



AVALIAÇÃO DE MÉTODOS DE PRODUÇÃO DE *PHANTOMS*
ULTRASSONOGRÁFICOS PARA SIMULAR OS TECIDOS MAMÁRIOS

Cecília de Melo Borba Mathias dos Santos

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

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro

Abril de 2014

AVALIAÇÃO DE MÉTODOS DE PRODUÇÃO DE *PHANTOMS*
ULTRASSONOGRÁFICOS PARA SIMULAR OS TECIDOS MAMÁRIOS

Cecília de Melo Borba Mathias dos Santos

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. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

Prof. Luis Eduardo Maggi, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2014

Santos, Cecília de Melo Borba Mathias dos

Avaliação de métodos de produção de *phantoms* ultrassonográficos para simular os tecidos mamários / Cecília de Melo Borba Mathias dos Santos. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XII, 54 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 50-54.

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

Agradecimentos

Aos meus pais por sempre me incentivarem a buscar meus objetivos e me darem o suporte para que eu pudesse alcançá-los sempre.

Ao meu orientador Wagner Coelho de Albuquerque Pereira por sempre me apoiar, acreditar em mim e por saber lidar com meus vários temperamentos durante todo o mestrado. Seu apoio e ensinamentos com certeza ultrapassam às salas de aula e sua orientação leva o aluno a navegar pela experiência da pós graduação com o sentimento de que com empenho, tudo é possível na ciência.

Ao meu orientador Marco Antônio von Krüger por viajar nas ideias mirabolantes comigo e por sempre estar disponível para tentar resolver pequenos e grandes problemas que podem surgir em um projeto experimental. Os momentos divididos na oficina mecânica do PEB não serão esquecidos, tanto pelos vários moldes confeccionados, quanto pelas histórias de vida e ensinamentos científicos transmitidos.

Aos meus amigos de turma, Thais, Mario, Lyon, André Eizo, André Brand e Luiggi, por dividirem comigo essa aventura. Sem as tardes de estudo, almoços coletivos e o apoio deles, essa experiência não teria sido tão especial.

À minha mentora e companheira de bancada, Isabela Miller por me ajudar a dar os primeiros e últimos passos no mundo dos *phantoms*.

À todos os amigos que fiz no LUS por me receberem de braços abertos nesse laboratório que é quase uma família. Por causa deles, o que seria considerado trabalho, virou diversão.

À todos os meus professores pelo conhecimento transmitido e pela paciência que lhes foi cobrada para lidar com as minhas intermináveis dúvidas durante as aulas.

Às agências de fomento: 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.)

AVALIAÇÃO DE MÉTODOS DE PRODUÇÃO DE PHANTOMS
ULTRASSONOGRÁFICOS PARA SIMULAR OS TECIDOS MAMÁRIOS

Cecília de Melo Borba Mathias dos Santos

Abril/2014

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Departamento: Engenharia Biomédica

Atualmente o ultrassom é utilizado, em Radiologia como exame complementar ao diagnóstico de lesões mamárias. No entanto, por depender do operador e da qualidade do equipamento, a avaliação das imagens está sujeita a erros. A fim de desenvolver metodologias que permitam uma avaliação quantitativa dessas lesões, sistemas de auxílio ao diagnóstico por computador (CAD) vêm sendo desenvolvidos visando diminuir o número de biópsias mamárias desnecessárias. O objetivo deste trabalho foi desenvolver protocolos de produção de corpos de prova, denominados *phantoms*, capazes de simular a aparência ultrassonográfica dos tecidos constituintes da mama feminina para futuramente atuarem na avaliação de desempenho de sistemas CAD. Foram desenvolvidos 3 protocolos para a geração de *phantoms* com pó de grafite e bolhas de ar. Os resultados indicaram que com os protocolos, para uma quantidade moderada de bolhas, é possível obter-se aspecto visual da imagem de mama, sem que sejam feitas alterações críticas aos valores dos parâmetros acústicos, mantendo áreas hipo, hiper e anecóicas compatíveis com tecidos de mama.

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

COMPARISON OF PRODUCTION PROTOCOLES OF ULTRASOUND
PHANTOMS TO SIMULATE BREAST TISSUES

Cecília de Borba Mathias Melo dos Santos

April/2014

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Currently ultrasound is being used in Radiology as a complementary diagnosis technique of breast cancer. However, it depends on the specialist and on the quality of equipment; which turns the image evaluation subjected to errors. In an attempt to develop methodologies to quantitatively evaluate these lesions, computer-aided diagnosis (CAD) systems have been developed to reduce the number of unnecessary breast biopsies. The aim of this study was to develop protocols to produce test objects, named phantoms, able of simulating the sonographic appearance of the female breast tissues to be used in the future evaluation of CAD system. Three protocols were developed using graphite powder and air bubbles. Results indicate that the protocols with a moderate quantity of air bubbles were able to produce the visual aspect of breast tissue imaging without changing significantly the values of acoustical parameters, keeping hypo, hyper and anechoic areas compatible with breast tissue.

SUMÁRIO

FOLHA DE ROSTO	
FOLHA DE APROVAÇÃO	
FICHA CATALOGRÁFICA	iii
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
SUMÁRIO	vii
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xi
Capítulo I. INTRODUÇÃO	01
I.1) Objetivo	03
Capítulo II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	04
II.1) Ultrassom	04
II.2) Geração de imagens por ultrassom – Modo-B.....	06
II.3) Anatomia e fisiologia da mama.....	07
II.4) <i>Phantoms</i>	09
Capítulo III. RESVISÃO DA LITERATURA	11
III.1) <i>Phantoms</i> de mama para US	11
Capítulo IV. MATERIAIS E MÉTODOS	21
IV.1) Descrição dos métodos para produção dos <i>phantoms</i>	22
IV.1.1) Método A	22
IV.1.2) Método B	23
IV.1.3) Método C	23

IV.2) Caracterização das propriedades acústicas	24
IV.2.1) Aquisição do sinal	24
IV.2.2) Coeficiente de atenuação	25
IV.2.3) Velocidade de propagação do som	26
IV.3) Aquisição de imagem dos <i>phantoms</i>	26
IV.4) Reprodutibilidade dos métodos quanto às imagens	27
IV.5) Análise estatística dos dados	29
III.5.1) Propriedade acústica entre os métodos	29
III.5.2) Reprodutibilidade das imagens	29
 Capítulo V. RESULTADOS	 31
V.1) Ensaio de metodologias	31
V.1.1) Propriedades acústicas.....	31
V.1.2) Imagens.....	33
V.1.3) Parâmetro de textura	33
V.2) Ensaio composto	38
V.2.1) Propriedades acústicas.....	38
V.2.2) Imagens.....	40
 Capítulo VI. DISCUSSÃO.....	 43
 Capítulo VII. CONCLUSÃO	 48
 Capítulo VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	 50

Lista de Figuras

Figura II.2.1 – Imagem real de US de mama. A: tecido glandular (hipoecóico); B: tecido glandular (hiperecóico); C: cisto (anecóico). Imagem obtida por equipamento de US comercial Sonix-MDP com transdutor linear operando à 10 MHz.....	07
Figura II.3.1 – Estruturas presentes na anatomia da mama feminina. Figura adaptada de http://www.seom.org	08
Figura III.1.1 – Diagrama dos componentes do <i>phantom</i> I. Adaptado de MADSEN <i>et al.</i> (1982a)	15
Figura III.1.2 – Diagrama do <i>phantom</i> II. Adaptado de MADSEN <i>et al.</i> (1982b).....	15
Figura III.1.3 – Diagrama das estruturas do <i>phantom</i> III. Adaptado de MADSEN <i>et al.</i> (1982b).....	15
Figura III.1.4 – Diagrama do <i>phantom</i> IV. Adaptado de MADSEN <i>et al.</i> , (1988).....	17
Figura III.1.5 - Diagrama do <i>phantom</i> V. Adaptado de MADSEN <i>et al.</i> , (1988).....	17
Figura IV.1 – Fluxograma das etapas seguidas pelos três métodos A, B e C.....	22
Figura IV.1.1 - Imagem do molde de alumínio (à esquerda) e do <i>phantom</i> (à direita). Dimensões do molde: 3,9 cm de altura; 4,7 cm de largura; e 2,1 cm de espessura.....	23
Figura IV.2.1 - Ilustração da montagem experimental utilizada para medir as propriedades acústicas pelo método de transmissão e recepção. (A) gerador de sinal (2) osciloscópio (3) do tanque que contém o meio de referência (água), (4) T1 emissor de transdutor, (5) fantasma, (6) recebe T2 transdutor.....	24
Figura IV.3.1 – Modelo utilizado na aquisição de imagens.....	27

Figura V.1.1 - Imagens ultrassonográficas de <i>phantoms</i> produzidos pelos 3 métodos propostos. (A) Método A – sem bolhas; (B) Método B – com poucas bolhas; (C) Método C – com muitas bolhas.....	33
Figura V.1.2 - Exemplo do padrão de imagem ultrassonográfica do método A (a) e seu histograma de escala de cinza correspondente (b).....	34
Figura V.1.3 - Exemplo do padrão de imagem ultrassonográfica do método B (a) e seu histograma de escala de cinza correspondente (b).....	34
Figura V.1.4 - Exemplo do padrão de imagem ultrassonográfica do método C (a) e seu histograma de escala de cinza correspondente (b).....	34
Figura V.1.5 - Distribuição dos histogramas dos 3 métodos (a) e suas respectivas distribuições médias (b). Azul: método A; Verde: método B; Vermelho: método C.....	35
Figura V.1.6 – Comparação dos parâmetros de textura entre os grupos (métodos). (a) Contraste; (b) Correlação; (c) Energia; (d) Entropia; (e) Homogeneidade.....	36
Figura V.2.1 – Imagens ultrassonográficas e respectivos histogramas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método A com diferentes os três tipos de pó de grafites e diferentes concentrações.....	41
Figura V.2.2 – Imagens ultrassonográficas e respectivos dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método B com diferentes os três tipos de pó de grafites e diferentes concentrações.....	42
Figura VI.1 - Foto de um phantom de PVCP produzido com a adição de grafite e glicerina. Seta branca: bolsa contendo glicerina.	46

Lista de tabelas

Tabela IV.4.1 – Parâmetros de textura de imagem e suas respectivas definições matemáticas.....	28
Tabela V.1.1: Valores das propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método A, com respectivas incertezas entre parênteses.....	32
Tabela V.1.2: Valores das propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método B, com respectivas incertezas entre parênteses.....	32
Tabela V.1.3: Valores das propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método C, com respectivas incertezas entre parênteses.....	32
Tabela V.1.4 - Teste dos parâmetros de textura intragrupo para o grupo A.....	37
Tabela V.1.5 - Teste dos parâmetros de textura intragrupo para o grupo B.....	37
Tabela V.1.6 - Teste dos parâmetros de textura intragrupo para o grupo C.....	37
Tabela V.2.1 – Propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método A com pó de grafite B’Herzog.....	38
Tabela V.2.2 – Propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método A com pó de grafite Micrograff HC11.....	39
Tabela V.2.3 – Propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método A com pó de grafite Micrograff HC30.....	39
Tabela V.2.4 – Propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método B com pó de grafite B’Herzog.....	39
Tabela V.2.5 – Propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método B com pó de grafite Micrograff HC11.....	40

Tabela V.2.6 – Propriedades acústicas dos <i>phantoms</i> produzidos pelo método B com pó de grafite Micrograff HC30.....	40
---	----

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial de Saúde, o câncer de mama é uma das principais causas de morte no mundo e a segunda entre mulheres (WHO, 2011). Cerca de 22% dos novos casos de câncer feminino registrados anualmente são de mama (INCA, 2009). No Brasil, representa 17% dos casos de morte de causa conhecida, sendo a segunda maior causa de óbitos na população, desde 2003 (INCA, 2009). Foi estimado para 2014 cerca de 57.120 novos casos com um risco de 56,09 casos a cada 100 mil mulheres (INCA, 2014).

O diagnóstico por imagem é o mais utilizado para o rastreamento da doença, sendo, a mamografia, a técnica mais aplicada para a detecção precoce e aumento do sucesso de tratamentos, reduzindo assim as taxas de mortalidade (INCA, 2011). No entanto, a técnica apresenta limitações relacionadas principalmente à avaliação de pacientes jovens (menos de 30 anos), com mamas mais densas. As pequenas diferenças de densidade e textura de seus componentes (tecidos adiposo e glandular) tornam o diagnóstico, que utiliza radiação ionizante (raios X), inacurado (KUHL *et al.*, 2005; MADSEN *et al.*, 1978). Logo, faz-se necessária a associação de diferentes técnicas para se chegar a uma maior certeza diagnóstica.

O ultrassom de alta frequência (10-14MHz) vem sendo utilizado com êxito e considerado o método mais adequado para auxiliar no diagnóstico de doenças mamárias (KOSSOFF, 2000). A técnica é bem aceita entre as pacientes por não ser invasiva, não gerar o incômodo físico, observado na mamografia, e por não ser ionizante. Além disso, por se tratar de uma técnica de baixo custo e portátil, pode atender a um maior número de pacientes.

Todavia, por depender da experiência do médico e da qualidade da imagem do aparelho, o diagnóstico por ultrassom também está sujeito a erro, o que dificulta sua avaliação quantitativa (CALAS *et al.*, 2007; BAKER *et al.*, 1999; MADSEN *et al.*, 1982a). A dúvida diagnóstica leva muitos médicos a classificarem a lesão encontrada na imagem como maligna, levando-os a encaminhar os pacientes ao exame de biópsia (método invasivo) para confirmação. Entretanto, muitos desses pacientes retornam com diagnóstico de benignidade (VIEIRA; TOIGO, 2002).

