Média-Espacial ( $I_{SA}$ ) é a intensidade média obtida em uma determinada área transversa ao feixe. O ponto de corte é em 25% da  $I_{SP}$  (Figura I.1).

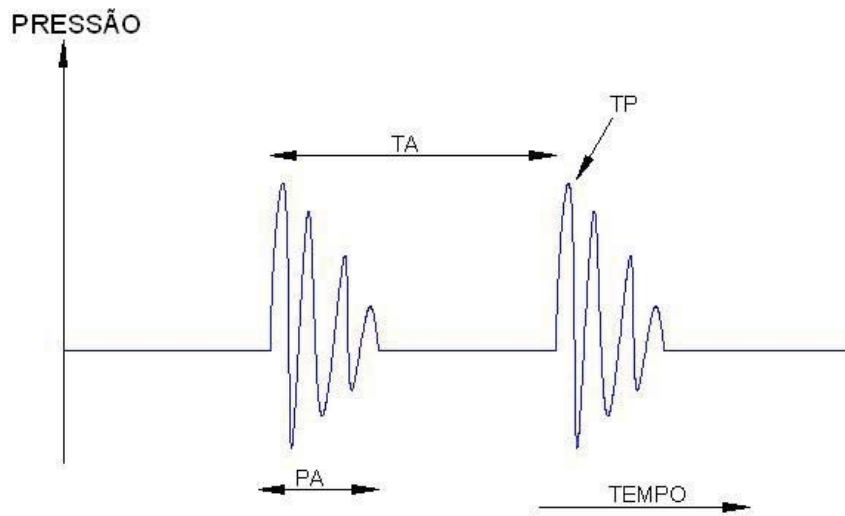


**Figura I.1 Relação entre intensidade Pico-Espacial (SP) e intensidade Média-espacial ao longo do feixe.**

Pico-Temporal ( $I_{TP}$ ) é a máxima intensidade do pulso (medida quando o pulso é “on”) (Figura I.2).

Média-Pulso ( $I_{PA}$ ) é a intensidade média durante um único pulso “on” (Figura I.2).

Média-Temporal ( $I_{TA}$ ) é a intensidade média durante todo ciclo “on-off” (Figura I.2).



**Figura I.2 Especificação das intensidades em relação ao tempo. TP – Pico-Temporal, PA - Média-Pulso, TA – Média –Temporal.**

Seis intensidades resultam da combinação dos fatores espacial e temporal:

$I_{SPTP}$  (pico espacial - pico temporal) é a intensidade máxima do pulso no ponto mais alto do feixe.

$I_{SATP}$  (média espacial - pico temporal) é a intensidade máxima do pulso na área seccional média do feixe.

$I_{SPTA}$  (pico espacial - média temporal) é a intensidade média durante todo o ciclo “on-off” no ponto mais alto do feixe.

$I_{SATA}$  (média espacial – média temporal) é a intensidade média durante todo o ciclo “on-off” sobre a área de uma seção do feixe. É a menor intensidade.

$I_{SAPA}$  (média espacial – média do pulso) é a intensidade média durante o pulso “on” sobre a área de uma seção do feixe.

$I_{SPPA}$  (pico espacial – média do pulso) é a intensidade média durante todo o pulso “on” no ponto espacial mais alto.

## ANEXO II

### Código desenvolvido em *Matlab* para o cálculo das perdas em dB nas interfaces gordura/músculo (1º eco) e músculo/osso (2º eco)

%Programa de cálculo de perdas (dB) – Previsão Teórica

%entrada das impedâncias

z1= %gordura  
z2= %músculo  
z3= %osso

%Coeficiente de reflexão

rgm = ((z2-z1)/(z1+z2))^2 %gordura/músculo  
rmo = ((z3-z2)/(z3+z2))^2 %músculo/osso

%Coeficiente de transmissão

tgm = 4\*z1\*z2/(z1+z2)^2 %gordura/músculo  
tmo = (4\*z3\*z2)/(z3+z2)^2 %músculo/osso

% Perda interfaces(dB)

perda\_r\_gm = 10\* log10 (rgm/1)  
perda\_t\_gm = 10\* log10 (tgm/1)  
perda\_t\_mo = 10\* log10 (tmo/1)  
perda\_r\_mo = 10\* log10 (rmo/1)

%Entrada para espessura das camadas

lg = %cm %gordura  
lm = %cm %músculo  
lo = %cm %osso

%Entrada para o coeficiente de atenuação de intensidade

alfa\_g = /4.3 %Np/cm  
alfa\_m = /4.3 %Np/cm  
alfa\_o = 5.22 %Np/cm

%Cálculo das somas das perdas (em dB)

