

PHANTOMS PARA CARACTERIZAÇÃO DA RESOLUÇÃO AXIAL E
LATERAL EM BIOMICROSCOPIA ULTRA-SÔNICA

Kelly Zolli Alves

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Maurício Saldanha Motta, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2006

ALVES, KELLY ZOLLI

Phantoms para caracterização da
resolução axial e lateral em
biomicroscopia ultra-sônica [Rio de
Janeiro] 2006

XII, 58 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M. Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Tese - Universidade Federal do Rio
de Janeiro, COPPE

1. Confecção de *phantoms*
2. Biomicroscopia ultra-sônica

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedico este trabalho aos meus pais e ao meu irmão, pelo apoio, incentivo e cuidados diários. Porque mesmo tão longe se fizeram presentes e muito necessários para o desenvolvimento e, principalmente, finalização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela vida, e por ter colocado tantos amigos que foram importantes nesta fase de realização e conclusão de mais uma etapa.

À minha Família por todo cuidado, apoio e confiança dedicada a mim.

Ao meu namorado pela companhia, dedicação, afeto, amor, compreensão e cuidado.

A toda família do “PEB”, funcionários que tanto colaboram com este trabalho, principalmente ao Amauri, Sabrina e Anaclayde, sempre solícitos aos meus incansáveis pedidos.

Ao meu orientador pelo brilhante trabalho, pelas horas a mim dedicadas, pela tranquilidade, paciência e seriedade com qual pude contar, sem a qual não teria obtido êxito.

Com muito carinho agradeço aos professores e grandes amigos Wagner Coelho e Marco Antônio von Krüger, por terem sido muito mais que professores e, principalmente, pelo grande apoio nos momentos de dificuldades (que incluem estresse, choro e afins!).

A todos meus muitos amigos que direta ou indiretamente colaboraram até mesmo aqueles que estão longe, como minha amiga Luciana Sant’Anna sempre torcendo por mim.

Aos meus orientadores da iniciação científica, Solange V. Brandolini, Mário Geraldo de Carvalho e Ronald Bastos Freire por terem indicado o caminho.

Meus grandes amigos Thiago Corrêa do Quinto, Julio S. Dutra, Jackeline Lizeu, Márcio Luiz e Hatus Viana pelo grande envolvimento e ajuda em todas as etapas deste trabalho, principalmente ao “Thi” por todo esforço e tempo, aprendendo para ensinar.

As minhas “irmãs de casa” Fabiana Maia, Ana Cecília e Ivanilza, que são parte importante em minha vida, pela convivência e apoio diário.

As minhas amigas Lorena e Mônica pela maravilhosa convivência, pela ajuda nos experimentos, na tese de modo geral e, principalmente, pela alegria diária proporcionada por estas amizades.

Às minhas amigas de curso Isabela Miller, Lílian Moraes, Viviane Abrunhosa e Jaqueline Burigo pelo carinho, incentivo, interesse, cumplicidade, afeto e por toda ajuda neste trabalho.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

Resumo da dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de mestre em ciências (M. Sc.).

PHANTOMS PARA CARACTERIZAÇÃO DA RESOLUÇÃO AXIAL E LATERAL
EM BIOMICROSCOPIA ULTRA-SÔNICA

Kelly Zolli Alves

MAIO /2006

Orientador: João Carlos Machado

Programa: Engenharia Biomédica

A biomicroscopia ultra-sônica é um método não invasivo de aquisição de imagens análogo ao sistema modo-B convencional, porém utilizando frequências maiores que 20 MHz. Os *phantoms* disponíveis comercialmente são para equipamentos de imagens de ultra-som convencional, trabalhando com frequências menores que aquelas empregadas com BMU. Portanto, considerando a falta de *phantoms* comerciais para BMU e tendo em vista o seu desenvolvimento, faz-se necessário o controle de qualidade e calibração destes sistemas de imagem. Esta dissertação trata da confecção de *phantoms* para calibrar as resoluções lateral e axial de instrumentação de BMU. Para resolução lateral foi confeccionado um *phantom* com lâminas de aço inox (110 μm de espessura), colocadas sobre uma placa de epóxi e lado a lado, constituindo uma fenda em forma de “V”. A separação máxima entre as bordas da fenda é de 430 μm , tornando o *phantom* capaz de calibrar resolução lateral de BMU operando a partir de 20 MHz. Para a resolução axial os *phantoms* foram feitos com empilhamento de até cinco camadas de filmes poliméricos de PVDF e PVC, com diferentes espessuras. Os resultados demonstram que esses *phantoms* são aptos para classificar resolução axial entre 33,78 e 167,37 μm .

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

*PHANTOMS TO CHARACTERIZE AXIAL AND LATERAL RESOLUTIONS IN
ULTRASOUND BIOMICROSCOPY*

Kelly Zolli Alves

MAY /2006

Advisor: João Carlos Machado

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound biomicroscopy (UBM) is a noninvasive method of image acquisition, analogous to conventional B-mode system but obtained with frequencies greater than 20 MHz. Commercially available phantoms are designed to be used with the conventional ultrasound image machines, working at frequencies lower than those employed by UMB. Therefore, considering the lack of commercial phantoms for UBM and the frequent development of these image systems, it is necessary and important the construction of phantoms to be used as a calibration tool of UBM systems. The present dissertation describes a method to manufacture two types of UBM phantoms: one designed to determine the lateral resolution and another one to calibrate axial resolution. The phantom for lateral resolution was made with two stainless steel blades (thickness of 100 μm) fixed over an epoxy plate and side by side, forming a "V" shaped groove. The maximum separation between the groove borders is 430 μm , enabling lateral resolution calibration of UBM systems starting at 20 MHz. The other phantom, used to determine axial resolution, was made stacking up to five polymeric thin films of PVFD or PVC with different thickness. The results demonstrate that these phantoms are able to classify axial resolution between 33,78 and 167, 37 μm .

Índice

CAPÍTULO I: Introdução	1
CAPÍTULO II: Revisão Bibliográfica	4
CAPÍTULO III: Fundamentação Teórica	10
III.1 - Penetração versus Frequência	10
III. 2 - Avaliação da Qualidade da Imagem	11
CAPÍTULO IV: Metodologia	15
IV.1 - Materiais usados na confecção dos <i>Phantoms</i> para resolução axial.....	15
IV.2 - Medição das propriedades acústicas dos filmes poliméricos	18
IV.3 - Medição da velocidade do ultra-som e espessura dos filmes equivalente ao tecido biológico	19
IV.3.1 - Alinhamento do transdutor com o refletor.....	20
IV.3.1.1 - Controle da temperatura.....	22
IV.3.2 - Montagem das amostras na safira.....	25
IV.3.3 - Aquisições das imagens.....	27
IV.3.4 - Medição da velocidade do ultra-som na amostra, pelo Método 1	28
IV.3.5 - Medição da velocidade do ultra-som na amostra, pelo Método 2	31
IV.4 - Confecção dos <i>Phantoms</i> para resolução axial.....	35

VI.5 - Imagens de microscopia dos cortes de <i>phantoms</i>	38
IV.6 - <i>Phantom</i> para resolução lateral.....	39
CAPÍTULO V: Resultados	43
V.1 – <i>Phantoms</i> para resolução axial	43
V.2 – <i>Phantoms</i> para resolução lateral.....	50
CAPÍTULO VI: Discussão	53
CAPÍTULO VII: Conclusão	55
Referências Bibliográficas	56

Índice de Figuras

Figura III.1 - Relação entre abertura do transdutor e a distância focal	12
Figura IV.1 - Relógio comparador	16
Figura IV.2 - Fluxograma do sistema pulso-eco	18
Figura IV.3 - Manipuladores lineares micrométricos	20
Figura IV.4 - Alinhamento do transdutor com a safira	21
Figura IV.5 - Recipiente da amostra	22
Figura IV.6 - Controlador de temperatura (PID)	23
Figura IV.7 - Gráfico da temperatura (25°C).....	24
Figura IV.8 - Gráfico da temperatura (35°C).....	25
Figura IV.9 - Suporte da amostra contendo a janela.....	26
Figura IV.10 - Etapas da montagem do material no refletor	27
Figura IV.11 - Imagnes de BMU dos filmes	28
Figura IV.12 - Sinal dos ecos da face anterior e posterior do PVC-1	29
Figura IV.13 - Esquema da montagem dos filmes (Método 2).....	32
Figura IV.14 - Esquema do Método 2	33
Figura IV.15 - Gráfico dos sinais de eco da superfície refletora	34
Figura IV.16 - Prensa adaptada para confecção dos <i>phantoms</i>	36
Figura IV.17 - Vista lateral superior da serra circular	37
Figura IV.18 - Cortes dos filmes Empilhados	38
Figura IV.19 - Lâminas que compõem o <i>phantom</i>	39
Figura IV.20 - Marcador (Lâmina de inox)	40
Figura IV.21 - Representação esquamática do <i>phantom</i> de resolução lateral	40
Figura V.1 - Seção transversal do <i>phantom</i> de PVDF-1	43
Figura V.2 - Seção transversal do <i>phantom</i> de PVDF-2	44

Figura V.3 - Seção transversal do phantom de PVC-1	45
Figura V.4 - Seção transversal do phantom de PVC-2	46
Figura V.5 - Imagem de BMU do <i>phantom</i> PVC-1	47
Figura V.6 - Imagem de BMU ampliada, do phantom PVDF-1	48
Figura V.7 - Imagem de BMU do phantom PVDF-2.....	48
Figura V.8 - Imagem de BMU do phantom PVC-2	49
Figura V.9 - <i>Phantom</i> para resolução lateral	50
Figura V.10 - Imagem de BMU do <i>Phantom</i> para resolução lateral.....	51
Figura V.11 - Imagem de BMU da distância mínima entre as fendas do <i>phantom</i>	51
Figura V.12 - Gráfico com valores da distância da fenda.....	52

Índice de Tabelas

Tabela III.1 - Características do feixe de alguns transdutores.....	14
Tabela VI.1 - Espessura e classificação dos filmes.....	17
Tabela IV.2 - Velocidades dos filmes	30
Tabela IV.3 - Espessura equivalente ao tecido biológicos dos filmes	31
Tabela IV.4 - Distância de separação da fenda no ponto da varredura	41
Tabela V.1 - Coeficiente de variação de cada camada do <i>phantom</i> de PVDF-1.....	44
Tabela V.2 - Coeficiente de variação de cada camada do <i>phantom</i> de PVDF-2.....	45
Tabela V.3 - Coeficiente de variação de cada camada do <i>phantom</i> de PVC-1.....	45
Tabela V.4 - Coeficiente de variação das camada do <i>phantom</i> de PVC-1 e PVC-2.....	46

CAPÍTULO I

Introdução

A visualização ultra-sônica, com resoluções microscópicas de tecidos vivos é referida na literatura como microscopia ultra-sônica por retro-espalhamento, biomicroscopia ultra-sônica (BMU), ultra-som de alta frequência ou ultra-som de frequência muito alta. O termo biomicroscopia ultra-sônica tem sido utilizado por alguns pesquisadores devido à analogia ao microscópio óptico (FOSTER *et al.*, 2000).

A biomicroscopia ultra-sônica consiste de um método não invasivo de aquisição de imagens. Por isso, tem se tornado cada vez mais relevante. A obtenção das imagens de BMU é semelhante à do modo-B convencional. Todavia, a instrumentação para BMU opera em frequências elevadas, entre 20 e 100 MHz.

O surgimento da biomicroscopia ultra-sônica despertou um grande interesse em diversas áreas, pois é uma técnica de grande potencial de aplicação. No entanto, para que haja um controle de qualidade desses sistemas de imagens, faz-se necessária a utilização de *phantoms*, os quais se prestam para atividades tais como:

- calibração de equipamentos;
- controle de qualidade das imagens;
- detecção de defeitos e;
- treinamento.

Além da ultra-sonografia, existem *phantoms* usados para: Tomografia Computadorizada, Imagem de Ressonância Magnética, Mamografia, Medicina Nuclear, Radiografia, entre outros.

De acordo com PHILLIP e PARKER (1998), existem geralmente dois componentes necessários para um procedimento efetivo da avaliação do desempenho de equipamentos de imagem ultra-sônicas: 1) objetos de testes padrões e; 2) métodos para avaliar a eficiência de medida do sistema sob avaliação ou objetos de teste de imagem.

Segundo o *American Institute of Ultrasound in Medicine* (AIUM, 1991), os *phantoms* para imagem ultra-sônica consistem tipicamente de um grupo de alvos e elementos embutidos em alguns tipos de materiais, contendo diferentes propriedades relacionadas com a propagação de ondas acústicas.