Estudos na área de processamento de imagem vêm crescendo com o objetivo de quantificar características das lesões e assim, contribuir para a diminuição do número de biópsias desnecessárias (STAVROS, 2009). Assim, foram desenvolvidas ferramentas computacionais denominadas *Computer-Aided Diagnostics* (CAD), que visam ser uma segunda opinião para dar apoio ao especialista na elaboração do diagnóstico. No entanto, para desenvolver-se um método quantitativo de avaliação de lesões a partir de imagens, é importante conhecer parâmetros daquelas, tais como área, formato do contorno, textura e orientação espacial. Tais parâmetros são usados para a elaboração do diagnóstico e, portanto, seu conhecimento prévio é importante, para que os algoritmos de CAD possam ser adequadamente testados. Em imagens de ultrassom geradas durante a avaliação médica, não é possível saber o valor exato dos parâmetros das lesões, pois os tecidos são pressionados e mudam sua forma e volume. Por isso, torna-se importante e conveniente a elaboração de corpos de prova simples, denominados *phantoms*, que auxiliem de forma rápida e realista na avaliação de desempenho destes métodos (FOROOZANDEHASL; JAAFAR, 2011; STAVROS, 2009). A confecção de *phantoms* com características conhecidas (controladas experimentalmente) torna, então, possível avaliar a eficiência dos *softwares* em classificar lesões de forma correta.

Este trabalho tem como objetivo desenvolver protocolos de produção de *phantoms* capazes de simular a aparência ultrassonográfica dos tecidos constituintes da mama como tecido glandular e adiposo. Este trabalho se insere na linha de pesquisa de processamento de imagens e fabricação de *phantoms* ultrassônicos voltados para o estudo da classificação de lesões mamárias. Os *phantoms* produzidos nesse trabalho visam complementar o estudo de produção de *phantoms* de lesões de mama que futuramente irão compor um banco de dados para servir como padrão-ouro para a avaliação de métodos de processamento de imagens.

I.1 Objetivo

Desenvolver e comparar métodos de produção de *phantoms* simuladores dos tecidos constituintes da mama no que diz respeito à sua aparência em imagens ultrassonográficas e seus parâmetros acústicos.

Os objetivos específicos são:

- Definição dos materiais a serem utilizados;
- Desenvolvimento de protocolos de produção dos *phantoms*;
- Ajuste dos parâmetros acústicos e do padrão de imagem;
- Comparação dos métodos propostos.

CAPITULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

II.1 Ultrassom

O ultrassom (US) é uma onda mecânica de frequência superior àquela que o ouvido humano é capaz de perceber (aproximadamente 20 kHz). A onda ultrassônica se propaga em um meio com uma velocidade que depende da densidade e compressibilidade do mesmo (FISH, 1990).

Na interface entre dois meios (tecidos, p. ex.) com impedâncias acústicas diferentes, parte da onda permanece no meio de origem (reflexão) e parte é transmitida para o meio adjacente (transmissão) (FISH, 1990). Quando a interface é perpendicular à direção de propagação da onda, as intensidades do ultrassom refletido (I_R) e transmitido (I_T) são representadas como uma fração da onda incidente (I_I) e dependem somente da impedância acústica dos dois meios (FISH, 1990). Sendo assim, podem-se definir os coeficientes da intensidade (R e T) em função da impedância acústica dos materiais (Z_1 e Z_2), conforme as equações a seguir.

$$R = \frac{I_R}{I_I} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}^2 \quad (\text{II.1.1})$$

$$T = \frac{I_T}{I_I} = \frac{4 \times Z_1 \times Z_2}{Z_1 + Z_2}^2 \quad (\text{II.1.2})$$

$$T = 1 - R \quad (\text{II.1.3})$$

A atenuação, por sua vez, é a redução da intensidade do sinal durante a passagem por um meio. Pode acontecer por mecanismos como absorção (conversão da energia da onda em calor), espalhamento (quando o meio contém partículas pequenas, cuja maior dimensão é da ordem de grandeza do comprimento de onda incidente), reflexão, refração e divergência do feixe, fazendo com que a intensidade no final da trajetória seja menor que a intensidade de emissão original (FISH, 1990).

Sendo assim, as características do meio influenciam fortemente no nível de atenuação do sinal. Na Medicina é importante conhecer o coeficiente de atenuação de materiais e tecidos para estimar a intensidade real do sinal que chega a um tecido alvo.

A equação que descreve a variação de intensidade em função da posição é definida como:

$$I(x) = I_0 \times e^{-\alpha x} \quad (\text{II.1.4})$$

onde I é a intensidade da onda atenuada na posição x ; I_0 é a intensidade incidente; α é o coeficiente de atenuação do meio. O coeficiente de atenuação pode ser calculado pela equação:

$$\alpha = \left(\frac{-10}{x} \right) \times \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (\text{II.1.5})$$

onde a unidade de medida é dB.cm^{-1} . As propriedades acústicas de um tecido biológico servem de base para o desenvolvimento de *phantoms* para ultrassom. Sendo assim, os valores de velocidade de propagação e coeficiente de atenuação do material escolhido para a confecção do corpo de prova, devem estar na mesma faixa dos valores do tecido biológico que será mimetizado.

II.2 Geração de imagens por ultrassom – Modo-B

Os aparelhos de US utilizados na clínica para o diagnóstico por imagem funcionam no conhecido modo-B (“B” vem da palavra “brilho”). As ondas sonoras são transmitidas na forma longitudinal, com uma velocidade média de aproximadamente $1540\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ para tecidos moles e, ao caminharem pelos diferentes tecidos, são atenuadas devido aos efeitos físicos da reflexão, absorção e espalhamento (FISH, 1990). Em cada interface, parte do sinal original retorna ao transdutor, enquanto o restante continua sua trajetória pelos demais tecidos. O equipamento calcula a distância percorrida pelo pulso a partir do tempo que seu eco levou para retornar ao transdutor após a emissão do sinal. Desta forma, as estruturas são posicionadas na tela de acordo com o tempo que seus ecos foram detectados pelo transdutor. Ou seja, quanto menor o tempo gasto para receber o eco, mais próxima encontrar-se-á tal estrutura, a qual será vista na parte mais superior da tela. Os ecos recebidos são processados (amplificados para correção de atenuação com a profundidade) e em seguida são transformados em pontos de escala de cinza. A tonalidade de cinza dos pontos gerados na tela, por sua vez, está relacionada tanto com a densidade do tecido, quanto com a sua posição. Desta forma, a imagem gerada por determinada estrutura pode ser classificada como:

- **Hiperecóicas:** gerada por estruturas mais densas que refletem intensamente o pulso, produzindo ecos mais brilhantes (em cor branca) na tela. Entre as estruturas que geram imagens hiperecogênicas estão, por exemplo, os tecidos ósseo e conjuntivo; tecidos mineralizados; cálculos; e as interfaces entre diferentes órgãos.
- **Hipoecóicas:** gerada por estruturas menos densas que interagem com o pulso, produzindo ecos de baixa intensidade. Apresentam reflexão intermediária,

gerando ecos que variam na escala de cinza, do mais claro para o mais escuro. Estruturas como os ovários, útero, tecido adiposo e linfonodos são exemplos que geram imagens com essa característica.

- **Anecóicas:** gerada por estruturas pelas quais há a transmissão total do sinal. Ou seja, nesses casos ocorre a ausência completa de ecos, fazendo com que a imagem apresente trechos com coloração escura (preto) na tela. Em ultrassonografias de bexiga e de cistos, é possível obter-se esse tipo de imagem, por exemplo.

A Figura II.2.1 apresenta uma imagem de US de mama com a presença de um cisto para ilustrar as três classificações descritas.

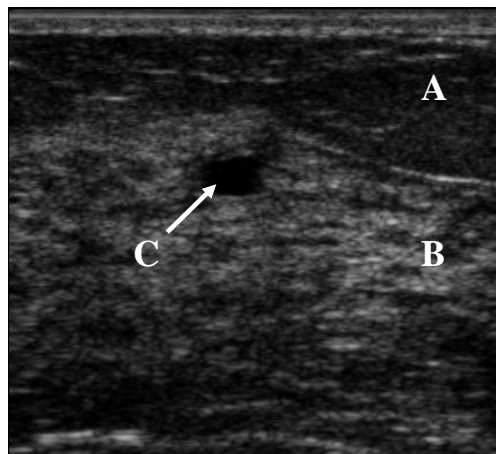


Figura II.2.1 – Imagem real de US de mama. A: tecido adiposo (hipoecóico); B: tecido glandular (hiperecóico); C: cisto (anecóico). Imagem obtida por equipamento de US comercial Sonix-MDP com transdutor linear operando a 10 MHz.

II.3 Anatomia e fisiologia da mama

A mama esta presente tanto no homem quanto na mulher. Trata-se de um órgão par localizado na parede anterior e superior do tórax, estendendo-se da 2ª à 6ª costela e do osso esterno à linha axilar media (Moore, 1994).

Na mulher, a mama é composta de tecido glandular (parênquima), tecidos adiposo e fibroso (estroma), além dos vasos sanguíneos, linfáticos e nervos. O parênquima é formado por aproximadamente 15-20 glândulas alveolares, dispostas em lobos. Cada lobo é formado por lóbulos, os quais contêm ácinos, estruturas responsáveis pela produção das secreções mamárias (Moore, 1994). A Figura II.3.1 ilustra algumas estruturas presentes na mama feminina.

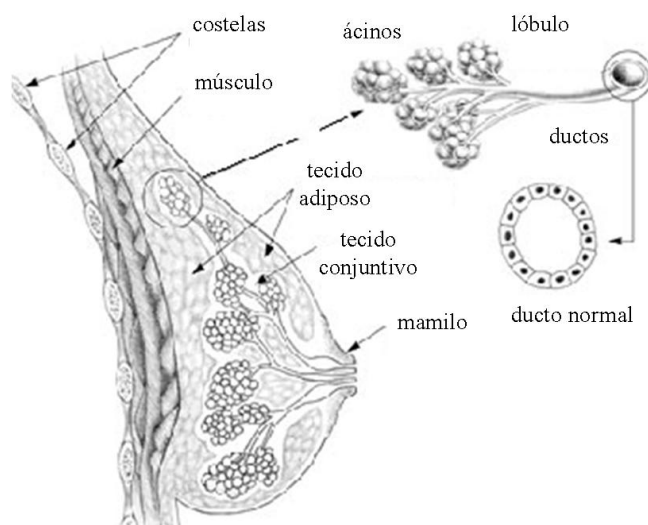


Figura II.3.1 – Estruturas presentes na anatomia da mama feminina. Figura adaptada de <http://www.seom.org>.

A mama feminina pode variar de tamanho e composição de acordo com o período menstrual, gravidez e com a idade da mulher. Durante a puberdade nota-se um aumento de tamanho devido ao desenvolvimento do tecido glandular, que com o passar dos anos, sofre uma involução e é substituído por tecido adiposo. Já na menopausa, observa-se uma atrofia, levando a uma diminuição de seu tamanho (Moore, 1994). Desta forma, podem ser classificadas em: (i) mama fibroglandular (mamas mais jovens e densas, por apresentarem uma porcentagem maior de tecido glandular em relação ao

adiposo); (ii) mama fibroadiposa (presente em mulheres com mais de 35 anos, apresentam uma densidade media devido a um equilíbrio entre os tecidos glandular e adiposo) e (iii) mama adiposa (presente em mulheres que atingiram a menopausa e constituídas predominantemente por tecido adiposo).

II.4 *Phantoms*

Phantoms são corpos de prova constituídos de materiais que mimetizam determinadas propriedades dos tecidos biológicos. Eles têm como objetivo reproduzir características como: condutividade elétrica, condutividade térmica, propriedades acústicas entre outras. São utilizados em diferentes áreas de pesquisa, entre elas: Fisioterapia, Eletrônica e Radiologia. As características mimetizadas pelo *phantom* irão variar de acordo com o tecido alvo e o foco do estudo no qual será empregado.

Em Radiologia, a elaboração de *phantoms* é uma importante ferramenta no controle de qualidade de equipamentos de imagem voltados para o diagnóstico (MADSEN *et al.*, 1978), no treinamento de profissionais da área da saúde (BROWNE *et al.*, 2003; MADSEN *et al.*, 1982a) e para o estudo de cistos e nódulos no organismo (BROWNE *et al.*, 2003; FOROOZANDEHASL; JAAFAR, 2011).

A confecção de *phantoms* para ultrassom está ligada às propriedades acústicas do tecido humano estudado. Para que o material mimetize um tecido, este deve apresentar valores de velocidade de propagação e coeficiente de atenuação (absorção + espalhamento) adequados, dentro da faixa de frequência utilizada para diagnóstico (2 - 15MHz) (BROWNE, 2003).

Nessa faixa, a velocidade de propagação em tecidos moles é, em média, 1540 m/s (FISH, 1990), apresentando pequenas variações. Em gordura, esse valor é de 1460 m/s e, em tecido muscular, aumenta para 1570 m/s. O coeficiente de atenuação de

amplitude varia de $0,4 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ a $2,0 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ à 1 MHz nesses tecidos (MADSEN *et al.*, 1978).

Essas características precisam ser controladas durante a confecção do *phantom* e devem permanecer estáveis à temperatura ambiente (entre 19,7 a 24 °C). Além disso, o material deve apresentar durabilidade, fácil armazenamento e não oferecer condições para a contaminação por microorganismos (MADSEN *et al.*, 1978). Devem ser moldados seguindo a geometria de cada órgão a ser mimetizado, porém com estruturas simples a fim de evitar artefatos na imagem que podem levar a falsas interpretações (MADSEN *et al.*, 1982a).