%Eco interface gordura/músculo

eco\_gm = -2\*10\*lg\*alfa\_g\*log10(exp(1)) + perda\_r\_gm

%Eco interface músculo/osso

eco\_mo = -2\*10\*lg\*alfa\_g\*log10(exp(1)) - 2\*10\*lm\*alfa\_m\*log10(exp(1)) + 2\*perda\_t\_gm  
+ perda\_r\_mo



## ANEXO III

### Código desenvolvido em *Matlab* para o cálculo de ITP, IPA e PSD dos sinais ultrassônicos simulados e experimentais

```
clear all; clc; close all;
% 12/08/2010
%Programa de Engenharia Biomédica - COPPE - UFRJ
%Daniel Pattersn Mausin
%Seleciona ecos das interfaces dos tecidos e calcula:
%Temporal Peak Intensity(ITP)
%Pulse Average Intensity(IPA)
%Perda de intensidade em dB dos parâmetros
%eninteg = espectro de potencia integrado do sinal

% Passos a seguir:
% 1- selecionar sinal que será analisado
% 2- ao aparecer o sinal, amplie o eco desejado
%   obs: a primeira seleção deve ser do pulso original
% 3- pressionar qualquer tecla
% 4- selecionar começo e fim do eco desejado e repetir o processo
% 5- para escolher o numero de janelas digite abaixo em "numero"
num = 1

%Chama o sinal e converte
[filename, pathname, filterindex] = uigetfile('*.*');
signal = load (filename);
A = size(signal);
if A(1) < 2;
    y = signal';           %amplitude
    t = (0:length(signal)-1)/250e6; %tempo
elseif A(2) < 2;
    y = signal;           %amplitude
    t = (0:length(signal)-1)/250e6; %tempo
else
    y = signal(:,2); %amplitude
    t = signal(:,1); %tempo
end
y = detrend(y);
% m = max(abs(y));
% y = y/m; %normalizando o sinal (o máx é igual a 1)
plot (y);
figure;
plot (t,y);
title('Signal');
xlabel('time(us)');
ylabel('amplitude(mV)');
%% Envolvória
%%y1 = hilbert(y);
%%y2 = sqrt(y.*y+y1.*conj(y1));
%%A2 = max(y2);
%%y2 = y2/A2; % envoltoria
% y2=abs(hilbert(y));
% y2=y2/max(y2);
% y2 = y.^2;
yabs = abs(y);
figure,
```

```

plot (t,yabs);
title('Envoltória')
%% Seleção do pulso e ecos
periodo = t(2)-t(1);
fa = 1/periodo;
k=1;
while k <= num;
figure,
plot (y); title('y');
%YLIM([-1 1])
zoom on;
pause;
title('MARCAR O INÍCIO DA REFLEXÃO DO TECIDO');
[coordt, coordy] = ginput(2); %pega as coordenadas da primeira interface do tecido(phantom)
close;
%%signal_c = y(coordt(1):coordt(2));
signal_c = y(coordt(1):coordt(2)); %envoltoria do sinal
signal_t = t(coordt(1):coordt(2));
tasig = size(signal_c)
janh = hamming(tasig(1));
sig_jan = janh.*signal_c
figure;
plot(sig_jan);
hold on;
plot(signal_c,'r');
sigabs = abs (sig_jan);
ITP(k)= max(sigabs);
dezpcento = (ITP(k))*50/100;
sigq = sig_jan.^2;
ITPI(k) = max(sigq);
% dezpcento = (ITP(k))/10;
picos = find (abs(sig_jan) > dezpcento);
% d = size(picos);
% if d(1)< WINDOW;
%   signal_cc = signal_c;
%   signal_tt = signal_t;
% else
    signal_cc = sig_jan(min(picos):max(picos));
    signal_tt = signal_t(min(picos):max(picos));
% end
%sig_sqr_cc = (signal_cc).^2;
IPA(k)= mean(abs(signal_cc).^2);
figure;
plot(signal_c);
figure;
plot (signal_tt,abs(signal_cc))
hold on
plot (signal_tt,IPA(k))
hold on
plot (signal_tt,ITP(k),'-')
legend('signal','IPA','ITP');
N = signal_cc;
tam = size(N);tam = tam(1)
WINDOW = round(tam/8);
NOVERLAP = WINDOW/2;
NFFT = 16;
[Pxx,Freq] = pwelch(N,[],[],[],fa);
% W = zeros(size(N));