Para padronização dos testes com os *phantoms* utilizados na instrumentação de ultra-som, vários documentos foram elaborados, tais como: *Ultrasonics-Real time pulse-echo systems – Test procedures to determine performance specifications* (IEC, 1996); *Standard Methods for Measuring Performance of Pulse-Echo Ultrasound Imaging* (AIUM, 1990) e *Methods For Specifying Acoustic Properties of Tissue Mimicking Phantoms and Objets* (AIUM, 1995).

Alguns dos parâmetros relacionados com a instrumentação de imagem a serem medidos por meio de *phantoms* advêm dos documentos citados, sendo eles: resoluções lateral e axial, zona morta, contraste, faixa dinâmica, uniformidade da imagem, espessura da fatia da região de interesse, largura de banda, detectabilidade do vazío esférico, erros de exibição e registro, profundidade da penetração e precisão do sistema de medidas (GOODSITT *et al.* 1998; IEC 1930, 1996).

Atualmente, existem *phantoms* de vários tipos que são utilizados em grande escala para testar o desempenho dos equipamentos de imagens médicas convencionais. Isto porque eles simulam a atenuação e propriedades de absorção de tecidos humanos.

Os *phantoms* comerciais usados hoje em dia, juntamente com instrumentação de ultra-sonografia convencional, operam com frequências inferiores àquelas empregadas

com a BMU. Diante desse fato e considerando a inexistência de *phantoms* comerciais para BMU, assim como, o atual desenvolvimento desses sistemas de imagem com frequências elevadas, torna-se importante a construção de *phantoms* capazes de realizar a devida calibração desses sistemas.

Este trabalho de dissertação tem como objetivo o domínio das técnicas de confecção de *phantoms* usados para instrumentação de BMU. Para tal, fez-se um estudo dos parâmetros a serem medidos, seguindo-se com a caracterização acústica dos materiais usados na construção dos *phantoms* e, finalmente, obtendo-se imagens dos *phantoms* através de um sistema de BMU.

Os *phantoms* construídos nesta dissertação de mestrado apresentam dimensões milimétricas, prestam-se para avaliar as resoluções típicas do BMU e são apropriados para determinar as resoluções lateral e axial de um sistema de BMU. Foi evitada a utilização de materiais biológicos na confecção desses *phantoms*, devido ao limitado tempo de vida útil causado por desidratação ou contaminação por microorganismos.

O Capítulo II é composto de uma revisão bibliográfica de *phantoms* incluindo os utilizados para BMU. No Capítulo III serão apresentados os fundamentos teóricos importantes na definição de determinados parâmetros, estes relacionados ao campo acústico de BMU, que servem de especificação para a construção dos *phantoms*. Posteriormente, no Capítulo IV são caracterizados os materiais usados em cada etapa e o detalhamento da montagem dos *phantoms*, assim como, o controle de temperatura do sistema. No Capítulo V são apresentados os resultados, no capítulo VI é feita uma discussão geral do trabalho e a conclusão.

CAPÍTULO II

Revisão Bibliográfica

Como visto no Capítulo I, a avaliação efetiva do desempenho dos equipamentos de imagem é realizada por objetos de teste padrões (*phantoms*). A literatura relata uma grande quantidade de *phantoms* com uma variedade imensa de aplicações e diferentes tipos de padrões medidos. Os relatos do uso de *phantoms* para calibração de equipamentos que utilizam frequências baixas, como o ultra-som convencional, (abaixo de 20 MHz) são muito mais frequentes. Em equipamentos que utilizam frequências muito elevadas não há ainda muita descrição sobre a construção desses *phantoms* específicos, devido ao recente surgimento deste tipo de instrumentação. Da mesma forma, desconhece-se a existência de normas ou de recomendações técnicas relativas aos procedimentos para testes de calibração de instrumentação do tipo BMU, baseadas com o emprego de *phantoms*.

Devido à importância dos sistemas de avaliação e testes de equipamentos de imagens, vários parâmetros de avaliação foram padronizados. Assim, muitos tipos de *phantoms* foram elaborados. São compostos de diversos materiais simuladores de tecido, que podem ser materiais biológicos, tais como ágar, gelatina (MOKHTARI-DIZAJI, 2001), açúcar misturada com gelatina e sílica (PEREIRA *et al.*, 2003); e gel a base de leite condensado, ou materiais sintéticos tais como borracha, epóxi, esferas de vidro, uretano, etc. (BROWNE *et al.* 2003).

MADSEN *et al.*, (1998) introduziram o leite evaporado como um material simulador de tecido, usando-o como componente de absorção primária. Este material

pode ser produzido na forma sólida ou líquida e suas propriedades ultra-sônicas têm-se mostrado estáveis por mais de dois anos e meio.

BROWNE *et al.*, (2003) avaliaram o desempenho de três materiais simuladores de tecido comerciais: ZerdineTM, Gel a base de leite condensado, Uretano e um não comercial a base de ágar. Os dados obtidos neste estudo foram de extrema importância para melhorar o conhecimento do comportamento acústico dos materiais utilizados como *phantoms* de acordo com variações da temperatura e frequência da onda, podendo assegurar a acurácia e precisão das medidas obtidas durante o controle de qualidade e testes de desempenho de instrumentação ultra-sônica.

No trabalho de PHILIPE *et al.*, 1998, um *phantom* foi fabricado utilizando um material sintético pela técnica de filme fino, que permite uma precisa deposição dos “espalhadores digitais”, os quais podem produzir alvos de testes (*phantoms*) com formatos sofisticados, similares àqueles que são largamente usados em imagem científica para avaliar visores, impressoras e sistemas de imagens eletrônicas. Há um controle preciso de ecogenicidade e dos padrões de alvos.

A exigência para construção de tais alvos de imagens de ultra-som inclui esta distribuição precisa de espalhadores na superfície de um ou mais substratos com controle da concentração e distribuição dos espalhadores. O objeto de teste foi construído com substrato de superfície plana apoiado a um modelo espacial teste de espalhadores (dispersores) digitais produzido por uma técnica apropriada de deposição de filmes finos. Com ensaios realizados com este tipo de *phantom*, concluiu-se que esses corpos de prova permitem o estabelecimento de padrões de caracterização em termos de imagens e equipamentos de ultra-som.

Estes objetos de teste podem ser usados em conjunto com métodos de avaliação padrão e equipamentos para aumentar as capacidades de suas faixas de aplicações.

A seguir, serão descritos vários tipos de *phantoms* desenvolvidos para aplicação de testes de desempenho dos equipamentos que utilizam altas frequências (20-100 MHz), como os equipamentos de BMU. Nestas frequências as descrições mais comuns são para ultra-som intravascular.

LI *et al.*, (1998) analisaram um método para medição de velocidade e volume do fluxo sanguíneo, a partir dos sinais de RF obtidos a 30 MHz por ultra-som intravascular (utilizaram-se *phantoms* e porcos para análise *in vivo*). O *phantom* foi utilizado para estudo da relação entre a correlação da radio frequência (RF) e a velocidade do fluxo sanguíneo. Foi construído com um tubo plástico longo (40 cm, de *plexiglas*) com uma bomba hidráulica, usada para gerar o perfil parabólico do fluxo. O diâmetro interior do tubo foi de 4 mm. A taxa de fluxo foi controlada por uma válvula e foi usada água com agente de contraste (QuantisonTM, Andaris,UK). Os resultados demonstram que o método de correlação pode medir a velocidade do sangue, numa seção transversal completa de um vaso, com resolução espacial suficiente para fazer o mapeamento colorido do fluxo.

Em 1993, FOSTER *et al.*, desenvolveram um *phantom* para avaliar as resoluções axial e lateral de sistemas de ultra-som intravascular (40-65 MHz). O *phantom* foi construído com fibras de vidro, com diâmetro de 40 μm , posicionadas paralelas umas as outras e espaçadas de 550 μm , até completarem um arranjo com 5 mm de comprimento. O conjunto das fibras, imerso em água, foi usado para determinar a caracterização de alguns transdutores quanto às resoluções axial e lateral, assim como quanto à distância do foco. Para transdutores operando em 45 MHz foram obtidas resoluções lateral e axial de 100 μm e 55 μm , respectivamente.

A literatura relata ainda que foram elaborados outros protótipos de *phantoms* para avaliação das imagens da alta frequência, como os utilizados por RYAN e

FOSTER (1997) para ultra-som intravascular, com frequência de 42 MHz, constituído por uma matriz gelatinosa de ágar com espalhadores de sílica amorfa aderidos. As propriedades ultra-sônicas desses materiais, como velocidade da onda e coeficiente de atenuação foram medidas, apresentando uma boa correspondência com valores típicos para amostras de tecido arterial humano. As propriedades mecânicas dos modelos de *phantoms* foram controladas pela variação da concentração de gelatina usada na matriz. Com este trabalho foi possível concluir que esses *phantoms* constituem modelos adequados para o uso no desenvolvimento de novas aplicações de imagens de ultra-som intravascular, tais como ensaios da elasticidade regional da artéria.

Mais recentemente, foi proposto por BRUNETTE *et al.*, (2001) um *phantom* composto de três camadas para simular aquelas que compõem a parede arterial: íntima, média e adventícia. As camadas do *phantom* foram feitas com componentes à base de ágar, água, glicerol e partículas de celulose. Quatorze *phantoms* foram quantificados usando ultra-som intravascular (IVUS) e seis foram avaliados pelo IVUS e por fotomicroscopia. Os resultados demonstraram que foi possível obter um *phantom* multicamada, com dimensões conhecidas, características geométricas e propriedades ultra-sônicas muito mais reais que as dos *phantoms* até então desenvolvidos. Este *phantom* deve ser usado para calibração de equipamentos de IVUS e para validar algoritmo de segmentação automática ou técnicas de caracterização de tecidos.

ZHOU *et al* propuseram, em 2002, *phantoms* para avaliar instrumentação de BMU multifrequência. O equipamento de BMU utilizava a faixa de frequências de 19-55 MHz para gerar imagens bidimensionais, estando integrado a um ultra-som Doppler. (ZHOU *et al.*, 2002).

O *phantom* foi construído com filamentos de vidro paralelos, imersos em água e separados por 1000, 500, 200, 100 e 50 μm . O arranjo de filamentos foi colocado de

forma perpendicular ou paralela ao feixe de ultra-som para determinar a resolução lateral e axial, respectivamente. Para a determinação de distorção na imagem, foi usado um outro tipo de *phantom* consistindo de duas cavidades cilíndricas preenchidas com líquido e imersas em um bloco de agarose. Uma das cavidades tinha 1000 μm de diâmetro e a outra 460 μm .

Os resultados para resolução lateral ficaram entre 50 e 100 μm para todas as frequências. Em termos de resolução axial, foi possível detectar a separação de 100 μm entre as fibras de vidro para toda a faixa de frequências.

Imagens das cavidades cilíndricas na agarose mostraram que o sistema de biomicroscopia ultra-sônica usado introduzia uma distorção não observada na imagem. O sistema de biomicroscopia gerou imagens da cavidade cilíndrica em todas as frequências (19-55 MHz).

PEREIRA *et al.*, (2003) construíram um *phantom* para ser usado com instrumentação de BMU em 50 MHz e para mimetizar paredes de artérias coronárias. O *phantom* foi construído com três camadas de gelatina misturada com sílica, cada uma com aproximadamente 300 μm de espessura e com uma concentração diferente de açúcar. A presença de açúcar com diferentes concentrações proporcionou uma velocidade de propagação da onda controlada dependente, de forma diferente, com a temperatura para cada camada.

No trabalho de HUANG *et al.*, (2005) uma técnica de alvos de fios (*wire targets*) foi usada para medir o perfil do feixe lateral de um transdutor focado, mono-elemento, em uma faixa de frequência muito alta (35-60 MHz). Dois alvos de fios, feitos de tungstênio, com 9 cm de comprimento (8 μm e 20 μm diâmetro), foram usados com um sistema pulso-eco para medir o perfil do feixe lateral e o plano focal de dois elementos simples, (transdutores focados). Foram realizadas medidas para comparação, nos

mesmos transdutores, por três hidrofones de aberturas pequenas, com diâmetro geométrico variando de 37 μm a 150 μm .

Os resultados das duas técnicas (alvo de fios, e hidrofone) foram comparados. O método alvo de fios provavelmente superestimou o tamanho do pulso por causa da atenuação adicional, pelo modo de transmissão e recepção.