Diversos materiais vêm sendo estudados para o desenvolvimento de *phantoms* que apresentem características acústicas compatíveis com os tecidos. Experimentos utilizando gelatina (MADSEN *et al.*, 1978), ágar (KATO; ISHIDA, 1987), uretanos, leite condensado (BROWNE, 2003), policloreto de vinila plastificado (PVCP) e silicone (MAGGI, 2011) procuraram alcançar valores próximos aos descritos para tecidos moles. Materiais complementares foram testados para auxiliar no ajuste da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação do corpo de prova. Substâncias como glicerina e n-propanol (MADSEN *et al.*, 1978) foram utilizadas para alcançar a velocidade de propagação desejada. Da mesma forma, grafite (MADSEN *et al.*, 1982a; MADSEN *et al.*, 1978), talco (MADSEN *et al.*, 1982a), microesferas de vidro (MADSEN *et al.*, 2006) e pó de PVC (MAGGI, 2011) foram empregados para o ajuste do coeficiente de atenuação (por espalhamento) e óleos naturais (MADSEN *et al.*, 1982a, 1982b) e querosene (MADSEN *et al.*, 1982a) para atenuação por absorção.

CAPÍTULO III

REVISÃO DA LITERATURA

III.1) *Phantoms* de mama para US

Phantoms de mama são uma importante ferramenta na área de diagnóstico por imagem de US. Podem ser utilizados para auxiliar no treinamento de radiologistas na detecção e diagnóstico de lesões mamárias, na calibração e desenvolvimento de aparelhos e como corpos de prova para programas de auxílio de diagnóstico por computador (FOROOZANDEHASL; JAAFAR, 2011; STAVROS, 2009). Sua utilização visa aumentar a objetividade e veracidade do diagnóstico clínico, o qual pode variar, dependendo da qualidade do equipamento e da experiência do investigador (MADSEN *et al.*, 1982a).

É comum trabalhos na área de radiologia relatarem a utilização de *phantoms* de mama para avaliação de imagens de mamografia (BERNHARDT *et al.*, 2006), mas poucos os relacionam às imagens ultrassonográficas. Dentre os mais significativos, estão os trabalhos de Madsen e colaboradores (comentados a seguir).

Até o final dos anos 1970, materiais como plásticos moles, polímeros de uretano, géis farmacêuticos e polímeros comercializados pela empresa *3M Company*, vinham sendo investigados com o objetivo de encontrar um material que mimetizasse as propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficientes de atenuação) de tecidos biológicos moles.

Testes conduzidos para avaliar essas propriedades, tanto no polímero de uretano da *3M Company*, quanto de plásticos moles mostraram valores que excediam aos adequados (MADSEN *et al.*, 1978). O polímero, por exemplo, apresentava valores de velocidade de propagação que sugeriam que o material pudesse ser usado apenas para

mimetizar tecido adiposo, porém os valores de coeficiente de atenuação calculados para diferentes frequências, não atendiam a faixa adequada para esse tecido (eram muito altos). Além disso, haveria necessidade de adicionar outros materiais que permitissem o espalhamento pelo ultrassom, o que não era alcançado com o polímero. Essa adição de espalhadores aumentaria ainda mais o coeficiente de atenuação. A mesma dificuldade era observada com os plásticos moles.

Trabalhos com gelatinas a base de água, acrescidas de partículas sólidas eram o foco dos primeiros estudos de Madsen e colaboradores à época (MADSEN *et al.*, 1978). Esse material permitia o controle simultâneo da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação, e, apesar de apresentar valores abaixo do esperado para atenuação, isso poderia ser facilmente contornado com a adição de substâncias complementares. Além disso, estudos mostravam que era importante que os materiais utilizados para mimetizar tecidos biológicos apresentassem proporcionalidade entre o coeficiente de atenuação e a frequência do ultrassom, o que era observado nos testes com a gelatina à base de água (MADSEN *et al.*, 1978). Tal proporcionalidade permitiria que o *phantom* mimetizasse tecidos moles em qualquer frequência utilizada pela clínica.

Em 1978, Madsen e colaboradores (MADSEN *et al.*, 1978) avaliaram o desenvolvimento de *phantoms* de gelatina à base de água, utilizando n-propanol e partículas de grafite para tentar controlar a velocidade de propagação e coeficiente de atenuação, respectivamente. Os resultados foram promissores. A combinação dos materiais sugeriu sua utilização na elaboração de *phantoms* de tecidos abdominais e do tórax, devido à independência observada entre o efeito dos materiais complementares na alteração de cada propriedades acústica (MADSEN *et al.*, 1978). Seus experimentos mostraram que a utilização de diferentes concentrações de grafite alterava, de forma controlada, o coeficiente de atenuação, porém não influenciavam muito na velocidade

de propagação, a qual permanecia dentro da faixa adequada para tecidos moles, apresentando apenas algumas pequenas alterações. No entanto, o padrão visual das imagens desses *phantom* indicava um nível de espalhamento inferior ao esperado.

Mais tarde, trabalhos relacionados ao perfil de feixe e resolução axial de transdutores de ultrassom levaram MADSEN *et al.* (1982a, 1982b) a desenvolver três *phantoms* antropomórficos de mama. Esses trabalhos estavam sendo muito empregados no estudo da geração de imagens desta região do corpo. Seu objetivo era mostrar que era possível desenvolver esse tipo de *phantom* e que seriam uma ferramenta importante na calibração de equipamentos de US e no treinamento de profissionais para o exame mamário por US (MADSEN *et al.*, 1982a). A importância destes *phantoms* reside no fato de serem capazes de reproduzir artefatos relacionados à refração, uma das principais responsáveis pela produção de artefatos prejudiciais à interpretação realista das imagens. Em tecidos de mamas jovens, particularmente, observa-se um aumento da refração causada pelo volume maior de tecido glandular entremeado por tecido adiposo irregular.

Os três *phantoms* foram desenvolvidos utilizando uma matriz de gelatina acrescida de 4,6% de n-propanol e suspensões uniformes de partículas sólidas e líquidas. Essas partículas permitem obter diferentes níveis de atenuação, tanto por absorção (pelas partículas líquidas), quanto por espalhamento (pelas partículas sólidas).

O *phantom* I (Figura III.1.1) representa camadas de tecido glandular, adiposo e sub-aureolar presentes na mama. Nele foram adicionados materiais livre de espalhamento e com baixa atenuação para representar cistos e ductos, assim como materiais pouco espalhadores e com alta atenuação para representar tumores e calcificações (MADSEN *et al.*, 1982a). O *phantom* II (Figura III.1.2) difere do primeiro apenas na região glandular. Nele, a região foi mimetizada por gotículas de azeite de

oliva em uma concentração de 34% da matriz de gel, enquanto que no primeiro, esta região contém pó de grafite disperso na matriz (MADSEN *et al.*, 1982b). Já o *phantom* III (Figura III.1.3) possui algumas características diferentes em relação aos dois primeiros, tais como: (a) irregularidade da interface do tecido adiposo e glandular, (b) o material utilizado para simular o tumor tem formato irregular e apresenta muita atenuação e um retro-espalhamento levemente inferior ao do material de fundo que simula o parênquima glandular, (c) foi incluída uma camada grossa de material simulando gordura e, posterior a essa, outra simulando tecido muscular, (d) adicionou-se 2 mm de uma espessa camada de material altamente espalhador a camada de polietileno para simular a pele e (e) um cilindro de 7 mm foi inserido para simular o mamilo (MADSEN *et al.*, 1982b).

O primeiro e o terceiro *phantoms* (I e III) apresentaram propriedades ultrassônicas equivalentes à de mamas jovens (< 35 anos). Já o segundo (II), assemelhou-se mais a mamas de mulheres entre 35 e 40 anos devido à baixa velocidade de propagação observada da região glandular. Esses resultados foram promissores para a utilização de *phantoms* mamários no aprimoramento de equipamentos de ultrassom visando sua aplicação mais frequente no exame de mama de mulheres com idade inferior a 40 anos. Nessas mulheres, a mamografia é evitada já que a técnica não é tão eficiente na detecção de tumores em mamas mais densas (características de mulheres mais jovens) (MADSEN *et al.*, 1982b).

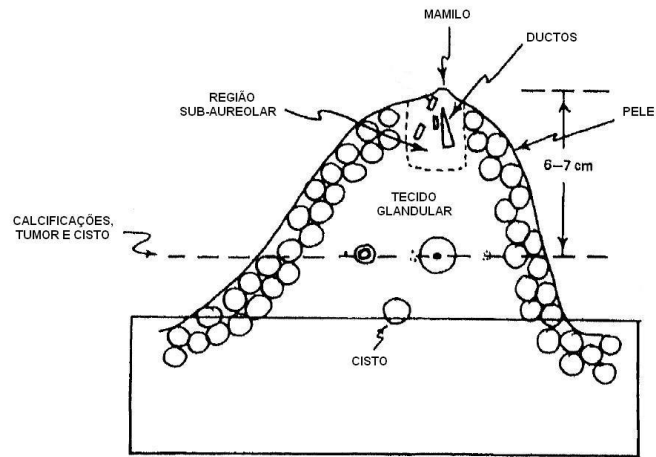


Figura III.1.1 – Diagrama dos componentes do *phantom* I. Adaptado de MADSEN *et al.* (1982a).

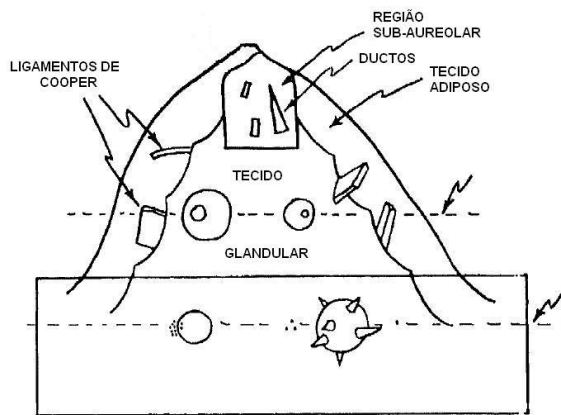


Figura III.1.2 – Diagrama do *phantom* II. Adaptado de MADSEN *et al.* (1982b).

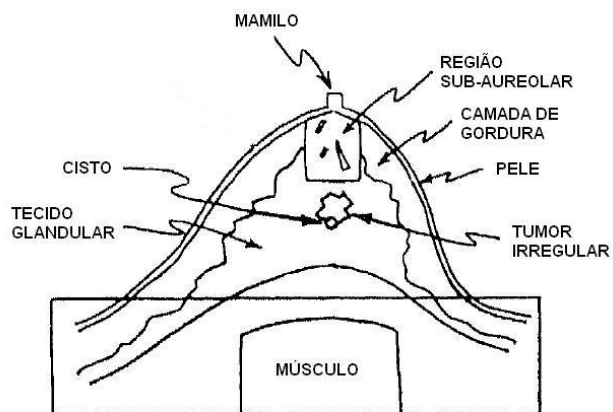


Figura III.1.3 – Diagrama das estruturas do *phantom* III. Adaptado de MADSEN *et al.* (1982b).

Buscando aprimorar a técnica e explorar ainda mais as estruturas do parênquima mamário, MADSEN *et al.* (1982b) incorporaram aos seus *phantoms* materiais simuladores dos ligamentos de Cooper (estruturas ligamentares de sustentação), utilizando concentrações de grafite mais altas (340g/l) do que aquelas utilizadas para o tecido glandular (49,3g/l) e espalhadores intermediários, representando os aglomerados de gordura presentes na região glandular. Estes continham 25% de azeite de oliva, 25% querosene (óleo fino derivado do petróleo) e 50% de ágar, representando 30% de toda a região glandular do *phantom*. O objetivo foi representar os efeitos produzidos pelo ultrassom em mamas jovens, alvo importante na utilização da técnica na área de diagnóstico. No entanto, a simulação de algumas estruturas (como ductos) ainda precisava ser desenvolvida de forma mais efetiva para obter um padrão visual mais fiel à anatomia mamária feminina.

Mais tarde, MADSEN *et al.* (1988) desenvolveram dois novos *phantoms* mamários que procuravam mimetizar a distribuição das estruturas do órgão quando este era comprimido contra a parede torácica durante o exame com ultrassom. Os dois eram compostos de uma superposição de camadas de materiais que simulavam pele, gordura subcutânea, região glandular, gordura retromamária, e musculatura peitoral, respectivamente. Além da inclusão de lesões esféricas ou irregulares.

Para a confecção dos diferentes tecidos representados pelos dois *phantoms* (*phantoms* IV e V), utilizou-se gelatina (derivada de bezerros), acrescida de uma suspensão de partículas microscópicas (grafite, vidro ou talco), com exceção das esferas de gordura presentes na porção glandular e do músculo peitoral, ambos desenvolvidos à base de ágar. As diferenças entre os dois *phantoms* envolvem sua dimensão, o formato e organização das lesões e a presença ou não de material simulador de tecido adiposo e

calcificações na região glandular e de tecido muscular (Figuras III.1.4 e III.1.5). Os *phantoms* buscavam avaliar a capacidade do aparelho de ultrassom de detectar lesões em função da posição (profundidade), detectar calcificações, desafiar investigadores em termos de distorção do feixe devido à refração e simular as características ecogênicas de tumores malignos em imagens de ultrassom.

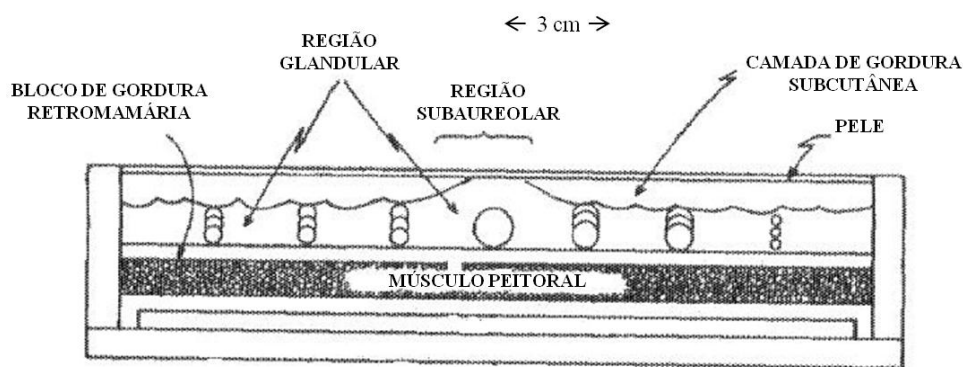


Figura III.1.4 – Diagrama do *phantom* IV. Adaptado de MADSEN *et al.*, (1988).