```

```

% [Pxx,Freq] = periodogram(N,W,NFFT,fa);
figure,
plot (Freq, Pxx);
a = max(Pxx);
Seis_dB = max(Pxx/(10^(6/10)));
ind = find (Pxx>Seis_dB);
Pxx6dB = Pxx(min(ind):max(ind));
Freq6dB = Freq(min(ind):max(ind));
espectros(:,k) = Pxx;
maximos(:,k) = max(Pxx);
a = min(Freq6dB(:,1));
b = max(Freq6dB(:,1));
comeco = find(Freq6dB(:,1)==a);
final = find(Freq6dB(:,1)==b);
f = Pxx6dB(comeco:final);
n = final-comeco;
h = (b-a)/(n-1);
I = 0;
    for i=1:n-1
        I = I + ((f(i)+f(i+1))/2)*h;
    end
eninteg(k) = I/(b-a);
clear Pxx6dB
k=k+1;
end
[S,i] = max(espectros);
figure;
semilogy(Freq,espectros);
hold on;
plot(Freq(i),S, 'k*')
% XLIM([0 max(Freq6dB(:,1))*5])
title('Power Spectrum');
figure;
bar ([1:(k-1)],ITPI);
title('Temporal Peak Intensity');
figure;
bar ([1:(k-1)],IPA);
title('Pulse Average Intensity');
ITPI
IPA
%% Calculo da Atenuação da Intensidade (em dB)
% for p = 1:k-2;
%   perdaITP(p) = 10*log(ITP(p+1)/ISP(p));
%   perdaIPA(p) = 10*log(IPA(p+1)/ITA(p));
% end
% perdaITP
% perdaIPA
% eninteg

```

## ANEXO IV

**Tabela IV.1 - Comparação da perda ultrassônica entre as previsões teóricas e as perdas simuladas com alumínio e tungstênio por pulso-eco.**

PH	Ensaio	Interfaces	1º Eco (G/M)	2º Eco (M/O)	1º Eco (G/M)	2º Eco (M/O)	1º Eco (G/M)	2º Eco (M/O)
		Parâmetros de Intensidade	$I_{TP}$	$I_{TP}$	$I_{PA}$	$I_{PA}$	PSD	PSD
A	1	Previsão Teórica	-30,33	-10,88	-30,33	-10,88	-30,33	-10,88
A	1	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-27,47	-8,79	-27,37	-8,57	-28,69	-9,28
A	1	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-28,79	-9,79	-28,73	-9,57	-29,63	-10,44
A	1	Simulação PE - Z=200 MRayl	-28,82	-9,83	-28,77	-9,61	-29,62	-10,42
A	1	Simulação PE - Z=400 MRayl	-28,87	-9,87	-28,78	-9,62	-28,54	-9,35
A	1	Simulação PE - Z=1000 MRayl	-28,83	-9,83	-28,74	-9,58		
A	2	Previsão Teórica	-30,76	-10,79	-30,76	-10,79	-30,76	-10,79
A	2	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-27,38	-8,73	-27,18	-8,38	-28,74	-9,16
A	2	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-28,46	-9,64	-28,51	-9,43	-29,61	-10,33
A	3	Previsão Teórica	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20
A	3	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-27,92	-9,10	-28,11	-8,99	-29,94	-9,42
A	3	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-29,76	-9,87	-29,74	-10,04	-30,89	-10,50
A	4	Previsão Teórica	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20	-31,97	-11,20
A	4	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-27,89	-9,03	-28,22	-8,72	-29,71	-9,15
A	4	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-28,97	-10,10	-29,50	-10,00	-31,04	-10,49
B	5	Previsão Teórica	-29,94	-12,83	-29,94	-12,83	-29,94	-12,83
B	5	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-25,47	-10,03	-25,28	-9,91	-26,39	-10,33
B	5	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-26,50	-11,07	-26,51	-11,15	-27,68	-11,62
C	6	Previsão Teórica	-30,15	-11,17	-30,15	-11,17	-30,15	-11,17
C	6	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-25,87	-8,29	-25,90	-8,17	-27,29	-8,91
C	6	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-26,84	-9,26	-27,09	-9,36	-28,41	-10,02
D	7	Previsão Teórica	-28,80	-10,06	-28,80	-10,06	-28,80	-10,06
D	7	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-25,33	-8,07	-25,11	-7,99	-26,51	-8,33
D	7	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-26,38	-9,13	-26,22	-9,10	-27,54	-9,36
D	8	Previsão Teórica	-30,15	-10,18	-30,15	-10,18	-30,15	-10,18
D	8	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-26,79	-7,92	-26,87	-7,72	-27,90	-8,69
D	8	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-27,83	-8,96	-27,90	-8,74	-29,02	-9,81
E	9	Previsão Teórica	-30,33	-12,04	-30,33	-12,04	-30,33	-12,04
E	9	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-26,76	-10,07	-26,74	-10,15	-28,06	-10,65
E	9	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-27,75	-11,07	-27,64	-11,05	-29,24	-11,83
E	10	Previsão Teórica	-30,76	-11,78	-30,76	-11,78	-30,76	-11,78
E	10	Simulação PE (Alumínio) Z=17 MRayl	-26,69	-9,72	-26,41	-9,77	-28,03	-10,07
E	10	Simulação PE (Tungstênio) Z=100 MRayl	-27,79	-10,81	-27,70	-11,06	-29,12	-11,16