CAPÍTULO III

Fundamentação Teórica

Os recentes avanços em ultra-sonografia clínica requerem sistemas capazes de produzir imagens de alta qualidade para fácil detecção e monitoramento de vários estágios de doenças, desenvolvimento embriológico, entre outras aplicações. Nesta seção será descrito resumidamente o equacionamento de parâmetros importantes e fundamentais para a qualidade da imagem obtida com instrumentação do tipo BMU.

III.1 - Penetração versus Frequência

Considerando as propriedades acústicas das ondas sonoras, uma melhora na resolução de um sistema de imagem seria alcançada, teoricamente, pelo aumento da frequência utilizada. Porém, existe um custo para esse aumento na resolução. As ondas de maiores frequências são mais atenuadas pelos tecidos e por isso sua penetração é menor.

Apesar do grande progresso na área de BMU, o aumento dessas perdas dos sinais nos tecidos, que são associados com as altas frequências do ultra-som, continua limitando a profundidade de penetração da onda e, portanto, a qualidade da imagem para regiões mais profundas. Este compromisso entre resolução e penetração faz com a aplicação da BMU fique um pouco restrita ao estudo de tecidos superficiais. Assim, a otimização de um transdutor sensível e as propriedades do foco são os fatores críticos na continuação da evolução desses sistemas de imagem (FOSTER *et al.*, 1993).

Uma vez que a instrumentação de BMU opera em frequências elevadas, entre 20 e 100 MHz, a penetração alcançada nos tecidos biológicos situa-se entre 4 e 7 mm. A resolução desses sistemas está na faixa de 20 a 200 μm (FOSTER *et al.*, 2000).

III. 2 - Avaliação da Qualidade da Imagem

O resultado de desempenho de qualquer *scanner* de imagem é determinado, principalmente, pela frequência da onda, geometria do transdutor e propriedades do tecido de acordo com as leis da difração (FOSTER *et al.*, 2000). Os diagnósticos que utilizam imagens de ultra-som estão frequentemente relacionados com a resolução, alcançada em uma imagem, que representa a capacidade de um equipamento em detectar distância mínima entre dois pontos refletores para que estes sejam detectados como pontos independentes na imagem correspondente.

Segundo FOSTER *et al.* (2000), a qualidade da imagem de BMU é determinada inicialmente pela distribuição do feixe (Resolução Lateral) e a largura de banda do pulso de ultra-som (Resolução Axial). A resolução lateral é a capacidade de um equipamento de diferenciar entre dois pontos localizados em um plano perpendicular ao feixe, isto é, estruturas adjacentes que estão posicionadas a uma mesma distância da face do transdutor. É determinada pelas propriedades de um transdutor focado. O relatório técnico IEC-1390/96 (ICE – 1390, 1996) define a resolução lateral como um indicador da capacidade de um equipamento em distinguir e exibir os sinais de eco provenientes de duas estruturas (ou alvos) adjacentes minimamente espaçadas, perpendiculares ao eixo do feixe e posicionadas em uma profundidade específica.

A largura completa (FW- *full width*) de -6 dB (FW-6dB) do feixe ultra-sônico na região focal é dada por FOSTER *et al.* (1993) como sendo:

$$FW(-6\text{ dB}) = cf / (vd) = \lambda (f / \text{número}), \quad (\text{III.1})$$

onde c é a velocidade do som, f é a distância focal do transdutor, v é a frequência do ultra-som, d é a abertura do transdutor focalizado, λ é o comprimento da onda e o $f / \text{número}$ ($f/\#$) é a relação entre a distância focal e a abertura do transdutor. A zona focal do feixe é a região na qual as frentes de onda atingem um máximo de convergência, após a qual divergem indefinidamente. A distância focal é a distância entre a face do transdutor e o ponto da zona focal onde o feixe possui maior intensidade média.

A **Figura III.1** explicita, de forma gráfica, o que foi dito anteriormente em termos do compromisso entre o $f/\#$ e a resolução lateral de um feixe ultra-sônico.

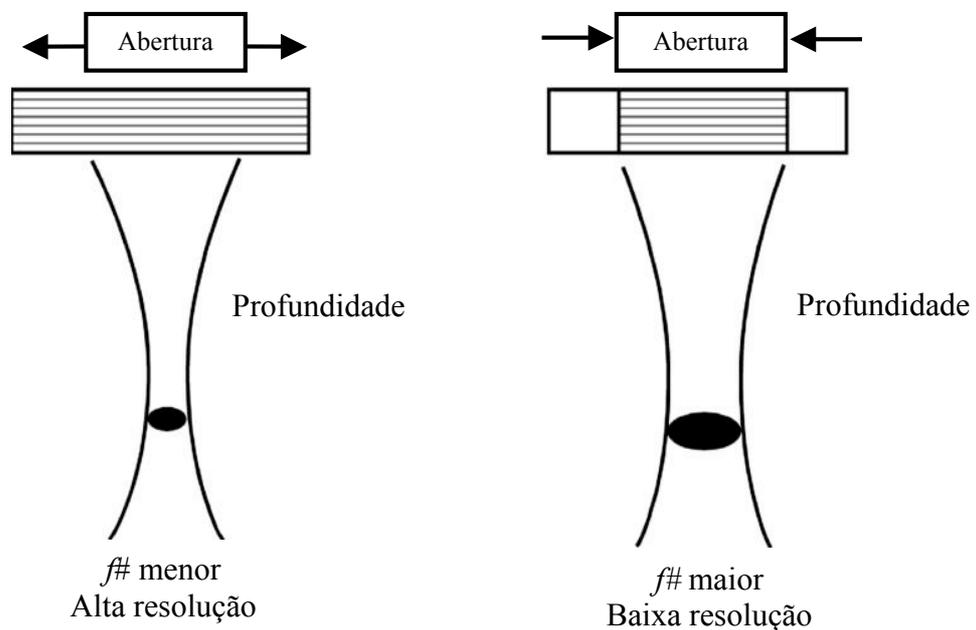


Figura III.1 - Influência do tamanho da abertura do transdutor sobre a característica do feixe ultra-sônico, considerando dois transdutores com a mesma distância focal. Na representação da esquerda, a abertura maior implica em $f/\#$ menor e

consequentemente melhor resolução. Já a representação da direita é a do transdutor de menor abertura, $f/\#$ maior, e consequentemente pior resolução.

Assim, a resolução lateral, R_{lat} , pode ser calculada através da equação (III. 2) para a região focal de um transdutor como sendo:

$$R_{lat} = \bar{\lambda} \left(\frac{\text{distância focal}}{\text{diâmetro}} \right) = \lambda(f/\#) \quad (\text{III.2})$$

onde $\bar{\lambda}$ é a média do comprimento de onda do espectro do pulso de ultra-som (FOSTER *et al.*, 2000).

A resolução axial, R_{ax} , representa a capacidade de um equipamento de diferenciar dois pontos refletores situados no mesmo eixo do feixe ultra-sônico (FEIJÓO *et al.*, 1998). Neste caso os alvos estão posicionados ao longo de um eixo paralelo ao plano de varredura. A resolução axial depende, primariamente, da largura de banda do pulso de onda emitido. Sua representação matemática é dada por (FOSTER *et al.*, 2000):

$$R_{ax} = \frac{1}{2} \frac{c}{BW}, \quad (\text{III.3})$$

onde c é a velocidade do som e BW é a largura de banda do pulso emitido pelo transdutor.

Uma resolução axial típica de 50 μm pode ser alcançada a uma frequência de aproximadamente 60 MHz com um transdutor possuindo um $f/2$. Isso representa uma resolução aproximadamente 10 vezes maior em relação à obtida por um instrumento clínico ultra-sônico convencional.

Na **Tabela III.1** observa-se as características do feixe de vários transdutores de alta frequência (FOSTER *et al.*, 2000) usados na BMU, no que se refere às resoluções lateral e axial assim como à profundidade de campo, *DOF* (do inglês *depth of field*). *DOF* é o parâmetro que expressa o tamanho da região do campo dentro da zona focal, determina a profundidade da zona focal em função das características do feixe de ultrassom.

Segundo FOSTER *et al.* (2000), a *DOF* para transdutores focalizados pode ser calculada pela seguinte equação:

$$DOF = 7.0\bar{\lambda} (f / \text{número})^2. \quad (\text{III.4})$$

Da equação anterior é possível observar que existe uma relação quadrática entre a o tamanho da região focal e o $f/\#$. Por outro lado, frequências maiores ($\bar{\lambda}$ menores) também fazem diminuir a *DOF*.

Tabela III.1 - Características dos feixes de vários transdutores, quanto à resolução e profundidade de penetração (FOSTER *et al.*, 2000).

	30 MHz (5 mm de diâmetro não focado)	60 MHz (focado, f/3)	100 MHz (focado, f/4)
Resolução lateral	250 μm	75 μm	60 μm
Resolução axial	62 μm	31 μm	19 μm
Profundidade de campo	2,5 mm	1,6 mm	1,6 mm

CAPÍTULO IV

Metodologia

Neste item será abordada a caracterização acústica dos filmes poliméricos com potencial para o uso na confecção dos *phantoms* desenvolvidos nessa dissertação. Também será relatado o sistema de posicionamento e a montagem dessas amostras no meio, a caracterização da velocidade do ultra-som e da espessura equivalente no tecido biológico e a descrição da confecção de *phantoms* para resolução axial e lateral, assim como a do controle da temperatura na câmara que contém a amostra estudada.

IV.1 - Materiais usados na confecção dos *Phantoms* para resolução axial

A escolha dos materiais utilizados na confecção dos *phantoms* foi determinada principalmente pelas propriedades acústicas. Estas devem apresentar-se adequadas para a calibração dos equipamentos de BMU. Também foi observada a durabilidade desses materiais, a facilidade de acesso, identificação e manuseio para montagem dos *phantoms*.

Inicialmente, a espessura do material foi o critério para seleção de vários filmes poliméricos. A maioria desses materiais foi adquirida em lojas de escritório e em papelarias. Além desses, outros polímeros sintetizados e fornecidos pelo IMA (Instituto de Macromoléculas da UFRJ) e, ainda, o polímero PVDF (*polyvinylidene difluoride*) com espessura de 50 e 110 μm . Assim, foram utilizados quatorze filmes nos ensaios de caracterização acústica.

A espessura dos filmes foi medida por meio de um relógio comparador (modelo n.º 2113-10; Mitutoyo, Brasil). O relógio foi adaptado a uma mesa de desempenho (modelo 215-421; Mitutoyo, Brasil). Os materiais foram colocados sobre a mesa, como ilustrado na **Figura IV.1** e o relógio, disposto sobre o filme polimérico, registrava suas variações de espessura.

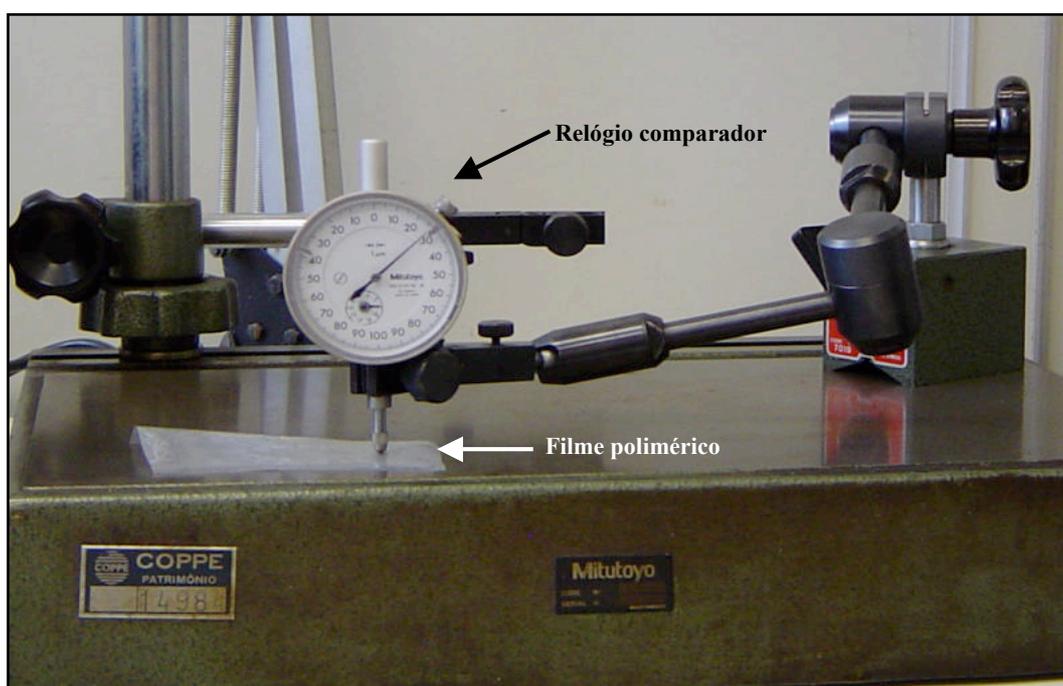


Figura IV.1 – Relógio comparador adaptado à mesa de desempenho. Montagem utilizada para medir a espessura dos filmes poliméricos.