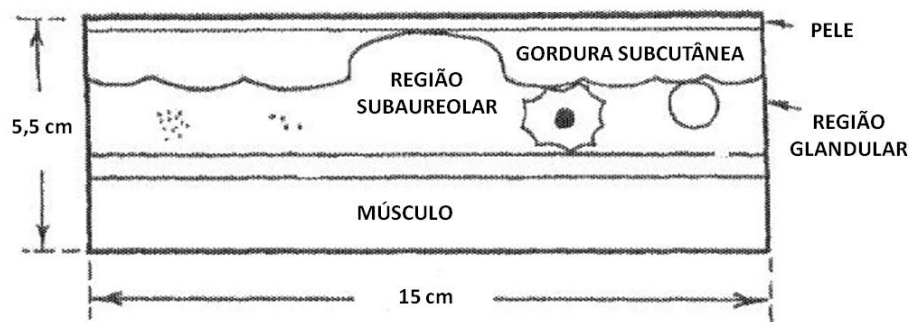


Figura III.1.5 - Diagrama do *phantom* V. Adaptado de MADSEN *et al.*, (1988).

Dando continuidade ao estudo da detecção de lesões de mama por ultrassom, BERG *et al.* (2006) e MADSEN *et al.* (2006) produziram 6 novos *phantoms* antropomórficos de mama à base de gelatina, seguindo o proposto por MADSEN *et al.* (1988). As lesões inseridas variavam em forma, tamanho, ecogenicidade, atenuação e profundidade e tinham como objetivo avaliar o desempenho de investigadores na

triagem de lesões mamárias a partir de imagens ultrassonográficas. No entanto, como as lesões tinham uma forma geométrica muito simples, em geral cilíndricas ou ovais, não foi possível obter um resultado conclusivo quanto à capacidade dos radiologistas em diferenciar tumores benignos e malignos, já que os últimos têm como característica marcante o formato irregular.

SPIROU *et al.* (2005) e, mais tarde, MAGGI (2011) sugeriram a utilização do policloreto de vinila plastificado (PVCP) como material mimetizante de tecidos moles. As propriedades acústicas do material testadas em seu trabalho apresentaram valores de atenuação e velocidade de propagação próximos ao do tecido adiposo. No entanto, a facilidade com a qual o material pode ser misturado com outras substâncias para ajustar esses valores sugeriu que pudesse ser utilizado para simular outros tecidos.

CARVALHO *et al.* (2009) desenvolveram *phantoms* simulando lesões com diferentes contornos, tamanhos, orientações e densidades com o objetivo de avaliar programas de detecção e classificação de lesões por computador. Os *phantoms* foram confeccionados em uma matriz de ágar acrescido de glicerina, grafite e policloreto de vinila (PVC). A glicerina foi utilizada para ajustar a velocidade de propagação e aumentar o ponto de fusão do material, evitando assim a perda de água durante a confecção. O grafite e o PVC foram utilizados para, garantir o retroespalhamento necessário nas imagens. As lesões foram feitas de silicone ou poliacrilamida, variando de 5 a 30 mm de diâmetro e foram inseridas na matriz de forma aleatória.

O trabalho mostrou que os materiais utilizados na confecção da matriz do *phantom* não permitiam um padrão visual adequado para as estruturas mamárias, apesar de apresentar parâmetros acústicos compatíveis ao dos tecidos biológicos moles. A utilização do silicone na produção de lesões também não obteve resultados positivos. Sua velocidade de propagação calculada foi baixa, fazendo o tamanho da lesão obtida

pelo ultrassom não correspondesse às suas dimensões reais. Já as lesões de poliacrilamida obtiveram resultados promissores quanto à possibilidade de detectar suas dimensões pelas imagens.

Dando continuidade aos estudos de caracterização de lesões de mama, CARVALHO *et al.*, (2010) desenvolveram *phantoms* utilizando PVCP com pó de grafite a 1% para simular o tecido glandular e PVCP puro para as lesões. A concentração de grafite utilizada na solução permitiu que os níveis de espalhamento se aproximassem dos observados em imagens reais de tecido mamário na ultrassonografia. As propriedades acústicas medidas mostraram valores de coeficiente de atenuação e de velocidade de propagação compatíveis aos descritos na literatura, tanto para o tecido mamário, quanto para as lesões.

Recentemente, CARVALHO (2013) propôs novos *phantoms* simuladores de diferentes tipos de lesões (benignas e malignas) encontradas na mama feminina, utilizando misturas de PVCP com diferentes concentrações do mesmo pó de grafite utilizado para confeccionar o tecido glandular. As imagens ultrassonográficas obtidas desses *phantoms* foram visualmente similares às vistas em casos reais após avaliação de uma especialista da área.

A utilização do PVCP como material de base na confecção dos *phantoms* mamários permitiu contornar as dificuldades encontradas anteriormente com a utilização do ágar para o tecido glandular e da poliacrilamida para as lesões. O primeiro mostrou-se instável e suscetível à contaminação por bactérias e o segundo apresentava restrições quanto à manipulação e limitações devido a sua toxicidade. No entanto, os corpos de prova produzidos não representaram as diferentes estruturas encontradas mama.

Finalmente, últimos trabalhos na área sugeriram a produção de um *phantom* de mama produzido com parafina como material base e cera de carnaúba para controlar o contraste das lesões (VIEIRA *et al.*, 2013). O *phantom* confeccionado neste trabalho teve como objetivo servir, principalmente, como instrumento de treinamento de profissionais de radiologia na realização de biopsias guiadas por US e procedimentos de aspiração com agulha fina. Foram produzidos *phantoms* com propriedades acústicas e elásticas que se aproximam com os valores descritos na literatura, tanto para os tecidos normais, quanto para as lesões. Além disso, os resultados apontaram a cera de carnaúba como um material promissor na tentativa de se controlar o coeficiente de atenuação desses *phantoms*.

CAPÍTULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho baseou-se em três metodologias de preparo de *phantoms*: (i) método A, descrito por MAGGI (2011), denominado MAVK; (ii) método B, descrito por CARVALHO *et al.* (2009) e (iii) método C, proposto neste trabalho. O primeiro foi utilizado para produzir corpos de prova sem bolhas em seu interior; o segundo favorece o seu aparecimento, porém em pouca quantidade; e o terceiro permite a formação de uma grande quantidade de bolhas no interior do *phantom*.

Os *phantoms* foram confeccionados tendo como base uma matriz de PVCP (M-F Manufacturing Co., Fort Worth, TX, USA), um polímero não tóxico, utilizado usualmente na produção de iscas artificiais de pesca. Seu preparo consiste na aquecimento do material à temperatura de aproximadamente 170-180°C, seguida de resfriamento à temperatura ambiente, conferindo a este uma aparência translúcida. Foram testadas misturas de PVCP e pó de grafite em diferentes concentrações para tentar alcançar características de imagem semelhantes aos diferentes tecidos da mama feminina.

Três variedades de pó de grafite foram testadas como material complementar (CARVALHO *et al.*, 2012), a fim de contribuir com o espalhamento e ajuste da atenuação de onda: (a) B'HERZOG (malha 140, B'HERZOG, Rio de Janeiro, RJ, BR, malha 140); (b) Micrograff HC11 (Nacional de Grafite LTDA, São Paulo, SP, BR) e (c) Micrograff HC30 (Nacional de Grafite LTDA, São Paulo, SP, BR).

A Figura IV.1 apresenta de forma resumida as etapas de cada método testado e que serão descritos posteriormente.

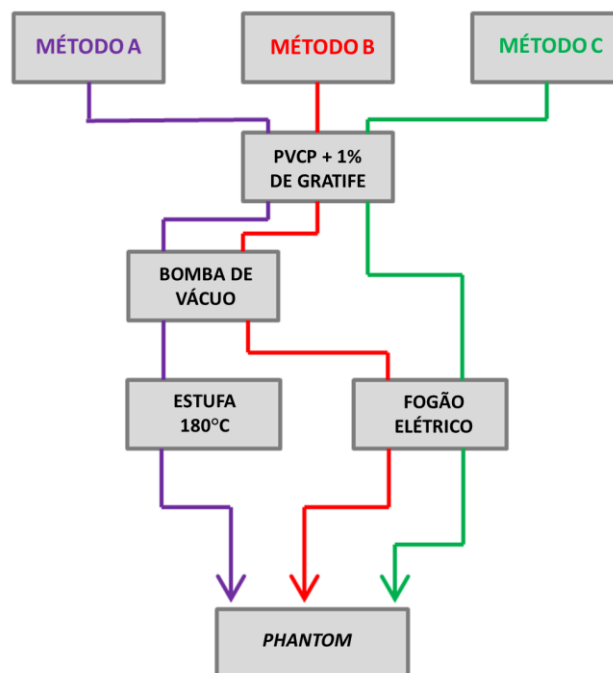


Figura IV.1 – Fluxograma das etapas seguidas pelos três métodos A, B e C.

IV.1) Descrição dos métodos para a produção dos *phantoms*

IV.1.1) Método A

O PVCP líquido é misturado (à temperatura ambiente) com pó grafite em um béquer e transferido para um molde de alumínio retangular de aproximadamente 3,9 cm de altura; 4,7 cm de largura; e 2,1 cm de espessura, conforme a Figura IV.1.1. Esta mistura é levada à bomba de vácuo para a retirada das bolhas e, em seguida, à estufa (modelo FIC 0.2, FAMO), onde permanecerá por 2 horas a aproximadamente 170 °C. Ao final da etapa de aquecimento, os moldes são mantidos em bancada para que a amostra esfrie à temperatura ambiente.

IV.1.2) Método B

Os materiais são misturados em béquer e o composto é levado à bomba a vácuo, por aproximadamente 30 minutos. O líquido é aquecido em um fogão elétrico (modelo FE-201, CLC) a 180°C, mexendo-se continuamente com um bastão de vidro. Com o aquecimento, o PVCP líquido torna-se mais viscoso e translúcido. O líquido é vertido em um molde (Figura IV.1.1) e, após o resfriamento à temperatura ambiente, pode ser facilmente removido deste.

IV.1.3) Método C

Inicialmente é feita a mistura dos reagentes em béquer, em seguida esta é levada a um fogão elétrico (sem que seja feita a retirada das bolhas). O material é aquecido a aproximadamente 180 °C, sob agitação moderada, por cerca de 7 minutos até o líquido apresentar aspecto viscoso. A amostra deve então, ser transferida para o molde apresentado na Figura IV.1.1 e mantida à temperatura ambiente, até que o material esfrie e solidifique.

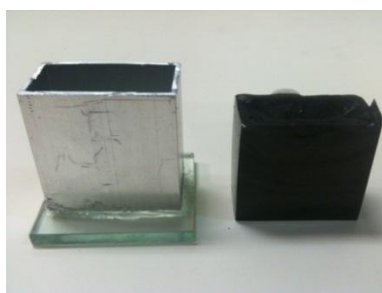


Figura IV.1.1 - Imagem do molde de alumínio (à esquerda) e do *phantom* (à direita). Dimensões do molde: 3,9 cm de altura; 4,7 cm de largura; e 2,1 cm de espessura.

IV.2) Caracterização das propriedades acústicas

IV.2.1) Aquisição do Sinal

A montagem experimental para a aquisição dos sinais para estimar as propriedades acústicas (velocidade de propagação e atenuação) constituiu-se de gerador de pulso / função (AFG Modelo 3021, Tektronix Inc., Beaverton, OR, EUA), um osciloscópio (DSO modelo 5012, Agilent Technologies, CA, EUA), dois transdutores (Modelo S-0108- I3, Harisonic, Waltham, MA, EUA) com uma frequência centrada em 1 MHz e um reservatório de água (Figura IV.2.1).

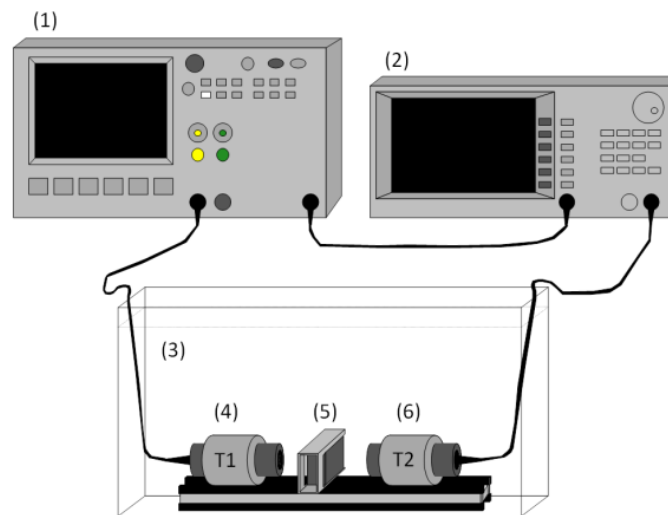


Figura IV.2.1 - Ilustração da montagem experimental utilizada para medir as propriedades acústicas pelo método de transmissão e recepção. (A) gerador de sinal (2) osciloscópio (3) do tanque que contém o meio de referência (água), (4) transdutor emissor T1, (5) *phantom*, (6) transdutor receptor T2.

A aquisição do sinal foi feita usando a configuração de transmissão-recepção. Nesta configuração, um gerador de pulsos / função fornece um sinal de excitação para o transdutor emissor (T1). O sinal emitido por T1 é recebido pelo transdutor receptor (T2). Em seguida, os sinais de US são capturados e exibidos em um osciloscópio com uma frequência de amostragem de $50 \text{ MSa}\cdot\text{s}^{-1}$, tamanho 1 kbyte e realizando uma média de 16 sinais no osciloscópio. Os dados foram transferidos e armazenados em um

computador através de uma interface USB e processados em ambiente Matlab® (Mathworks, Natick, MA, EUA).