A coleta dos dados foi feita em diferentes pontos dos filmes (cerca de trinta pontos, em cada material). Assim, foi possível calcular a média e desvio padrão. Os valores de espessura encontrados estão descritos na **Tabela VI.1**.

A identificação química destes filmes foi feita por meio de espectrometria na região do infravermelho (IR - Infrared). O equipamento utilizado foi o espectrômetro infravermelho com transformada de Fourier (modelo 1720x; Perkin Elmer, EUA) e a

análise foi realizada pela Prof. do IMA, Dra. Elizabeth Ermel da Costa Monteiro. Esta análise permitiu a identificação da maioria desses polímeros. Para alguns materiais, este método não foi bem sucedido, pois os espectros não ficaram bem definidos.

Tabela VI.1 - Espessura e classificação dos filmes poliméricos para confecção dos *phantoms*.

Material	Espessura [μm]	Identificação	Desvio Padrão [μm]
1	50,0	PE-1: Polietileno com aditivo anti-oxidante	2,3
2	65,0	PE-2: Polietileno com aditivo	2,9
3	117,0	PVC-1: Policloreto de vinila plastificado com ftalato	3,4
4	228,0	PVC-2: Policloreto de vinila	6,7
5	10,6	PE-3: Polietileno	1,9
6	218,5	PVC-3: Policloreto de vinila	5,1
7	49,4	Copolímero de etileno-acetato de vinila (EVA)	1,8
8	13,8	Poliuretano e metacrilato 95% (PU)	4,7
9	30,0	PE-4: Polietileno	2,2
10	50,0	Polimetacrilato	5,0
11	50,0	PVDF-1: Diflureto de polivinila	1,0
12	120,0	<i>Sem espectro</i>	1,1
13	55,0	<i>Sem espectro</i>	1,0
14	110,0	PVDF-2: Diflureto de polivinila	1,0

Com o procedimento de medida da espessura, já foi possível descartar alguns materiais, pois não apresentavam espessura uniforme e tinham uma superfície muito irregular. Os materiais (8, 10, 9) fornecidos pelo IMA foram descartados porque o

método de síntese desses polímeros não tem espessura uniforme, esses materiais possuem superfície irregular ou rugosa. Já os polímeros industrializados, feitos em uma calandra – que fornece um controle rigoroso da espessura – foram considerados mais viáveis para confecção dos *phantoms*, a seleção destes foi realizada também pela observação da uniformidade das imagens e o nível de atenuação do sinal de eco.

IV.2 - Medição das propriedades acústicas dos filmes poliméricos

A caracterização acústica dos materiais é importante para definir a velocidade do ultra-som e, também, a resolução equivalente no tecido biológico. Foi realizada por meio do sistema pulso-eco descrito na **Figura IV.2**. Como citado anteriormente, esses parâmetros foram utilizados na seleção dos materiais mais adequados para confecção dos *phantoms*. Além dos parâmetros anteriores foi observado, qualitativamente, o nível de atenuação do ultra-som.

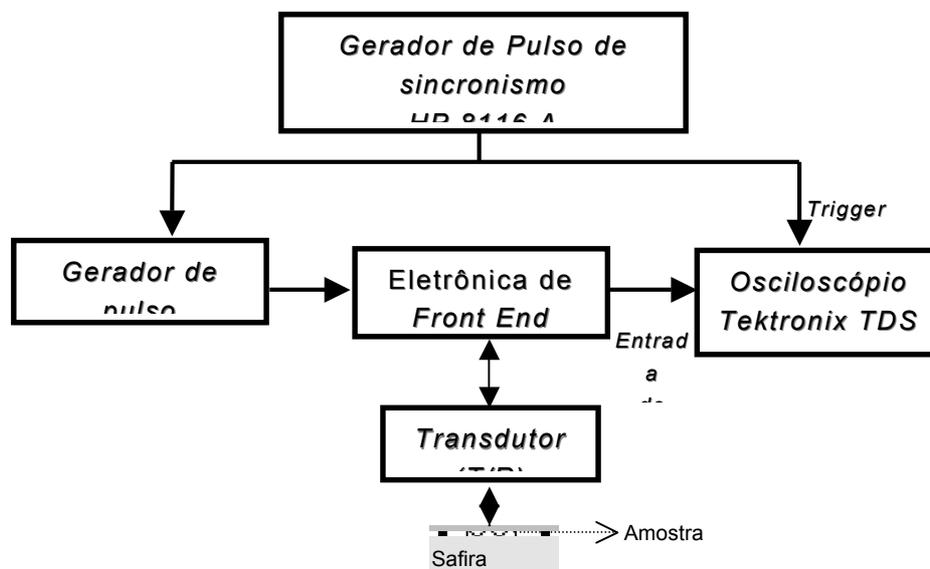


Figura IV.2 - Fluxograma do sistema pulso-eco.

Posteriormente à avaliação das propriedades acústicas, fez-se a seleção definitiva dos materiais a serem utilizados com base nestes resultados.

IV.3 - Medição da velocidade do ultra-som e espessura dos filmes equivalente ao tecido biológico

Os filmes foram cortados com uma lâmina cirúrgica em quadrados de 3 cm de lado. Após serem limpos com álcool e uma solução desengraxante (Loctite 7070; Henkel, Alemanha) foram submetidos aos ensaios, seguindo as etapas da metodologia experimental, segundo dois Métodos. Estes se diferem principalmente pela maneira de montagem das amostras na superfície refletora e o sinal coletado.

Para ambos, a frequência ultra-sônica utilizada foi de 60 MHz, em temperaturas de 25 e 37 °C. O protocolo desenvolvido foi o seguinte:

1. alinhamento do refletor (placa de safira) e transdutor, de forma a tornar sua superfície perpendicular ao feixe de ultra-som;
2. disposição dos filmes sobre o refletor;
3. identificação dos ecos das faces anterior e posterior dos filmes;
4. aquisição dos sinais de eco e imagens de BMU;
5. medição do intervalo de tempo entre os ecos das faces anterior e posterior dos filmes e;
6. registro dos ecos pela placa Gage por meio de um programa de aquisição (Labview[®]);

IV.3.1 - Alinhamento do transdutor com o refletor

O alinhamento do transdutor com o refletor foi realizado pelo sistema de posicionamento da amostra no meio, ajustando-se a posição por meio de uma plataforma XYZ, onde está acoplado o recipiente que conterá as amostras estudadas. Esta plataforma é composta por manipuladores lineares micrométricos, com precisão de 10 μm (M-436A; Newport, Irvine, USA). Isto permite seu deslocamento no plano horizontal XY (**Figura IV.3**). A inclinação da base é controlada pelo ajuste de outro sistema (M-39, Newport, Irvine, USA) como também se observa na **Figura IV.3**.

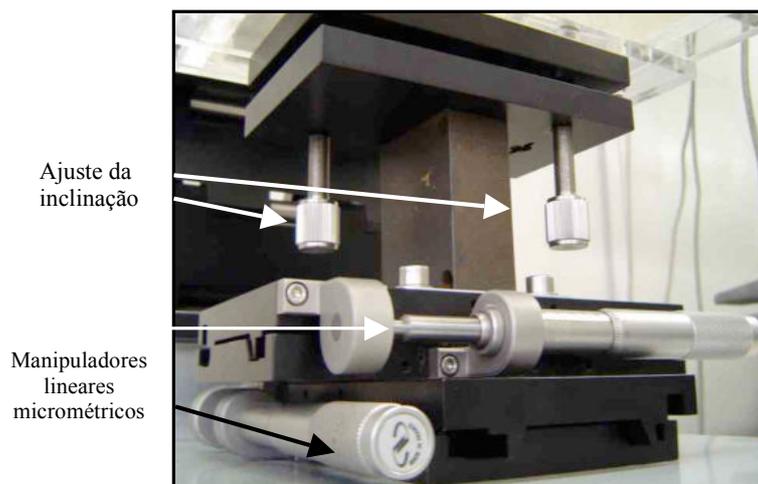


Figura IV.3 - Manipuladores micrométricos de inclinação, na parte superior, e manipuladores no plano horizontal (XY) na parte inferior, inseridos na plataforma de posição.

A plataforma ainda contém outro manipulador linear micrométrico (360-90; Newport, Irvine, USA) que controla o deslocamento do transdutor ao longo do eixo

vertical Z. Este está associado com um manipulador de ajuste grosso (281; Newport, Irvine, USA) do transdutor.

Por meio deste sistema é realizada a primeira etapa, que é o alinhamento do transdutor (**Figura IV.4a**) com a superfície refletora – um cilindro de safira (diâmetro = 25.4 mm, altura = 8,09 mm) que está acoplada a um suporte de acrílico – formando uma coluna móvel (**Figura IV.4b**) que permite regular sua altura de acordo com inserção das amostras a serem estudadas.

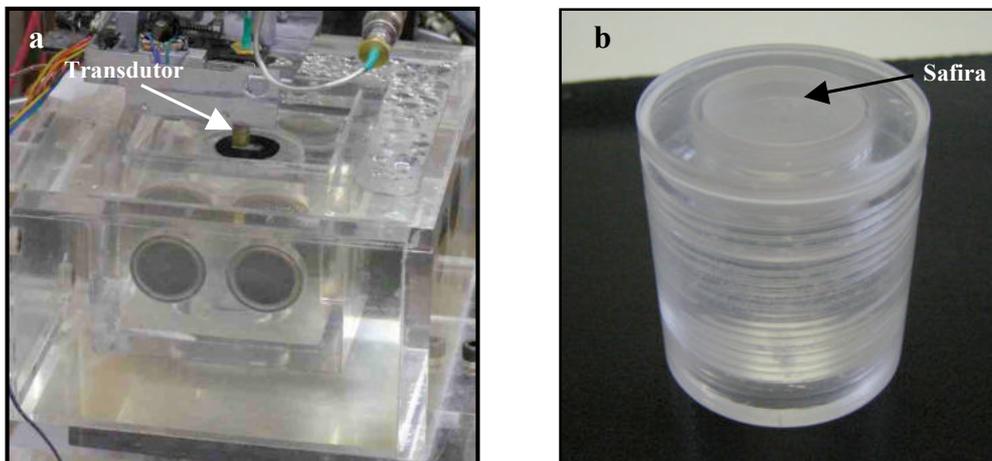


Figura IV.4 – Alinhamento do transdutor com a superfície refletora. (a) Transdutor alinhado com a safira; (b) Coluna de acrílico onde está acoplada a safira.

O recipiente (banho termostático) onde é colocado o disco de safira é formado por duas câmaras de acrílico incomunicáveis (PETRELLA, 2006). A câmara externa é selada e contém duas aberturas num dos lados, para entrada e saída do fluido (água destilada). A circulação deste fluido servirá para o controle da temperatura neste sistema. Este fluxo ocorre pela ação de uma bomba hidráulica.

A câmara interna, envolta pela câmara externa, é aberta e onde se encontra acoplada a coluna com a safira (**Figura IV.5**). Esta câmara é preenchida por um meio de acoplamento entre o transdutor e a amostra, podendo ser água ou solução salina.

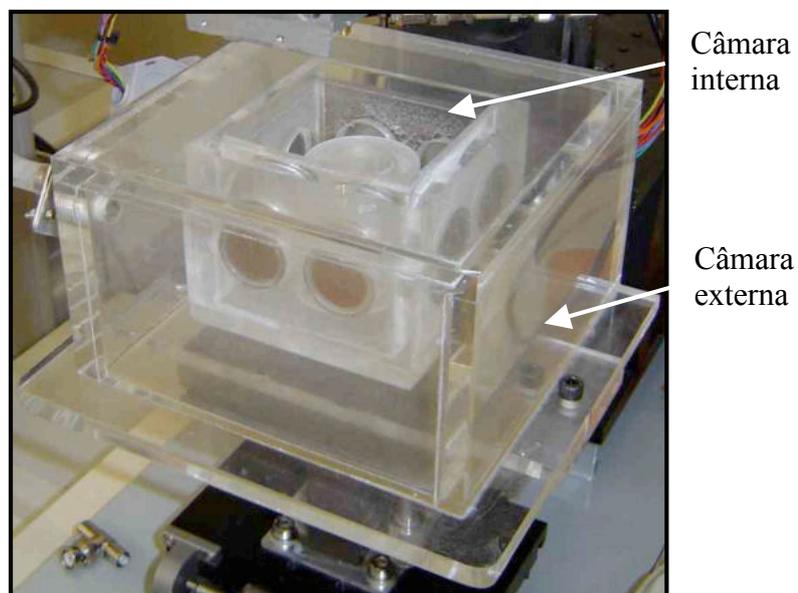


Figura IV.5 – Recipiente onde é colocada a coluna de safira com amostra (câmara interna) e a câmara externa selada, onde ocorre o fluxo de água.