Para a caracterização acústica são necessários sinais de referência e do *phantom*. Os sinais de referência foram adquiridos pela propagação da onda em água. Sinais do *phantom* foram adquiridos pelo de seu posicionamento entre os transdutores T1 e T2 (Figura IV.2.1). Para todos os *phantoms* este processo foi repetido até obterem-se 10 sinais de referência e do *phantoms*. A temperatura da água também foi levada em consideração.

Usou-se água destilada como meio de referência a temperatura média de 25° C.

Antes de aquisição de sinal, um conjunto de *phantoms* foi colocado em água, onde permaneceram durante cerca de 30 minutos para permitir que o sistema atingisse equilíbrio térmico.

IV.2.2) Coeficiente de atenuação

Os valores máximos do módulo da FFT realizada dos sinais de referência (A_{ref}) e do *phantoms* ($A_{phantom}$) foram utilizados para estimar o coeficiente de atenuação (α) a partir da equação IV.2.1. O processamento do sinal foi realizado em Matlab® (Mathworks, Natick, MA, EUA), utilizando um código desenvolvido para este fim, com o nome AcousticLab.

$$\alpha_{phantom} = \frac{20}{x} \log_{10} \left(\frac{A_{ref}}{A_{phantom}} \right), \quad (IV.2.1)$$

onde x é a espessura do *phantom* e o coeficiente de atenuação é dado em $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ à 1 MHz.

IV.2.3) Velocidade de propagação do som

A velocidade de propagação da onda nos *phantoms* ($V_{phantom}$) foi estimada pela equação IV.2.2. Para tal, aplicou-se uma transformada de Hilbert no sinal de correlação cruzada dos sinais de referência e do *phantom*. Em seguida, estimou-se o tempo relacionado à diferença temporal (t_c) entre os dois sinais (referência e *phantom*) a partir do cruzamento com zero, seguido de interpolação linear.

$$v_{phantom} = \frac{xv_{ref}}{x + t_c v_{ref}}, \quad (IV.2.2)$$

v_{ref} é onde a velocidade de referência e pode ser definida pela Equação IV.2.3 (LUBBERS *et al.*, 1998):

$$v_{ref} = 1402,38 + 5,03T - 0,05T^2 + 3,34 \cdot 10^{-4}T^3 - 1,47 \cdot 10^{-6}T^4 + 3,14 \cdot 10^{-9}T^5 \quad (IV.2.3)$$

onde T é a temperatura do meio.

IV.3) Aquisição de Imagem dos *Phantoms*

Todas as imagens foram adquiridas em um equipamento de ultrassom comercial modo-B, modelo SonixMDP (Ultrasonix, British Columbia, Canadá). Os controles do equipamento foram regulados para apresentar a imagem de melhor aparência visual e mantidos constantes para aquisição de todas as imagens do trabalho. Um transdutor linear, modelo L14-5/38 e frequência central de 10 MHz (comum para exames de mama) foi utilizado na aquisição de imagens dos *phantoms*.



Figura IV.3.1 – Modelo utilizado na aquisição de imagens.

IV.4) Reprodutibilidade dos métodos quanto às imagens

A reprodutibilidade da textura da imagem foi analisada a partir de histogramas e de um método estatístico que leva em consideração a relação espacial entre os pixels: a matriz de coocorrência. Um total de 66 imagens foi coletado, 22 para cada procedimento. As imagens de cada *phantom* foram obtidas posicionando-se o transdutor na face maior do mesmo e percorrendo toda a sua altura.

Para a construção das matrizes de coocorrência, foi escolhido como nível de quantização o valor de 32 bits a fim de proporcionar um menor tempo de processamento e resultados de maior qualidade (GÓMEZ *et al.*, 2012). Além disso, foram avaliadas cinco distâncias entre pixels (1, 3, 5, 7 e 9 pixels) para a obtenção dos parâmetros de textura de imagem (PTI). Cinco PTIs básicos foram escolhidos (HARALICK, 1973): contraste (PTI 1), correlação (PTI 2), energia (PTI 3), entropia (PTI 4) e homogeneidade (PTI 5). Estes podem ser definidos como:

Contraste: mede a variabilidade local da textura das imagens. Variações locais geram valores de contraste altos.

Correlação: aponta a dependência local de nível cinza na textura da imagem. Os valores mais elevados podem ser obtidos por regiões com níveis de cinza semelhantes.

Energia: trata-se da transição monotônica do nível de cinza. Valores mais altos indicam maior homogeneidade.

Entropia: é uma medida da aleatoriedade da textura da imagem. Valores mais elevados indicam maior aleatoriedade na distribuição da escala de cinza da imagem.

Homogeneidade: Mede a proximidade da distribuição dos elementos na matriz de coocorrência.

A Tabela 1 apresenta as equações que descrevem cada um destes parâmetros.

Tabela IV.4.1 – Parâmetros de textura de imagem e suas respectivas definições matemáticas.

Parâmetro	Equação	Ref.
Contraste	$\sum_i \sum_j i - j ^2 p(i, j)$	(NATICK, 2011)
Correlação	$\sum_i \sum_j \frac{(i - \mu_x)(j - \mu_y) p(i, j)}{\sigma_x \sigma_y}$	(BEVK <i>et al.</i> , 2002)
Energia	$\sum_i \sum_j p(i, j)^2$	(SOH <i>et al.</i> , 1999)
Entropia	$-\sum_i \sum_j p(i, j) \cdot \log(p(i, j))$	(SOH <i>et al.</i> , 1999)
Homogeneidade	$\sum_i \sum_j \frac{p(i, j)}{1 + i - j }$	(NATICK, 2011)

Uma vez que este estudo lidou com imagens de US, a direção de 90° foi utilizada de modo a garantir que uma percentagem maior de informação pudesse ser alcançada (GÓMEZ *et al.*, 2012).

III.5) Análise estatística dos dados

Todos os testes estatísticos foram realizados em Matlab[®] (Mathworks R2010a; Natick, MA , EUA) ou ambiente R.

IV.5.1) Propriedade acústica entre os métodos

Aplicou-se o teste de análise de variância (ANOVA) para avaliar a influência das bolhas nas propriedades acústicas dos *phantoms*. Para tal, considerou-se como hipótese nula (H0) a igualdade das médias entre os valores de cada parâmetro acústico entre os grupos (métodos). Assumiu-se um nível de significância $p < 0,01$. O mesmo teste também foi utilizado para avaliar a repetitividade de cada método, analisando-se os mesmos parâmetros para cada um dos cinco *phantoms* produzidos com cada método. As análises foram realizadas em plataforma Matlab[®] (Mathworks; Natick, MA, EUA).

IV.5.2) Reprodutibilidade das imagens

Primeiramente, um teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis com um nível $p < 0,05$ foi utilizado para estimar a melhor distância entre pixels a ser utilizada nos testes seguintes. Assumiu-se como hipótese nula (H0) que a distância não iria afetar na avaliação da PTI a partir de imagens obtidas pelo mesmo procedimento de fabricação. Uma vez que a melhor distância foi estabelecida, utilizou-se o mesmo teste para avaliar tanto a repetibilidade dos procedimentos e a comparação entre eles.

A repetibilidade foi avaliada através da comparação das 22 imagens dentro de cada grupo (*phantoms* obtidos seguindo o mesmo processo de fabricação). Assim, as 22 imagens foram separadas aleatoriamente em dois subgrupos de 11 imagens. Assumiu-se como H0 que a média dos PTI das imagens de ambos os subgrupos não apresentaram diferença significativa. Este teste foi repetido seis vezes após seis rotações aleatórias de membros em cada um dos subgrupos. Este procedimento foi realizado para cada um dos

três grupos de imagens.

Finalmente, foi realizado o teste de ANOVA para avaliar se os histogramas de cada imagem obtida por um mesmo método de produção pertenciam à mesma população. Para este teste também foi assumido um nível de risco de $p < 0,05$.

CAPÍTULO V

RESULTADOS

Os resultados apresentados nesta sessão serão divididos em duas etapas: (i) ensaio de metodologias e (ii) ensaio composto.

Os resultados do ensaio de metodologias referem-se ao teste dos três métodos propostos. Os *phantoms* desta etapa foram confeccionados utilizando o grafite de marca B'HERZOG a 1%.

O ensaio composto apresenta os resultados obtidos para *phantoms* produzidos por diferentes metodologias, utilizando os três tipos de pó de grafite em concentrações variadas.

V.1) Ensaio de metodologias

V.1.1) Propriedades acústicas

Um total de 15 *phantoms* foi confeccionado: 5 pelo método A (ph1 a ph5), 5 pelo método B (ph6 a ph10) e 5 pelo método C (ph11 a ph15). O valor médio da velocidade de propagação ($v_{phantom}$) e do coeficiente de atenuação ($\alpha_{phantom}$) desses *phantoms* é apresentado nas Tabelas V.1.1, V.1.2 e V.1.3, respectivamente. O resultado do cálculo da incerteza expandida destes parâmetros acústicos está representado entre parênteses nestas tabelas (JCGM, 2008), calculadas segundo MAGGI *et. al* (2012).

Tabela V.1.1: Valores das propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método A, com respectivas incertezas entre parênteses.

<i>Phantom</i>	$V_{phantom}$ (m·s⁻¹)	$\alpha_{phantom}$ (dB·cm⁻¹)
ph1	1.395,1(4,7)	0,409(0,092)
ph2	1.353,9(7,8)	0,318(0,032)
ph3	1.354,6(3,8)	0,323(0,182)
ph4	1.354,9(7,5)	0,389(0,183)
ph5	1.357,2(5,6)	0,291(0,060)

Tabela V.1.2: Valores das propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método B, com respectivas incertezas entre parênteses.

<i>Phantom</i>	$V_{phantom}$ (m·s⁻¹)	$\alpha_{phantom}$ (dB·cm⁻¹)
ph6	1.358,3(3,9)	0,359(0,028)
ph7	1.355,4(3,3)	0,439(0,216)
ph8	1.360,0(4,5)	0,344(0,018)
ph9	1.367,3(3,3)	0,353(0,011)
ph10	1.361,2(2,5)	0,414(0,186)

Tabela V.1.3: Valores das propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método C, com respectivas incertezas entre parênteses.

<i>Phantom</i>	$V_{phantom}$ (m·s⁻¹)	$\alpha_{phantom}$ (dB·cm⁻¹)
ph11	1.381,6(3,4)	3,11(0,24)
ph12	1.387,0(4,6)	3,33(0,12)
ph13	1.387,8(4,1)	3,39(0,46)
ph14	1.383,3(3,4)	2,57(0,20)
ph15	1.395,4(3,7)	4,20(0,21)

V.1.2) Imagens

O padrão das imagens ultrassonográficas obtidas para os *phantoms* confeccionados por cada método proposto pode ser visualizado na Figura V1.1. A Figura V.1.1A corresponde às imagens dos *phantoms* produzidos pelo Método A (sem bolhas). O padrão de imagem obtido para os *phantoms* confeccionados pelo método B (com poucas bolhas) é mostrado na Figura V.1.1B. Finalmente, a Figura V.1.1C representa as imagens dos *phantoms* feitos empregando-se o método C (com muitas bolhas).

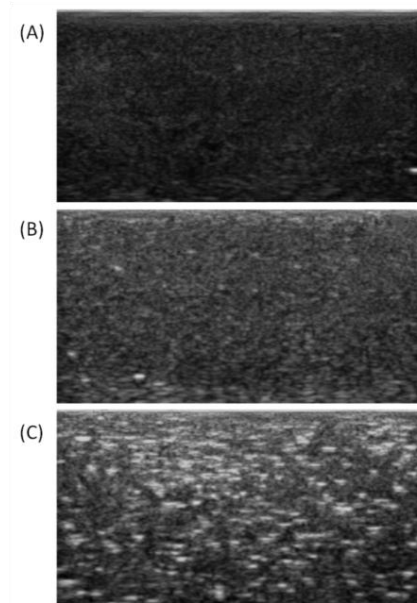


Figura V.1.1 - Imagens ultrassonográficas de *phantoms* produzidos pelos 3 métodos propostos. (A) Método A – sem bolhas; (B) Método B – com poucas bolhas; (C) Método C – com muitas bolhas.

V.1.3) Parâmetro de textura

As imagens de ultrassom utilizadas nesta avaliação são mostradas nas Figuras V.1.2 (a), V.1.3 (a) e V.1.4 (a). Uma cópia foi escolhida aleatoriamente a partir de cada grupo para ilustrar as características visuais do padrão de imagem de seus *phantoms*. As Figuras V.1.2 (b), V.1.3 (b) e V.1.4 (b) mostram os respectivos histogramas das imagens

com 256 níveis de cinza. Além disso, a Figuras V.1.5 mostra a distribuição de histogramas obtidos para todas as 66 imagens (Figura V.1.5 (a)) e a sua média, dentro de cada grupo (Figura V.1.5 (b)).

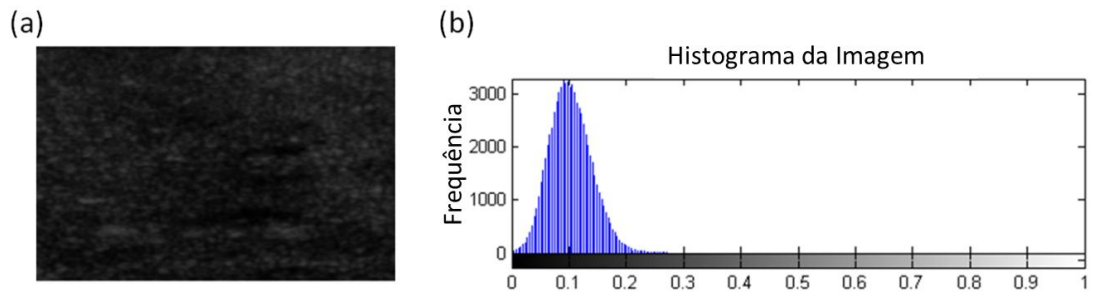


Figura V.1.2 - Exemplo do padrão de imagem ultrassonográfica do método A (a) e seu histograma de escala de cinza correspondente (b).