IV. 3.1.1 – Controle da temperatura

O fluxo e o aquecimento da água da parte externa do banho termostático é realizado por um sistema elaborado pelo Prof. Dr. Fernando Reiszal Pereira, do Instituto Politécnico da Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ). Este sistema é composto por uma bomba hidráulica e um controlador programável PID (Proporcional Integral Diferencial) de temperatura. Este controlador utiliza um sensor (diodo de silício) colocado, estrategicamente, bem próximo da entrada câmara externa, dentro do tubo que conduz o fluido para o interior desta câmara. O movimento da água na câmara

externa transmite o calor por condução térmica ao fluido da câmara interna, através de estruturas metálicas contidas em sua parede. O controlador térmico possui um visor e uma saída serial que permite a transmissão dos dados da temperatura para um computador. Essas partes do banho podem ser observadas na **Figura IV.6**.

No ajuste do controlador PID, a temperatura escolhida é programada como *set point*, juntamente com os parâmetros de controle. Neste caso foram $K_p=40$, $K_i= 0,7$ e $K_d=630$.

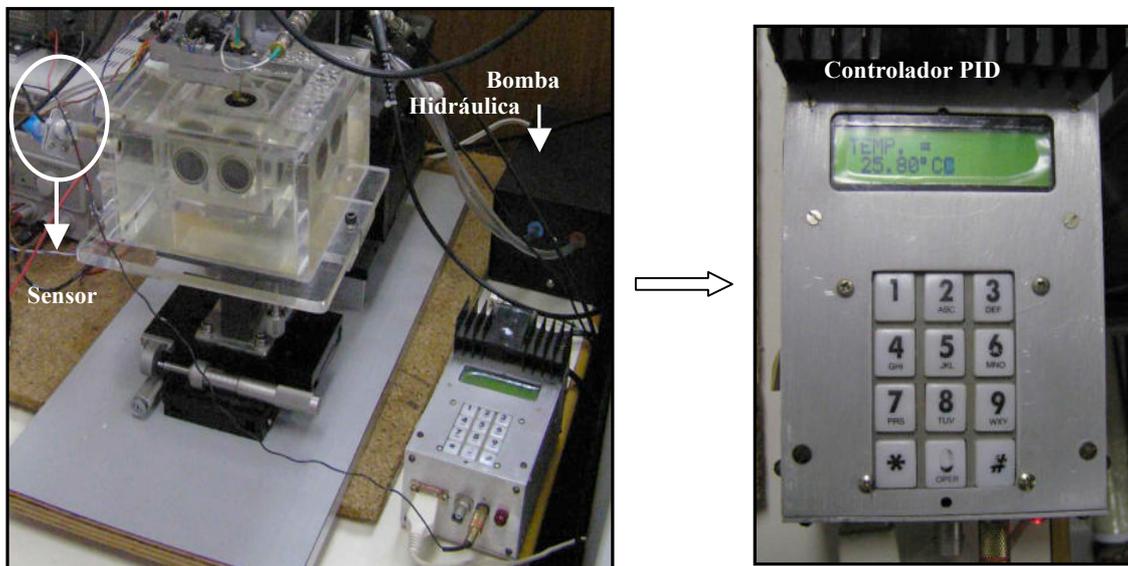


Figura IV.6 – A esquerda, o sistema de posicionamento da amostra no meio, com o sistema controlador da temperatura (controlador PID e bomba hidráulica). O sensor posicionado na passagem do fluxo para registrar os dados da temperatura. A direita, o controlador PID.

Foram realizados experimentos para que a temperatura na amostra fosse monitorada. Como o sensor de temperatura localiza-se na câmara onde ocorre o fluxo, longe da câmara interna onde está amostra, fez-se necessária a determinação da relação entre a temperatura captada pelo sensor e a temperatura real da amostra.

Os dados de temperatura da amostra, do ambiente e no sensor foram coletados simultaneamente, por meio de um termômetro digital e pelo sensor do equipamento. A coleta desses dados foi feita a cada 2 minutos durante duas horas contínuas. Como a temperatura ambiente não era controlada, ocorreram variações que podem ser observadas no gráfico da **Figura IV.7**. Duas coletas foram feitas, a primeira com a temperatura do ambiente em torno de 25°C e a segunda, aproximadamente 35°C. Mesmo sem o controle da temperatura ambiente, a temperatura no compartimento da amostra manteve-se constante.

Com este experimento, verificou-se uma diferença de 2 °C entre a temperatura do banho termostático e a do local onde se coloca a amostra. Isto pode ser percebido nos gráficos desses valores, apresentados nas **Figuras IV.7 e IV.8**.

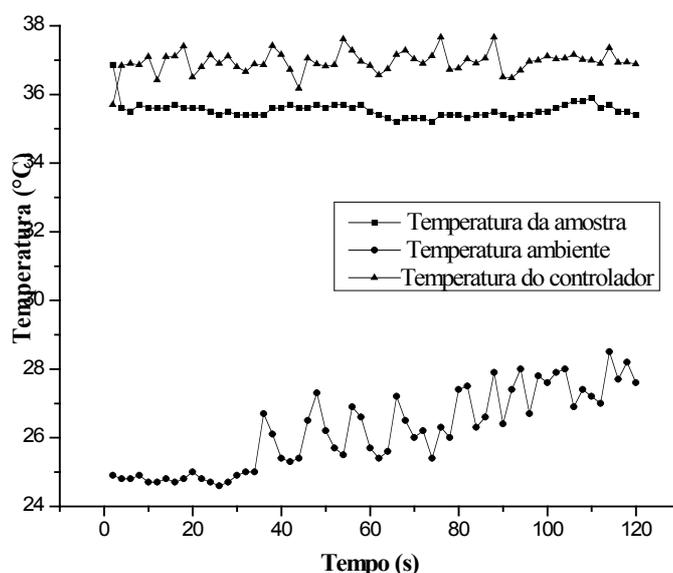


Figura IV.7 – Variação da temperatura da amostra em relação a temperatura captada pelo sensor, quando a temperatura ambiente é cerca de 25 °C. Observa-se a temperatura no local da amostra com diferença de 2 °C em relação àquela captada pelo sensor.

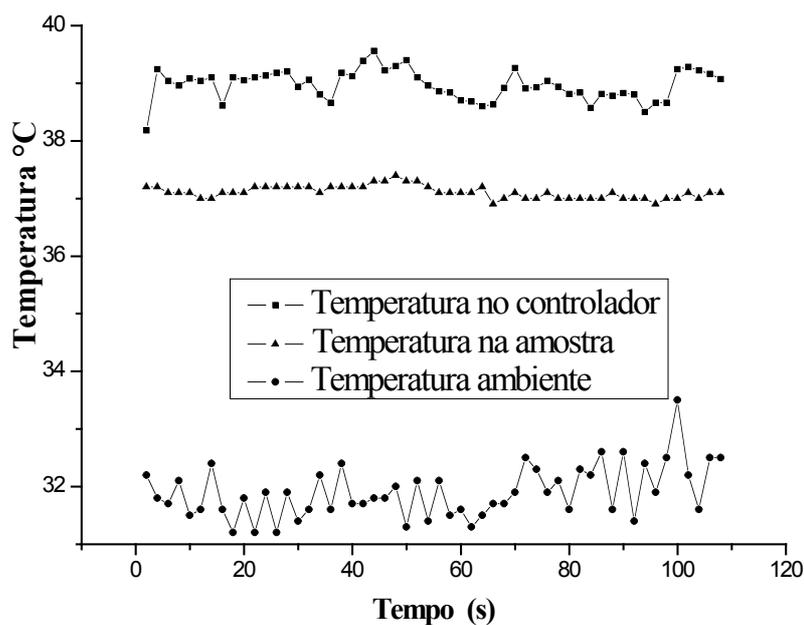


Figura IV.8 - Variação da temperatura da amostra em relação a temperatura captada pelo sensor, quando a temperatura ambiente é cerca de 35 °C. Observa-se a temperatura no local da amostra menor, com 2 °C a menos em relação àquela captada pelo sensor.

IV.3.2 - Montagem das amostras na safira para o Método 1

As amostras foram colocadas sobre a safira. Para melhor orientação na percepção dos ecos de ultra-som, foi necessária a utilização de um espaçador plástico, com 200 μm de espessura, com uma perfuração no centro e as amostras dispostas sobre ele.

Para finalizar a montagem foi necessária a confecção de uma moldura, uma espécie de janela retangular, também de plástico, que serve para identificação da região onde estava condicionado o material. Esta janela foi colocada sobre a amostra, de modo

que na metade da área da janela encontrava-se a amostra do material e a outra metade apenas a safira (**Figura IV.9**). Esta montagem facilitou a identificação e distinção dos ecos primeiramente da safira, depois das faces anterior e posterior do material.

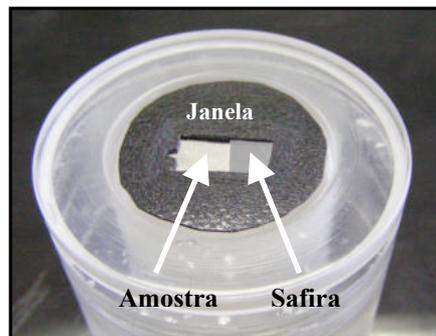


Figura IV.9 – Detalhe do suporte da amostra contendo a janela, sendo metade a amostra e a outra metade a placa de safira.

Para fixar esta montagem na safira utilizou-se uma membrana de PVC (espessura de 10 μm) e um elástico. A membrana foi cortada na região da janela para que não interferisse no experimento. Observar-se todas as etapas da montagem descrita na **Figura IV.10**.

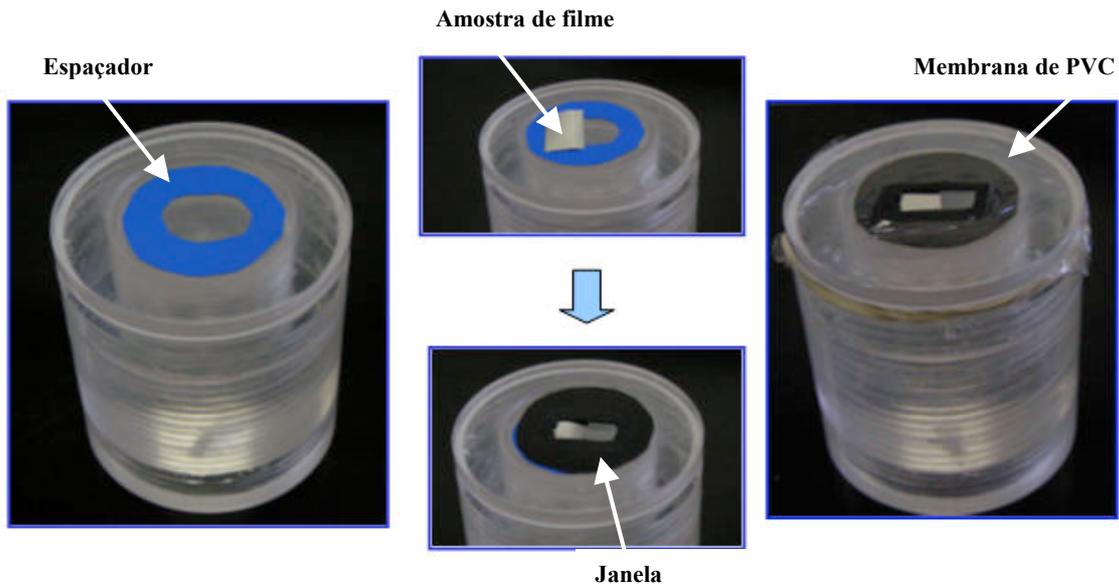


Figura IV.10 - Etapas da montagem do material no refletor.

IV.3.3 - Aquisições das imagens

O sistema de BMU disponível no Laboratório de Ultra-som (LUS) do PEB/UFRJ é capaz de operar numa faixa de frequências entre 50 e 100 MHz, produzindo imagens bi-dimensionais e retangulares (Petrella, 2006). Este sistema foi usado para geração de imagens, com as quais foi possível verificar a orientação dos filmes. Além disso, estas imagens foram também utilizadas para verificação da uniformidade e espessura dos filmes.

Com esta montagem foram obtidas imagens (**Figura IV.11 a e IV.11 b**) dos diversos materiais analisados, sendo importante salientar que essas mesmas exibem claramente o tipo de montagem acima mencionada. Pode-se observar a face anterior da amostra e a superfície da safira na imagem. Observa-se na **Figura IV.11 b** o

desnívelamento na imagem da superfície da safira, devido à diferença da velocidade de propagação do ultra-som na água e no filme estudado.

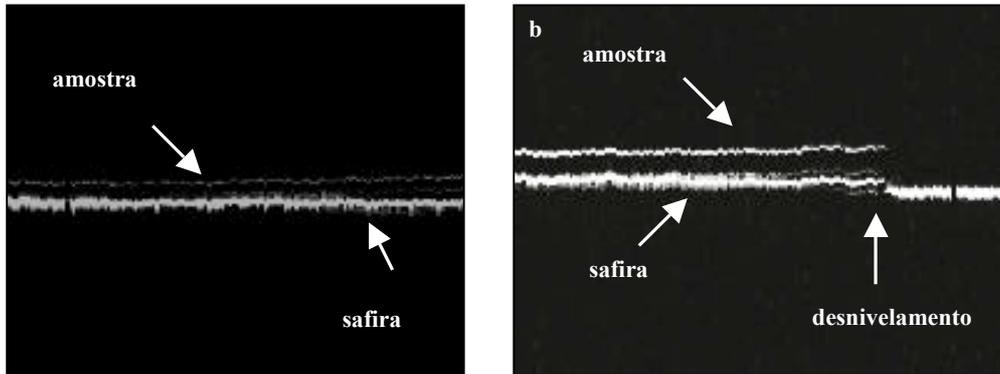


Figura IV.11 - Imagens dos filmes após o alinhamento do transdutor. (a) PE-2 (Polietileno com 65 μm) e; (b) PVC-1 com ftalato, espessura de 117 μm .

IV.3.4 - Medição da velocidade do ultra-som na amostra pelo Método 1

A aquisição dos sinais de eco das duas faces do filme (**Figura IV.12**) foi feita por meio de um osciloscópio (TDS 420; Tektronix, Beaverton, EUA). Observou-se uma inversão de fase nestes sinais de eco devido ao descasamento de impedância entre a água e o filme.

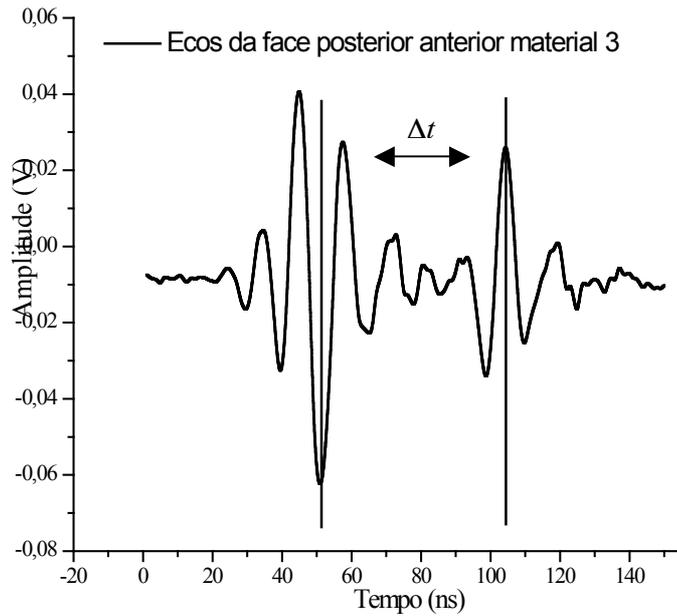


Figura IV.12 – Sinal dos ecos da face anterior e posterior do PVC-1.

A diferença de tempo (Δt) foi medida entre os dois picos dos sinais de eco. Devido à inversão da fase entre os ecos da face anterior e posterior da amostra, os picos correspondentes em cada um são invertidos. O valor de (Δt) foi usado para calcular a velocidade de propagação do ultra-som (**Equação IV.1**) lembrando que a espessura dos mesmos já havia sido anteriormente definida.

$$c = \frac{2L}{\Delta t}, \quad (\text{Eq. IV.1})$$

onde c = a velocidade do ultra-som no meio e L = espessura da amostra

Os valores de velocidade nos filmes calculados por este método e em diferentes temperaturas estão descritos na **Tabela IV.2**.

Tabela IV.2 - Velocidade dos filmes, em diferentes temperaturas, usando o Método 1.

Material	Espessura [μm]	Velocidade [m/s]	
		Temperatura [25°C]	Temperatura [37°C]
PE-1: polietileno anti-oxidante	50,0	1.846,2	1.841,6
PVDF-1	50,0	2.293,6	2.145,9
Mat. 13	55,0	2.289,4	2.232,1
PE-2 com aditivo	65,0	2.201,1	2.107,0
PVC-1 com ftalato	117,0	2.064,6	2.031,4
PVDF-2	110,0	2.246,7	2.018,3
Mat. 12	120,0	2.992,6	2.018,3
PVC-2	228,0	2.036,3	2.086,2

Observa-se uma variação pequena da velocidade nas diferentes temperaturas medidas. Sendo assim, a média da velocidade foi calculada para cada filme. Com os valores de espessura foi calculada a espessura equivalente desses filmes para tecido biológico, isto porque, este sistema precisa ser calibrado para utilização de amostras de tecidos biológicos. A espessura equivalente (L_{eq}) é determinada pela multiplicação do fator (velocidade da água / velocidade da amostra) pela espessura encontrada para amostras dos filmes (Eq. IV.2).

$$L_{eq} = \frac{c_w}{c_{am}} \times L \quad (\text{Eq. IV.2})$$

Os valores encontrados estão na **Tabela IV.2**.

Tabela IV.3 – Espessura equivalente ao tecido biológico para dos filmes poliméricos.

Filme	Velocidade (V) [m/s]	Espessura do filme (L) [μm]	Fator c_w/c_{am}	L_{eq} [μm]
PE-1	1.843,89	50	0,81	40,50
Mat. 13	2.260,75	50	0,66	33,00
PVDF-1	2.219,75	50	0,67	33,78
PE-2	2.154,00	65	0,69	44,85
PVC-1	2.048,00	117	0,73	80,30
PVDF-2	2.132,50	110	0,70	100,70
Mat. 12	2.540,00	130	0,59	76,70
PVC-2	2.061,25	228	0,72	167,37

A seleção final dos materiais foi baseada nesses valores de L_{eq} [μm]. Os materiais não identificados (Mat. 13 e Mat. 12) também foram descartados.

Os materiais PVDF-1 e 2, PVC-1 e 2 que estão destacados na **Tabela IV.3**, foram utilizados na confecção dos *phantoms* devido aos seus valores de espessura, onde encontramos o material mais espesso, o mais fino e os valores intermediários. Também pela facilidade de identificação, disponibilidade, uniformidade da imagem, e baixos níveis de atenuação.

IV.3.5 - Medição da velocidade do ultra-som na amostra, pelo Método 2

O Método 2 foi utilizado para o copolímero de etileno-acetato de vinila (EVA), cujos ecos das faces anterior e posterior não foram bem separados quando foi usado o

Método 1. Isto é, não foi possível medir o atraso entre ambos porque ocorreram muito próximos. Isto se deu por se tratar de um material fino com uma velocidade alta de propagação do ultra-som.

Neste caso, o material foi colocado sobre a safira sem o espaçador. Sobre ele a janela retangular e o filme de PVC, presos com um elástico, do mesmo modo visto anteriormente. Esta montagem é similar ao Método 1, porém não há utilização do espaçador e é um pouco mais complexa porque é necessário garantir que não haja uma coluna de ar ou de líquido entre o filme e a safira. O material deve estar bem próximo à safira para que não ocorram erros no cálculo da velocidade. Além disso, o Método 2 requer a manutenção do alinhamento entre a safira e o feixe de ultra-som que nela incide em duas situações: com a amostra presente e após a remoção da mesma. A perda de alinhamento acarreta erros no cálculo do atraso entre dois sinais de eco provenientes da superfície da safira. Para o Método 2 foi adquirido inicialmente, o eco da superfície refletora da safira com o filme depositado sobre a mesma. Depois, o filme foi removido de cima da safira e um novo sinal de eco foi adquirido. Isto está mais detalhado pela **Figura IV.13**.

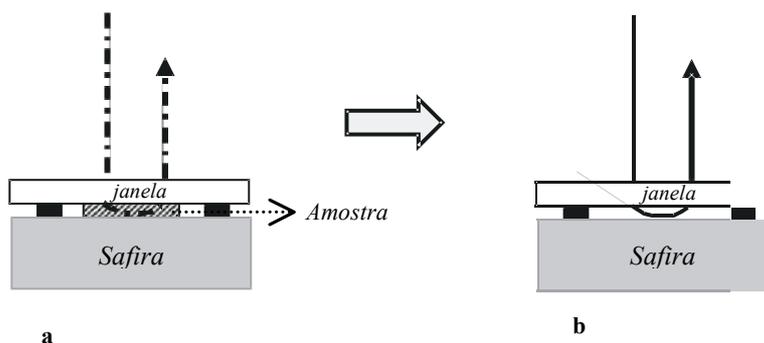


Figura IV.13 – a) filme sobreposto à safira e com a onda incidente na superfície da safira atravessando duas vezes o filme; (b) a onda incidente na superfície da safira, com o filme retirado e atravessando duas vezes uma camada de água.

Na **Figura IV.14**, estão esquematizados os parâmetros do cálculo da velocidade pelo Método 2.

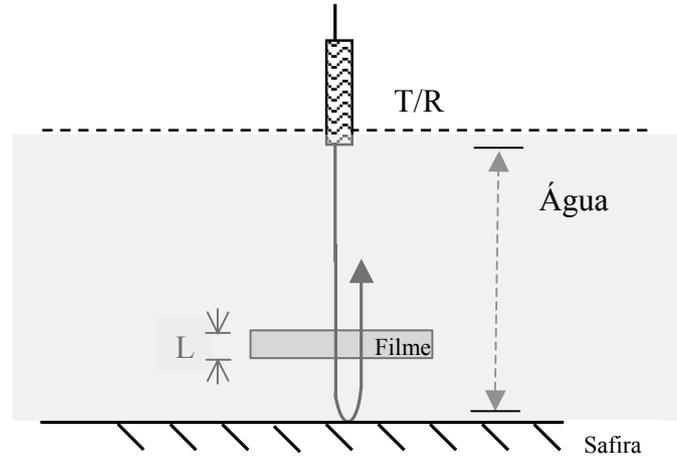


Figura IV.14 - Esquema o tipo de montagem do Método 2.

O tempo de vôo do pulso de eco (T_w) com a onda propagando-se apenas na camada de água, em função da velocidade do ultra-som na água (c_w) é:

$$T_w = \frac{2L}{c_w} \quad (\text{Eq. IV.3})$$

Já o tempo de vôo do pulso de eco (T_{am}) com a onda propagando-se na camada de filme, em função da velocidade do ultra-som na amostra (c_{am}) é:

$$T_{am} = \frac{2L}{c_{am}} \quad (\text{Eq. IV.4})$$

O atraso, dado pela diferença entre T_w e T_{am} será portanto:

$$\Delta T = T_w - T_{am} = 2L \left(\frac{1}{c_w} - \frac{1}{c_{am}} \right). \quad (\text{Eq. IV.5})$$

Assim,

$$\frac{\Delta T}{2L} = \frac{1}{c_w} - \frac{1}{c_{am}} \Rightarrow \frac{1}{c_{am}} = \frac{1}{c_w} - \frac{\Delta T}{2L}, \quad (\text{Eq. IV.6})$$

Obtendo-se (**Equação IV.6**) uma expressão de c_{am} (velocidade do pulso de ultra-som na amostra), em função de c_w , ΔT e L :

$$c_{am} = \left(\frac{1}{c_w} - \frac{\Delta T}{2L} \right)^{-1}. \quad (\text{Eq. IV.7})$$

Os sinais dos ecos da superfície da safira com e sem a amostra foram adquiridos e estão representados no gráfico abaixo (**Figura IV.15**).