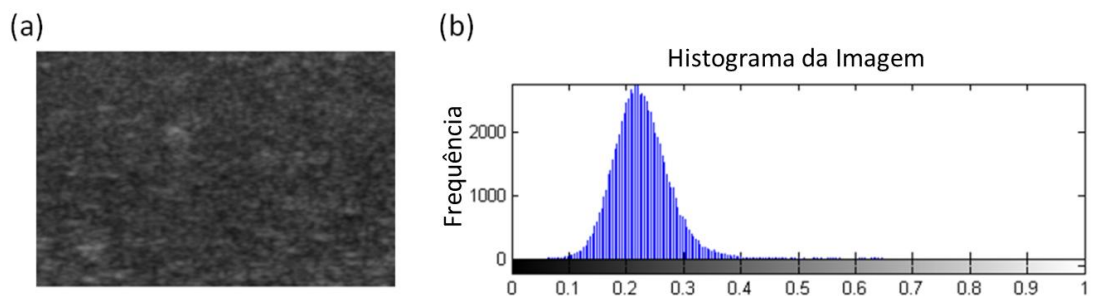


Figura V.1.3 - Exemplo do padrão de imagem ultrassonográfica do método B (a) e seu histograma de escala de cinza correspondente (b).

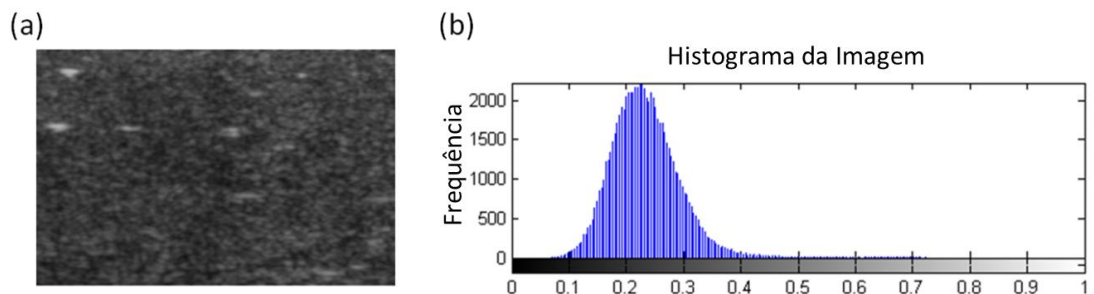


Figura V.1.4 - Exemplo do padrão de imagem ultrassonográfica do método C (a) e seu histograma de escala de cinza correspondente (b).

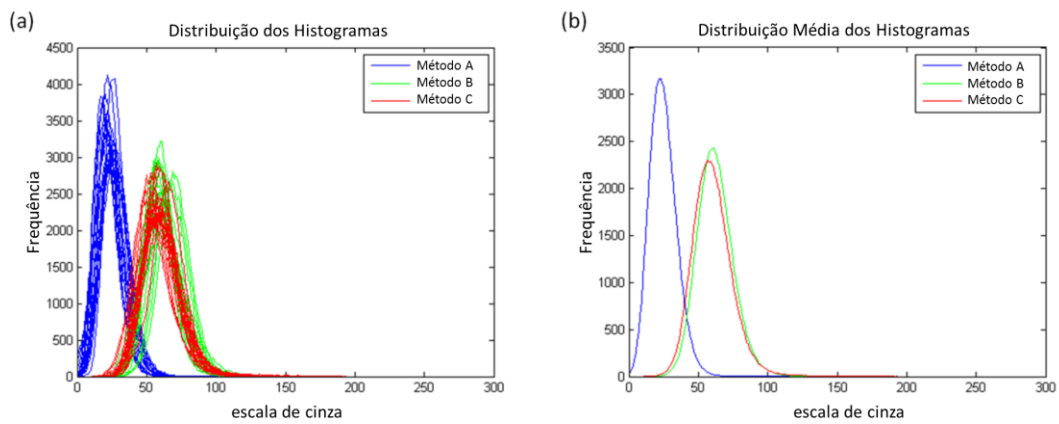


Figura V.1.5 - Distribuição dos histogramas dos 3 métodos (a) e suas respectivas distribuições médias (b).

Azul: método A; Verde: método B; Vermelho: método C.

O resultado da avaliação da influência da distância na obtenção dos parâmetros de textura mostrou que para distâncias maiores a 5 pixels, não há diferença significativa nos valores destes parâmetros. Por tanto, para obtenção dos parâmetros de textura foi utilizada a distância de 5 pixels.

Os resultados para a comparação dos parâmetros de textura entre os grupos são mostradas na Figura V.1.6, tendo o grupo B (MetB) como referência. Os grupos são representados por suas medianas (ponto) e seu nível de confiança de 95% usado no teste (linha reta). As linhas pontilhadas representam o nível de confiança do método B.

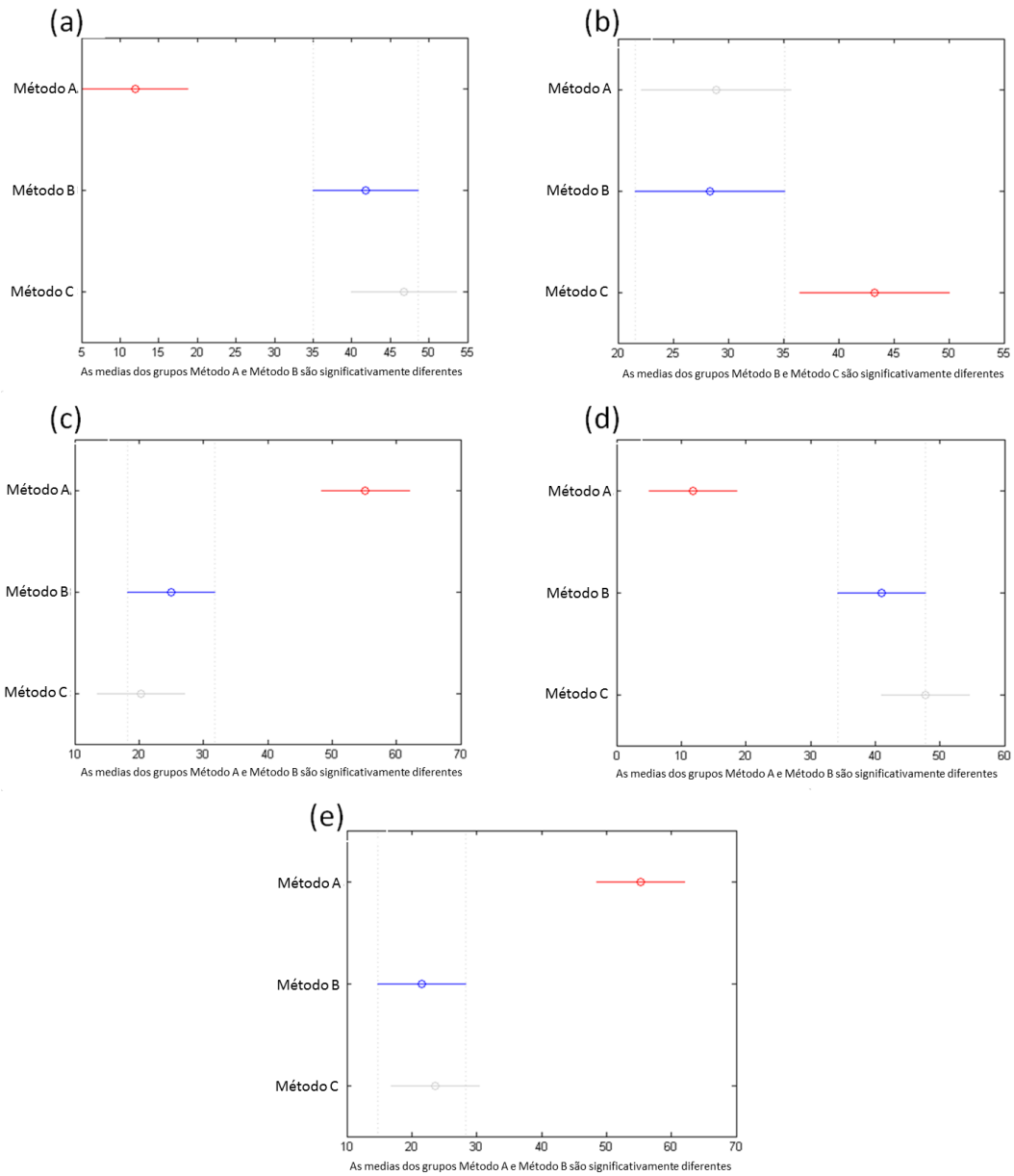


Figura V.1.6 – Comparação dos parâmetros de textura entre os grupos (métodos). (a) Contraste; (b) Correlação; (c) Energia; (d) Entropia; (e) Homogeneidade.

As Tabelas V.1.4, V.1.5 e V.1.6 mostram os resultados do teste intragrupo depois todas as 6 rotações aleatórias.

Tabela V.1.4 - Teste dos parâmetros de textura intragrupo para o grupo A

Repetição	Diferença entre os Parâmetros de Textura									
	Contraste		Correlação		Energia		Entropia		Homogeneidade	
	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
1		x		x		x		x		x
2		x		x		x		x		x
3		x		x		x		x		x
4		x		x		x		x		x
5		x		x		x		x		x
6		x	x			x		x		x

Tabela V.1.5 - Teste dos parâmetros de textura intragrupo para o grupo B

Repetição	Diferença entre os Parâmetros de Textura									
	Contraste		Correlação		Energia		Entropia		Homogeneidade	
	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
1		x		x		x		x		x
2		x		x		x		x		x
3		x		x		x		x		x
4		x		x		x		x		x
5		x		x		x		x		x
6		x		x		x		x		x

Tabela V.1.6 - Teste dos parâmetros de textura intragrupo para o grupo C

Repetição	Diferença entre os Parâmetros de Textura									
	Contraste		Correlação		Energia		Entropia		Homogeneidade	
	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
1	x			x		x		x		x
2		x		x		x		x		x
3		x		x		x		x		x
4		x		x		x		x		x
5		x		x		x		x		x
6		x		x		x		x		x

V.2) Ensaio composto

Após avaliar os parâmetros de textura dos três métodos, optou-se por trabalhar apenas com as metodologias A e B, já que os parâmetros estudados apresentaram-se similares entre os métodos B e C. Além disso, os *phantoms* produzidos pelas duas metodologias escolhidas apresentaram valores de atenuação mais próximos daqueles esperados para os tecidos alvo deste trabalho. Sendo assim, optou-se por excluir o método C para a confecção dos *phantoms*.

V.2.1) Propriedades acústicas

Nesta etapa foram produzidos um total de 36 *phantoms*: 18 pelo método A (phA1 a phA18) e 18 pelo método B (phB1 a phB18). Para cada metodologia foram confeccionados 6 *phantoms* utilizando cada um dos pós de grafite propostos e em concentrações variadas. As tabelas V.2.1-V.2.6 mostram o valor médio das propriedades desses *phantoms* ordenados por metodologia e tipo de pó de grafite.

Tabela V.2.1 – Propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método A com pó de grafite B'Herzog

<i>Phantom</i>	Concentração de grafite	$v_{phantom}$ ($m \cdot s^{-1}$)	$\alpha_{phantom}$ ($dB \cdot cm^{-1}$)
PhA1	0,1%	1.388,81	0,29
PhA2	0,5%	1.389,33	0,37
PhA3	1,0%	1.389,33	0,39
PhA4	1,5%	1.388,94	0,42
PhA5	2,0%	1.388,15	0,49
PhA6	2,5%	1.386,87	0,53

Tabela V.2.2 – Propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método A com pó de grafite

Micrograff HC11

<i>Phantom</i>	Concentração de grafite	$V_{phantom}$ ($m \cdot s^{-1}$)	$\alpha_{phantom}$ ($dB \cdot cm^{-1}$)
PhA7	0,1%	1.391,33	0,36
PhA8	0,5%	1.390,78	0,40
PhA9	1,0%	1.390,05	0,45
PhA10	1,5%	1.389,13	0,64
PhA11	2,0%	1.387,81	0,50
PhA12	2,5%	1.389,96	0,54

Tabela V.2.3 – Propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método A com pó de grafite

Micrograff HC30

<i>Phantom</i>	Concentração de grafite	$V_{phantom}$ ($m \cdot s^{-1}$)	$\alpha_{phantom}$ ($dB \cdot cm^{-1}$)
PhA13	0,1%	1.388,52	0,39
PhA14	0,5%	1.387,95	0,54
PhA15	1,0%	1.385,91	0,60
PhA16	1,5%	1.384,05	0,66
PhA17	2,0%	1.381,22	0,76
PhA18	2,5%	1.380,40	0,91

Tabela V.2.4 – Propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método B com pó de grafite

B'Herzog

<i>Phantom</i>	Concentração de grafite	$V_{phantom}$ ($m \cdot s^{-1}$)	$\alpha_{phantom}$ ($dB \cdot cm^{-1}$)
PhB1	0,1%	1.337,73	0,29
PhB2	0,5%	1.343,36	0,37
PhB3	1,0%	1.384,16	0,39
PhB4	1,5%	1.368,54	0,42
PhB5	2,0%	1.373,38	0,49
PhB6	2,5%	1.346,91	0,53

Tabela V.2.5 – Propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método B com pó de grafite
Micrograff HC11

<i>Phantom</i>	Concentração de grafite	$V_{phantom}$ (m·s ⁻¹)	$\alpha_{phantom}$ (dB·cm ⁻¹)
PhB7	0,1%	1.376,71	0,70
PhB8	0,5%	1.377,21	0,65
PhB9	1,0%	1.316,82	0,96
PhB10	1,5%	1.370,89	0,55
PhB11	2,0%	1.369,88	0,61
PhB12	2,5%	1.375,76	0,61

Tabela V.2.6 – Propriedades acústicas dos *phantoms* produzidos pelo método B com pó de grafite
Micrograff HC30

<i>Phantom</i>	Concentração de grafite	$V_{phantom}$ (m·s ⁻¹)	$\alpha_{phantom}$ (dB·cm ⁻¹)
PhA1	0,1%	1.371,10	0,59
PhA2	0,5%	1.340,00	0,89
PhA3	1,0%	1.359,99	0,70
PhA4	1,5%	1.370,06	0,82
PhA5	2,0%	1.327,05	0,87
PhA6	2,5%	1.371,61	0,87

V.2.2) Imagens

O padrão das imagens ultrassonográficas obtidas para os *phantoms* confeccionados nesta etapa pode ser visualizado nas Figuras V.2.1 e V.2.2. As figuras mostram o padrão de imagem dos *phantoms* produzidos pelos método A (Figura V.2.1) e B (Figura V.2.2) empregando-se os três tipos de pó de grafite em diferentes concentrações.