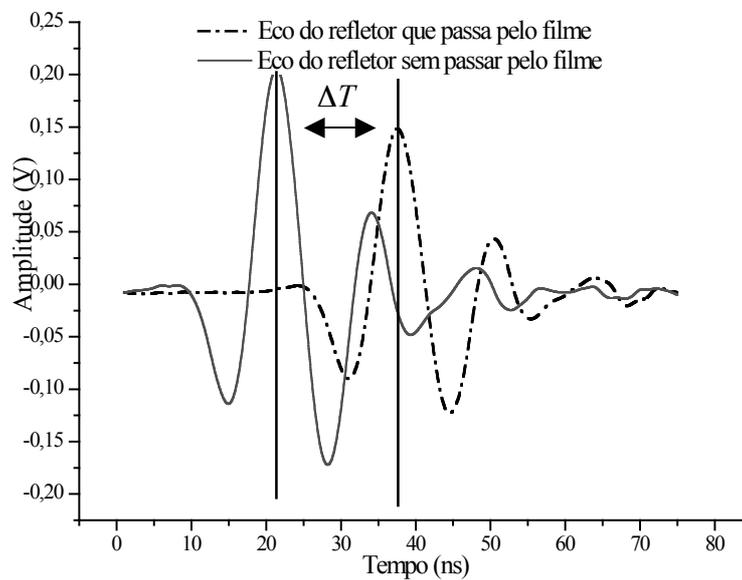


Figura IV.15 - Gráfico dos sinais de eco da superfície refletora, com e sem a amostra.

A velocidade no copolímero EVA é de 2.055,25 m/s e a espessura equivalente para meio biológico é de 47,44 μm , como este valor é muito próximo ao valor de espessura equivalente do PVDF-1 este material também foi descartado.

IV.4 - Confeção dos *Phantoms* para resolução axial

A confecção foi realizada por empilhamento dos filmes intercalados com adesivo, visando a obtenção das reflexões nas interfaces entre cada camada, sendo utilizados para isso dois tipos de adesivos: Loctite 330 com ativador 7387 e Loctite 406 (Henkel, Alemanha), já previamente testados para cada material. O *phantom* de PVC-1 foi feito com duas camadas, os demais com cinco. No caso do PVC-2 o empilhamento dos filmes foi intercalado com PVC-1, para formar interfaces mais refletoras.

Após a aplicação desses adesivos, o empilhamento é prensado até que a cola se cure completamente (instantaneamente, para Loctite 406, e 48 h, no caso do Loctite 330). É necessária habilidade e velocidade no uso da prensa quando a montagem é feita como o adesivo 406, devido a seu pequeno tempo de cura.

A prensa utilizada (**Figura IV.16**) foi adaptada para que a distribuição da cola fosse mais uniforme possível, principalmente na parte central dos *phantoms*.

As placas de alumínio foram adaptadas na superfície inferior e posterior da prensa. Na parte inferior, a placa de alumínio possui um rebaixamento contendo uma lâmina de vidro para manter polida a superfície de contato, pois é onde o *phantom* é colocado. Na placa de alumínio superior foi inserido um guia para acoplar uma esfera de borracha numa posição fixa sobre o empilhamento das camadas de filme. Quando a prensa é acionada, a esfera de borracha é pressionada contra as camadas de filme

fazendo com que a cola se espalhe mais uniformemente, até que ela se cure completamente.

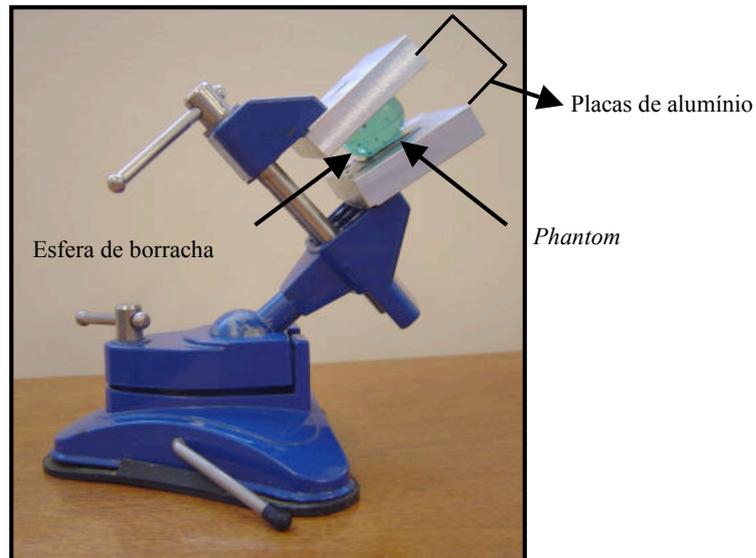


Figura IV.16 - Prensa adaptada para confecção dos *phantoms*.

A força aplicada na prensa para deformar a esfera de borracha foi medida pelo Prof. Dr. Fernando Castro Pinto, no LAVI (Laboratório de Vibrações Acústicas), Departamento de Engenharia Mecânica (UFRJ). Para isso, uma balança de massa (modelo UDC 5000/5M; Urano, Brasil) foi utilizada. Primeiro foi medida a distância das placas de alumínio quando a prensa estava acionada, formando a mesma deformação na esfera quando ela foi utilizada para colagem dos *phantoms*. Foram colocados dois marcadores de material mais deformável que a esfera, para indicar a distância equivalente entre as placas de alumínio. As placas foram retiradas da prensa e colocadas sobre a balança, com os marcadores adaptados em cada lado. A esfera foi colocada entre as duas placas e elas foram manualmente pressionadas uma contra outra, até atingir a marcação e a deformação desejada na esfera. Assim foi registrado o valor que é de 137,34 N.

Após a cura do adesivo, os *phantoms* são cortados, utilizando-se uma serra diamantada (modelo 15 SAW; Logitech, Escócia)(**Figura IV.17**) circular com espessura de 100 μm . O *phantom* foi fixado na base circular de corte (**Figura IV.17**) com o auxílio de fita adesiva dupla face. Esta base circular apresenta uma marcação angular (**Figura IV.18 a**), pela qual é possível controlar a direção do corte em relação à amostra. Isso é muito importante para manter o alinhamento dos cortes, neste caso formando retângulos de 3 por 5 mm. (**Figura IV.18 b**). A realização dos cortes é possível pela movimentação automática da base em relação ao ponto de contato do disco da serra no sentido transversal e pela movimentação regulada manualmente no sentido longitudinal.

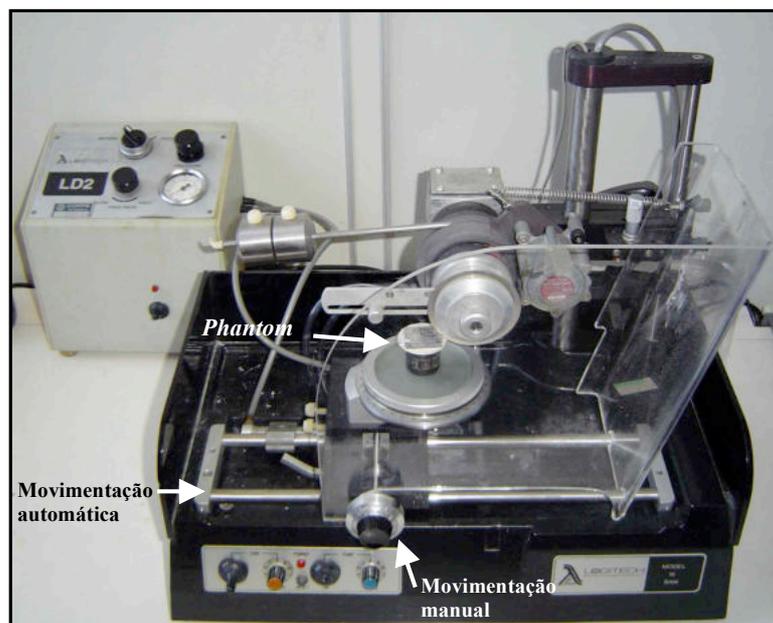
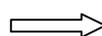
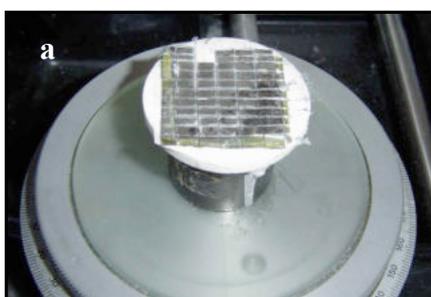
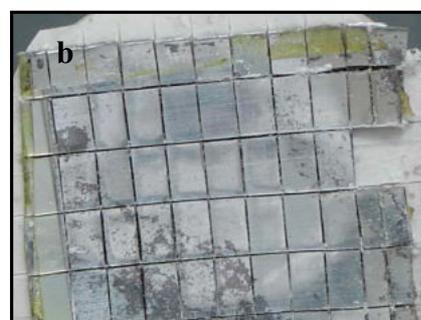


Figura IV.17 – Vista lateral superior da serra circular Logitech com a base onde foi fixado o *Phantom* para realização dos cortes.



37



VI.5 - Imagens de microscopia dos cortes de *phantoms*

As peças retangulares foram separadas e limpas para observação microscópica, com um microscópio estereoscópico (UM-m9; D.F. Vasconcelos, Brasil). Isto permitiu a última avaliação antes do acabamento final dos *phantoms*.

Após esta análise foi acoplada ao microscópio uma câmera digital para obtenção das imagens dos cortes utilizados na montagem final.

Esta avaliação minuciosa detectou defeitos nas peças, tais como descolamento, não uniformidade na distribuição do adesivo e alguns desvios no corte, ocasionados pela serra. Essas peças foram descartadas sendo selecionadas apenas aquelas apresentando uma distribuição uniforme da cola, e também, aquelas cuja definição das camadas foi nítida.

Os *phantoms* utilizados para calibração de resolução axial foram quatro selecionados de acordo com velocidade equivalente no tecido biológico. São estes: o PVDF de 50 μm e de 110 μm (PVDF-1 e 2 respectivamente); o PVC-1 policloreto de vinila plastificado com ftalato de 117 μm e o PVC-2 de 228 μm (PVC-1 e 2 respectivamente).

IV.6 - *Phantom* para resolução lateral

Para verificação da resolução lateral, foi elaborado um *phantom* formado com duas lâminas de aço inox, dispostas em forma de “V” sobre uma base de epóxi, de

modo a apresentarem em um dos extremos uma abertura de 430 μm (**Figura IV.19**), estando no outro em contato. A fixação das lâminas sobre a base foi feita com cola epóxi (DEH-24; Huntsman, Texas, EUA). Essas lâminas têm espessura de 100 μm e foram cortadas com a serra de disco diamantada na forma de filetes de 1 mm de largura.

A montagem na base de epóxi foi realizada com o auxílio do microscópio estereoscópico, usando uma ampliação de 13.2X para garantir o contato entre as lâminas numa das extremidades, e na extremidade oposta para verificar a posição do espaçador colocado entre as duas lâminas para controlar o tamanho da abertura da fenda.

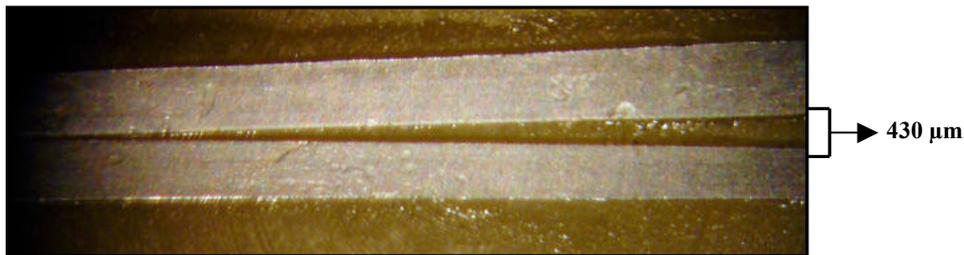


Figura IV.19 – Lâminas que compõem o *phantom* para resolução lateral, abertura de 430 μm .

A varredura realizada pelo BMU se dá de modo transversal à fenda, sendo assim possível identificar a distância mínima (resolução lateral) da fenda que o sistema de BMU consegue detectar. Para indicar a posição correta da varredura ao longo da fenda, foi acrescentado à esta montagem um marcador de posição, que também é uma lâmina de inox com ranhuras espaçadas de 1 mm (**Figura IV.20**). A marcação se inicia no ponto zero, onde as lâminas da abertura se encontram.