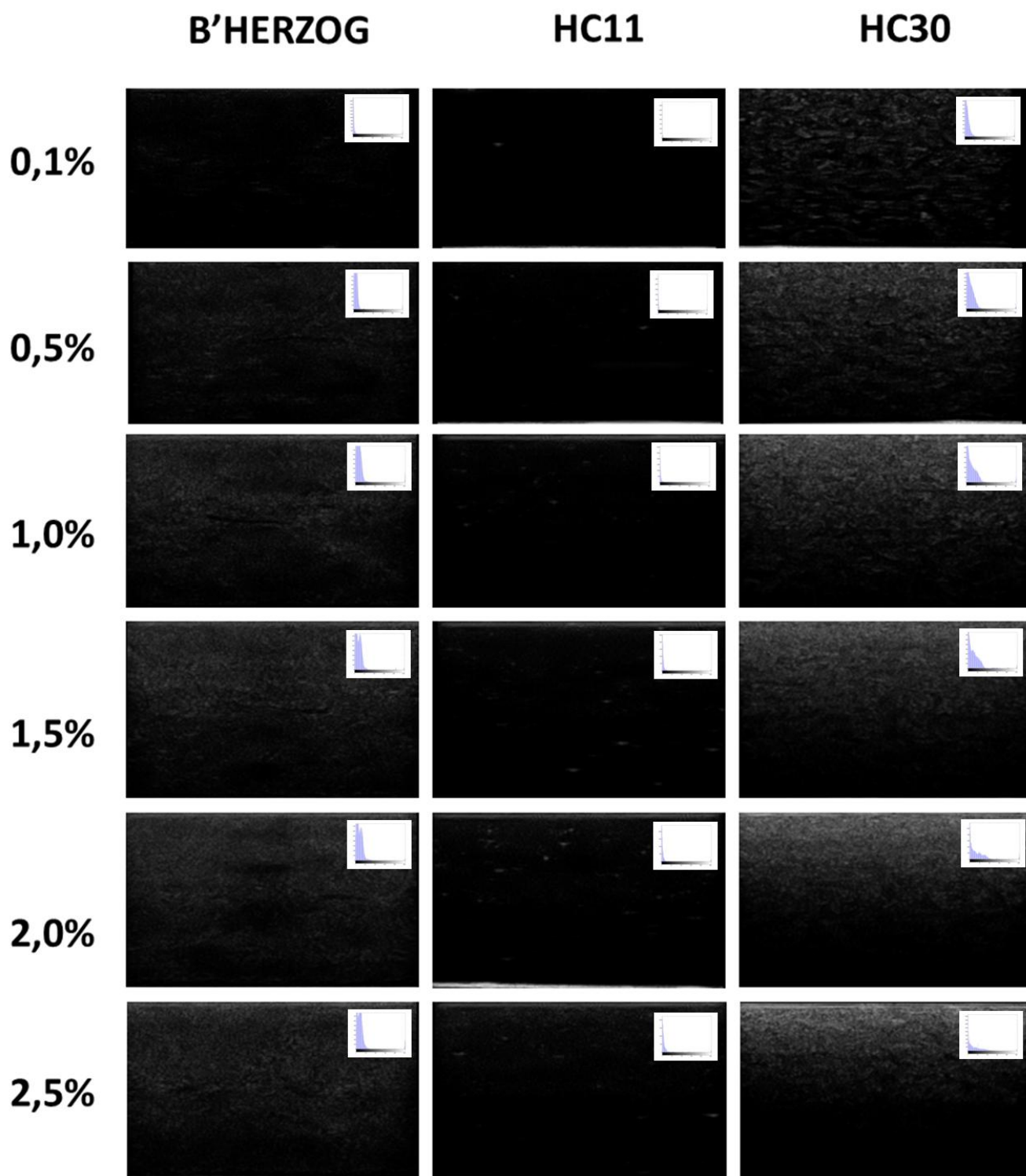


Figura V.2.1 – Imagens ultrassonográficas e respectivos histogramas dos *phantoms* produzidos pelo método A com diferentes os três tipos de pó de grafites e diferentes concentrações.

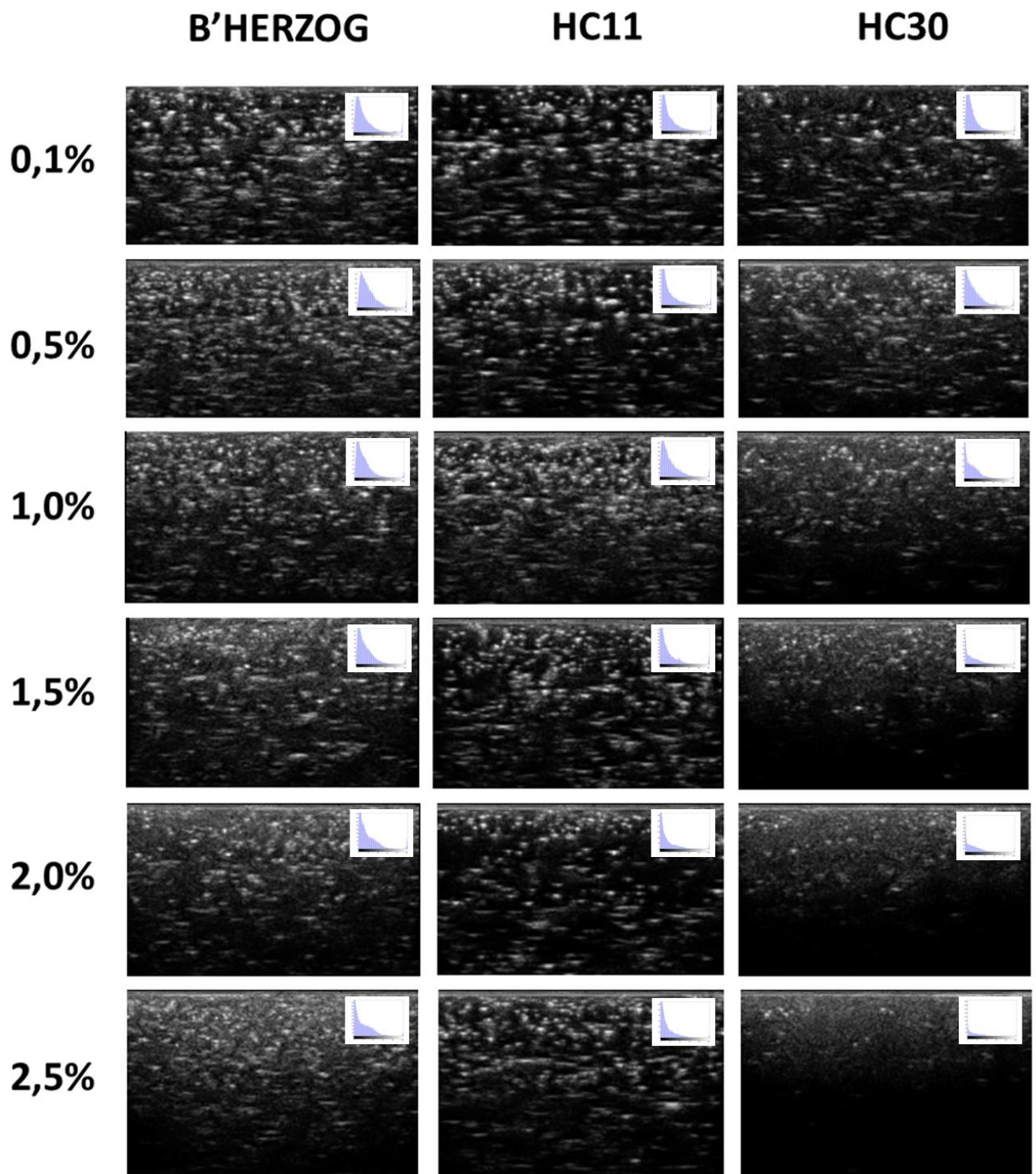


Figura V.2.2 – Imagens ultrassonográficas e respectivos histogramas dos *phantoms* produzidos pelo método B com diferentes os três tipos de pó de grafites e diferentes concentrações.

CAPÍTULO VI

DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo produzir *phantoms* que apresentassem características similares às vistas em ultrassonografias mamárias. O trabalho baseou-se na elaboração de protocolos de preparo e manipulação do material de base escolhido visando representar diferentes tecidos da mama. A escolha do material foi feita visando a utilização do *phantom*, não só para a criação de um banco de imagens a serem utilizadas em testes de processamento, mas também para utilização do corpo de prova no treinamento de profissionais de Radiologia. Sendo assim, escolheu-se o PVCP pelo fato de se tratar de um material resistente às condições ambientais e por seu baixo custo (MAGGI, 2011).

Idealmente, esperava-se conseguir desenvolver técnicas para a produção de todos os tecidos presentes na mama feminina (pele, gordura, tecido glandular e tecido muscular). No entanto, devido a dificuldades encontradas no decorrer do trabalho, optou-se por ater-se apenas aos tecidos glandular e adiposo.

O ajuste das propriedades acústicas do material foi uma das principais dificuldades encontradas. Nota-se que, apesar do PVCP puro não apresentar propriedades acústicas compatíveis à média para tecidos biológicos (MAGGI, 2011), foi possível alterar seu coeficiente de atenuação pela adição de substâncias espalhadoras complementares. A utilização do grafite mostrou-se ideal, tanto para ajustar o coeficiente de atenuação do material, como para permitir alcançar padrões de textura próximos àqueles vistos em ultrassonografias reais de mama. Três variedades de pó de grafite foram utilizadas para buscar a melhor forma de mimetizar os diferentes tecidos da mama.

Outros materiais na forma de pó, como a alumina e o próprio PVC (policloreto de vinila), assim como espumas de aço e vegetal, esponjas e outros materiais, foram testados sem sucesso no início do trabalho. Os *phantoms* produzidos com estes não apresentaram padrão de imagens ultrassonográficas compatíveis com as esperadas. Os corpos de prova confeccionados com pó alumina, bem como aqueles produzidos com pó de PVC, por exemplo, geraram imagens completamente anecóicas, não estando de acordo com nenhum dos padrões visuais encontrados no parênquima mamário normal.

Na primeira etapa deste trabalho (etapa de protocolo), observou-se uma variação estatística importante para os valores de atenuação obtidos para os três métodos propostos. Nos métodos A e B, a atenuação manteve-se quase a mesma (de 0,29 a 0,40 $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$), enquanto que, no método C, aumentou significativamente, chegando a alcançar valores quase 10 vezes maiores que os dois primeiros (de 2,57 a 4,2 $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$). Nota-se que, neste último, não foram tomadas quaisquer medidas a fim de evitar a formação de bolhas no *phantoms*, sugerindo que estas atuam fortemente na atenuação do sinal. Deve-se ressaltar que os resultados deste parâmetro para os métodos A e B estão dentro da faixa para tecidos moles (MADSEN *et al.*, 1978), em especial para gordura (GROSS *et al.*, 1980). Já os valores para os *phantoms* do método C não se aproximaram de nenhum tecido biológico mole.

Por outro lado, no que se refere aos valores obtidos para a velocidade de propagação, estes se mantiveram na faixa esperada para os que têm PVCP como material base (SPIROU, 2005, MAGGI, 2011) nos *phantoms* produzidos, independente do método e do tipo de pó de grafite. No entanto, ainda encontram-se um pouco abaixo da média para tecidos moles, que é de 1540 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ (MADSEN *et al.*, 1978). O ajuste da velocidade de propagação do material para a faixa esperada mostraram-se uma das principais dificuldades do trabalho. Diferentemente de outros materiais normalmente

utilizados para a confecção de *phantoms*, a combinação de reagentes mostrou-se uma tarefa que ainda necessita ser mais explorada. Materiais usualmente usados como base, como o ágar e a gelatina, permitem alcançar valores mais próximos dos reais, porém trata-se de substâncias mais suscetíveis a contaminação biológica, apresentando assim uma durabilidade menor, limitando sua utilização nesta produção.

Substâncias descritas na literatura como agentes capazes de alterar este parâmetro não puderam ser utilizadas neste trabalho por fatores relativos à metodologia empregada no mesmo e às características do PVCP. O etanol, por exemplo, amplamente utilizado no ajuste de *phantoms* de ágar e gelatina (MADSEN *et al.*, 1978) possui um ponto de combustão inferior às temperaturas às quais o PVCP é submetido em seu preparo, tornando sua utilização inviável. O glicerol, também descrito na literatura como capaz de variar a velocidade de materiais como ágar (MADSEN *et al.*, 1978, CARVALHO *et al.*, 2009, CANNON *et al.*, 2011), não é solúvel no PVCP. Sendo assim, não foi possível obter uma mistura homogênea deste material com o material base, ocasionando uma separação dos reagentes em duas fases. Tal resultado explica porque tentativas anteriores a este trabalho mostraram que a glicerina não alterou a velocidade de propagação do PVCP (MAGGI, 2011). Experimentos conduzidos na tentativa de produzir *phantoms* com essa mistura resultaram em corpos de prova que apresentavam uma bolsa contendo toda a glicerina adicionada ao material, como pode ser visto na figura VI.1.

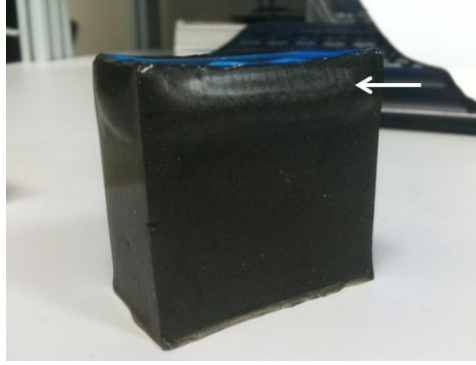


Figura VI.1 - Foto de um *phantom* de PVC produzido com a adição de grafite e glicerina. Seta branca: bolsa contendo glicerina.

Em se tratando das imagens, foi possível notar uma grande diferença no padrão visual quando comparadas as imagens dos *phantoms* de cada uma das metodologias propostas, bem como com o tipo de grafite utilizado. As imagens dos *phantoms* produzidos pelo método A apresentaram um aspecto mais hipocóico, característico do tecido adiposo presente na mama. Nota-se, no entanto, que por apresentarem coeficientes de atenuação com valores mais elevados, as imagens obtidas pelos *phantoms* confeccionados com o pó de grafite Micrograff HC11 e HC30 obtiveram um padrão ainda mais hipocogênico e não homogêneo, respectivamente.

Já os *phantoms* produzidos pelo método B, apresentaram imagens com aspecto mais hiperecóico, característicos da porção glandular da mama. Da mesma forma como foi observado com os *phantoms* do método A, aqueles produzidos por esse segundo método e com a utilização do pó de grafite Micrograff HC30 também apresentaram valores mais altos para o coeficiente de atenuação. Nesses *phantoms* nota-se, da mesma forma, um padrão não homogêneo em toda a profundidade do corpo de prova.

Após a análise de texturas das mesmas, optou-se por trabalhar apenas utilizando as metodologias A e B. Os resultados dessa etapa do trabalho mostraram que, apesar de possuírem propriedades acústicas bem diferentes, os parâmetros de textura analisados

mostraram-se semelhantes entre as metodologias B e C. Sendo assim, optou-se por fazer o estudo da atuação dos diferentes grafites a diferentes concentrações utilizando apenas as duas primeiras metodologias. No entanto, após a avaliação dos resultados desta etapa do trabalho, questionou-se a necessidade de estudar o comportamento de mais parâmetros de textura descritos na literatura (GÓMEZ, 2012) para comparação das metodologias. O objetivo seria investigar se a similaridade entre os métodos B e C permaneceria constante ou se este padrão se alteraria, uma vez que se observou que, em um dos parâmetros, os métodos B e C foram estatisticamente diferentes, enquanto que os métodos A e B foram semelhantes para este mesmo parâmetro em questão. Além disso, torna-se importante buscar, futuramente, traçar um estudo comparativo dos parâmetros de textura de imagens ultrassonográficas reais de mama com aquelas obtidas pelos *phantom*, para assim complementar e validar quantitativamente os protocolos de produção propostos.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÃO

A elaboração deste trabalho permitiu dar um passo a mais na tentativa de produzir um *phantom* que, futuramente, possa simular por completo as estruturas presentes na mama feminina. Juntamente com demais trabalhos desenvolvidos nessa área, relacionados ao estudo da produção de *phantoms* de lesões de mama, espera-se construir um banco de imagens padrão-ouro para viabilizar não só testes na área de desenvolvimento de *softwares* de processamento de imagens, bem como na utilização destes *phantoms* no treinamento de profissionais de Radiologia.

Os resultados deste trabalho mostraram que a formação de bolhas durante o preparo de *phantoms* pode influenciar fortemente nas propriedades acústicas dos mesmos, quando em grande quantidade. No entanto, quando reduzidas, tais bolhas permitem alcançar resultados satisfatórios quanto ao aspecto visual da imagem, sem que sejam feitas alterações críticas aos valores dos parâmetros acústicos. Desta forma, torna-se fundamental o cuidado com a etapa de retirada das bolhas na bomba de vácuo.

As imagens, juntamente aos resultados dos parâmetros acústicos alcançados mostraram que, pequenas alterações na conduta de manipulação de uma mesma mistura de reagentes foram capazes de permitir a produção de *phantoms* que podem simular características de diferentes tecidos.

Observou-se também, que a escolha do pó de grafite utilizado na mistura pode trazer alterações significativas na imagem final do *phantom* multicamada.

Ainda há alguns estudos que devem ser conduzidos para concluir essa etapa de investigação de protocolos de produção dos *phantom* com os materiais sugeridos neste trabalho. Sendo assim, torna-se importante continuar com as tentativas de ajuste da

velocidade de propagação dos mesmos, procurando novos materiais que possam auxiliar nessa função, bem como seguir com os estudos relacionados à avaliação do padrão de textura das imagens.

CAPITULO VIII
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BAKER, J. A.; KORNGUTH, P. J.; SOO, M. S.; WALSH, R.; MENGONI, P.
Sonography of solid breast lesions: observer variability of lesion description and
assessment. **American Journal of Roentgenology**, v. 172, n. 6, p. 1621 -1625,
1 jun 1999.
- BERG, W. A.; BLUME, J. D.; CORMACK, J. B.; MENDELSON, E. B.; MADSEN, E.
L. Lesion Detection and Characterization in a Breast US Phantom: Results of the
ACRIN 6666 Investigators1. **Radiology**, v. 239, n. 3, p. 693, 2006.
- BERNHARDT, P.; MERTELMEIER, T.; HOHEISEL, M. X-ray spectrum optimization
of full-field digital mammography: Simulation and phantom study. **Medical
Physics**, v. 33, p. 4337, 2006.
- BEVK, M; KONONENKO, I. A statistical approach to texture description of medical
images: A preliminary study,” in Proc. **15th IEEE Symp. Computer-Based
Med.Syst.** (CBMS 2002), pp. 239–244, 2002.
- BROWNE, J. Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test
phantoms. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 29, p. 1053-1060, jul 2003.
- CALAS, M. J. G.; KOCH, H. A.; DUTRA, M. V. P. Ultra-sonografia mamária:
avaliação dos critérios ecográficos na diferenciação das lesões mamárias.
Radiologia Brasileira, v. 40, fev 2007.
- CANNON, L. M., Fagan, A. J., Browne, J. E. (2011), “Novel Tissue Mimicking
Materials for High Frequency Breast Ultrasound Phantoms”, *Ultrasound in
Medicine and Biology*, v. 37, pp. 122-135.

CARVALHO, I. M.; BASTO, R. L. Q.; INFANTOSI, A. F. C.; KRÜGER, M. A. VON; PEREIRA, W. C. A. **Breast Ultrasound Imaging Phantom to Mimic Lesion Characteristics**. Santiago, Chile: [s.n.], 11 jan 2009.

CARVALHO, I. M.; BASTO, R. L. Q.; INFANTOSI, A. F. C.; KRÜGER, M. A. VON; PEREIRA, W. C. A. **Caracterização de lesões de mama em *phantom* para ultrassom**. Tiradentes, MG: [s.n.], 2010.

CARVALHO, I. M., BORBA, C. M., CHALCO, M. E. P. et al.. "Estudo Comparativo e Três Tipos de Pó de Grafite para Confecção de *Phantoms* Simuladores de Tecido Mamário", In: **Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, Porto de Galinhas - PE, pp. 1003-1007, 2012.

CARVALHO, I. M. **Desenvolvimento e caracterização de *phantoms* para simulação de lesões de mama com aspectos ultrassonográficos benignos e malignos**. Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2013.

FISH, P. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**. Chichester; New York ; New York NY USA: Wiley; Distributed in the U.S.A. Canada and Japan by A.R. Liss, 1990.

FOROOZANDEHASL, S. P.; JAAFAR, M. S. A study on breast phantom using ultrasound imaging systems. **Anais of the 2011 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST)**, [S.l.]: IEEE, 17 maio 2011.

GÓMES, W., PEREIRA, W. C. A., INFANTOSI, A. F. C. Analysis of Co-Occurrence Texture Statistics as a Function of Gray-Level Quantization for Classifying Breast Ultrasound , **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 31, no. 10, pp. 1889-1899, Oct. 2012.

GOSS, S. A.; JOHNSTON, R. L.; DUNN, F. Compilation of Empirical Ultrasonic Properties of Mammalian Tissue II. **Journal of Acoustic Society of America.**,

v. 68, n. 1, p. 93-108, mar, 1980.

HARALICK, R. M.; SHANMUGAM, K.; DINSTEN, I. Textural Features for Image Classification **IEEE Trans. Syst. Man Cybern.** vol. SMC-3, no. 6, pp. 610–621, Nov. 1973.

INCA. **Estimativa 2010 - Incidência de Câncer no Brasil.** . [S.l.]: Ministério da Saúde - Brasil. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2010/>>. Acesso em: 17 nov. 2011. , 2009

INCA. **Estimativa 2012** □: **incidência de câncer no Brasil.** . [S.l.]: Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, Coordenação Geral de Ações Estratégicas, Coordenação de Prevenção e Vigilância. – Rio de Janeiro □: Inca, 2011. Disponível em:

INCA, **Estimativa 2014 - Incidência de Câncer no Brasil - 2014 - INCA.** Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/estimativa-24012014.pdf>>. Acesso em: 15 mar. 2014.

JCGM 100:2008. Evaluation of measurement Guide to the expression of uncertainty in measurement. [S.l.]: JCGM 2008, 2008

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

LUBBERS, J.; GRAAFF, R. A simple and accurate formula for the sound velocity in water”, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v.24, pp. 1065–1068, 1998.

KOSSOFF, M. B. Ultrasound of the Breast. **World Journal of Surgery**, v. 24, p. 143-157, 1 fev 2000.

KUHL, C. K.; SCHRADING, S.; LEUTNER, C. C. *et al.*. Mammography, Breast Ultrasound, and Magnetic Resonance Imaging for Surveillance of Women at

High Familial Risk for Breast Cancer. **Journal of Clinical Oncology**, v. 23, n. 33, p. 8469 -8476, 20 nov 2005.

MADSEN, E. L.; BERG, W. A.; MENDELSON, E. B.; FRANK, G. R. Anthropomorphic Breast Phantoms for Qualification of Investigators for ACRIN Protocol 66661. **Radiology**, v. 239, n. 3, p. 869, 2006.

MADSEN, E. L.; KELLY-FRY, E.; FRANK, G. R. Anthropomorphic phantoms for assessing systems used in ultrasound imaging of the compressed breast. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 14 Suppl 1, p. 183-201, 1988.

MADSEN, E. L.; ZAGZEBSKI, J. A.; BANJAVIE, R. A.; JUTILA, R. E. Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. **Medical Physics**, v. 5, n. 5, p. 391-394, out 1978.

MADSEN, E. L.; ZAGZEBSKI, J. A.; FRANK, G. R.; GREENLEAF, J. F.; CARSON, P. L. Anthropomorphic breast phantoms for assessing ultrasonic imaging system performance and for training ultrasonographers: part I. **Journal of Clinical Ultrasound: JCU**, v. 10, n. 2, p. 67-75, fev 1982a.

MADSEN, E. L.; ZAGZEBSKI, J. A.; FRANK, G. R.; GREENLEAF, J. F.; CARSON, P. L. Anthropomorphic breast phantoms for assessing ultrasonic imaging system performance and for training ultrasonographers: part II. **Journal of Clinical Ultrasound: JCU**, v. 10, n. 3, p. 91-100, mar 1982b.

MAGGI, L. E. **Caracterização das Propriedades Acústicas de Novos Materiais Visando a Confecção de Phantoms Ultrassônicos**. Programa de Engenharia Biomédica: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

MAGGI, L. E., COSTA JUNIOR, J. F. S., CORTELA, G., REIS, L. C., von KRÜGER, M. A., PEREIRA, W. C. A. "Estudo da incerteza de 3 métodos de estimação da velocidade longitudinal ultrassônica", In: **Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, Porto de Galinhas - PE, pp. 1771-1775, 2012.

MOORE, K. L. Anatomia - Orientada para Clínica, 3ª edição, 1994.

NATICK, Ed., Matlab R2011a. Image Processing Toolbox. Natick, MA: MathWorks, 2011.

SOH, L. K.; TSATSOULIS, C. Texture analysis of SAR sea ice imagery using gray level co-occurrence matrices. **IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.**, vol. 37, no. 2, pp. 780–795, Feb. 1999.

SPIROU, G. M.; ORAEVSKY, A. A.; VITKIN, I. A.; WHELAN, W. M. Optical and acoustic properties at 1064 nm of polyvinyl chloride-plastisol for use as a tissue phantom in biomedical optoacoustics. **Physics in Medicine and Biology**, v. 50, n. 14, p. N141-153, 21 jul 2005.

STAVROS, A. T. New Advances in Breast Ultrasound: Computer-Aided Detection. **Ultrasound Clinics**, v. 4, p. 285-290, jul 2009.

VIEIRA, A. V.; TOIGO, F. T. Classificação BI-RADSTM: categorização de 4.968 mamografias. **Radiologia Brasileira**, v. 35, jul 2002.

VIEIRA, S. L.; PAVAN, T. Z.; JUNIOR, J. E.; CARNEIRO, A. A. O. Paraffin-gel tissue-mimicking material for ultrasound-guided needle biopsy phantom. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 39, n. 12, p.2477-2484, jun 2013.

WHO. **World Cancer Report 2008**. . [S.l.]: IARC Press,. Disponível em:
<http://www.iarc.fr/en/publications/pdfs-online/wcr/2008/wcr_2008.pdf>.
Acesso em: 4 nov. 2011. , 2008

WHO | **Cancer**. Disponível em:
<<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>>. Acesso em: 4 nov. 2011.