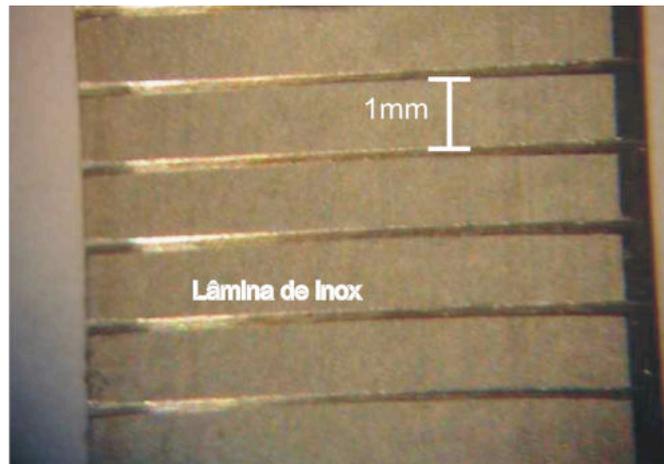


Figura IV.20 – Marcador: lâmina de inox com ranhuras de 1 mm.

Sabendo a distância entre o vértice da fenda e a posição por onde a varredura ultra-sônica cruza a fenda é possível determinar a distância de separação da fenda (l) por semelhança de triângulos. (**Figura IV.21 e Equação IV.9**):

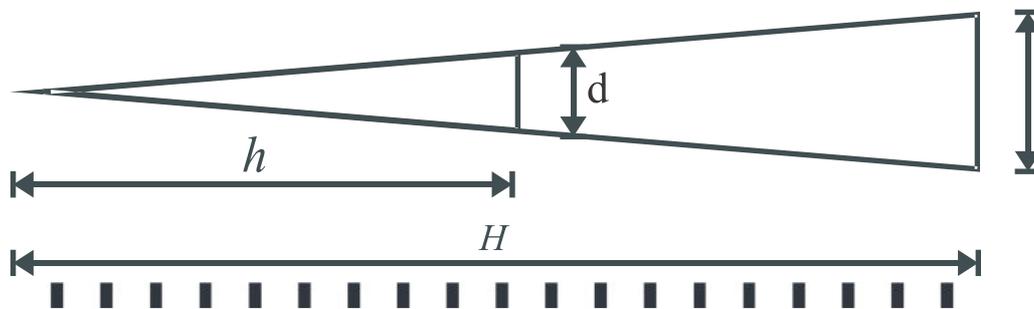


Figura IV.21 – Representação esquemática do triângulo formado pela abertura entre as duas lâminas.

Por semelhança de triângulos tem-se:

$$\frac{d}{h} = \frac{D}{H}. \quad (\text{Eq. IV.8}).$$

Assim,

$$d = h \cdot \frac{D}{H}. \quad (\text{Eq. IV.9}).$$

De acordo com o marcador, o valor de h corresponde á multiplicação entre o índice N , relativo da contagem de marcações entre o vértice da fenda e o ponto por onde passa a varredura e o valor do passo (1 mm). Portanto, a resolução lateral, em μm , será determinada por:

$$d = N \cdot \frac{D}{H} \cdot 1000. [\mu\text{m}], \quad (\text{Eq. IV.10})$$

sendo D e H dados na mesma unidade.

Com o cálculo da distância da fenda, isto é distância entre as duas lâminas, em função da posição da varredura ultra-sônica tem-se a **Tabela IV.4**.

Tabela IV.4 – A medida a abertura da fenda no ponto do marcador, onde está ocorrendo a varredura a ultra-sônica.

Número de passos [μm]	Distância entre as lâminas da <i>phantom</i> [μm]
1	35
2	71
4	143

6	215
8	286
10	358
12	430

CAPÍTULO V

Resultados

V.1 – *Phantoms* para resolução axial

Para realização dos testes, os *phantoms* selecionados foram: PVDF-1, PVDF-2, PVC-1 e PVC-2, que apresentam espessuras equivalentes para tecidos biológicos, capazes de proporcionar o levantamento de resoluções axiais a partir de 33,78 até 167,37 μm .

As imagens microscópicas da seção transversal de cada um dos *phantoms* são mostradas nas **Figuras V.1 a V.4**.

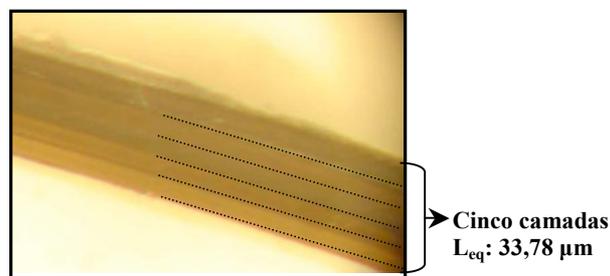


Figura V.1 – Vista da seção transversal do *phantom* de PVDF-1 (50 μm) com cinco camadas observadas ao microscópio com aumento de 80 x, e espessura equivalente para tecido biológico (L_{eq}) de 33,78 μm .

Para melhor especificação dos *phantoms* foi medida a espessura de cada camada em diversos pontos. Com os valores medidos foi calculado o coeficiente de variação. Esses resultados, para o *phantom* de PVDF-1 estão na **Tabela V.1**.

Tabela V.1 - Coeficiente de variação de cada camada do *phantom* de PVDF-1.

Camadas do <i>Phantom</i> (PVDF-50 μm)	Coeficiente de variação da espessura
1	0,04
2	0,02
3	0,06
4	0,05
5	0,06

No *phantom* PVDF-2 foi possível identificar as camadas e verificar a uniformidade do adesivo.

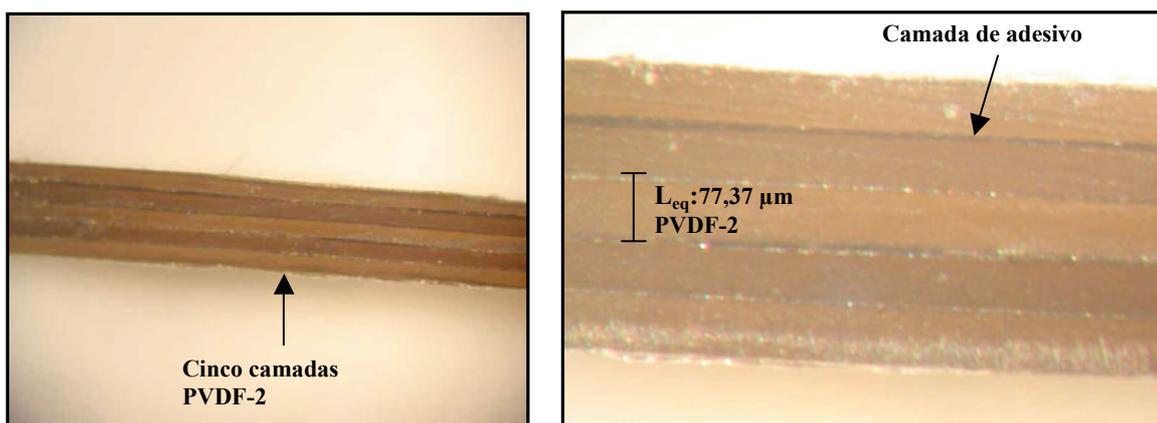


Figura V.2 – Vista da seção transversal do *phantom* de PVDF-2 (110 μm) com cinco camadas bem definidas observadas ao microscópio com aumento de 32,4 x, (à esquerda) e um aumento de 80 x (à direita).

Tabela V.2 - Coeficiente de variação de cada camada do *phantom* de PVDF-2.

Camadas do <i>Phantom</i> (PVDF-110 μm)	Coeficiente de variação da espessura
1	0,04
2	0,04
3	0,04
4	0,07
5	0,04

O *phantom* de PVC-1 apresenta espessura equivalente de 80,56 μm , na **Figura V.2**, neste caso a observação das camadas também é possível.

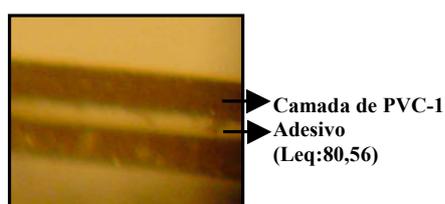


Figura V.3 – Vista da seção transversal do *phantom* de PVC-1 (117 μm) com duas camadas bem definidas observadas ao microscópio com aumento de 52,4x.

Tabela V.3 - Coeficiente de variação de cada camada do *phantom* de PVC-1.

Camadas do <i>Phantom</i> (PVC 1 μm)	Coeficiente de variação da espessura
1	0,04
2	0,03

No *phantom* de PVC-2 com PVC-1 intercalado, a observação microscópica permitiu a identificação de cada um desses filmes polimérico.

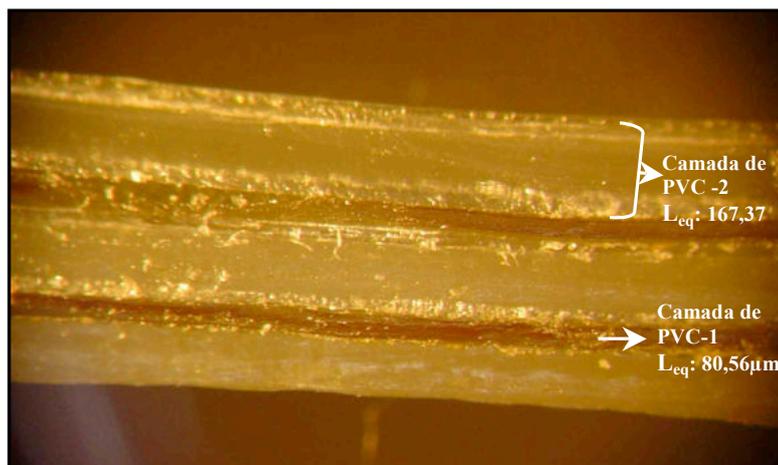


Figura V.4 – Vista da seção transversal do *phantom* de PVC-2 (228 μm) intercalado com PVC-1 (117 μm), totalizando cinco camadas. Observação ao microscópio com aumento de 52,4 x.

Tabela V.4- Coeficiente de variação de cada camada do *phantom* de PVC-1 e PVC-2.

Camadas do <i>Phantom</i> (PVC-2 e PVC-1)	Coeficiente de variação da espessura
1	0,04
2	0,05
3	0,03
4	0,11
5	0,06

Posteriormente, foram obtidas as imagens utilizando o BMU com uma frequência central do pulso de ultra-som de aproximadamente 60 MHz.

Os *phantoms* PVC-1 e PVDF-1 forneceram imagens completas de todas as camadas, sendo possível identificar perfeitamente todas as suas interfaces.

Na imagem do PVC-1 (**Figura V.5**), observam-se o três ecos das interfaces deste *phantom* visto que este possui duas camadas, além do eco da safira.

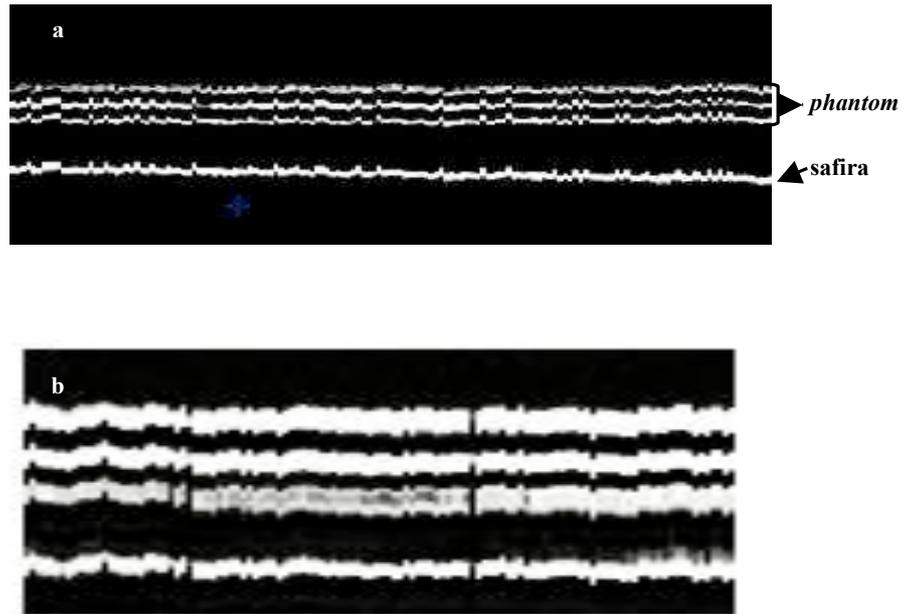


Figura V.5 – Imagem de BMU do *phantom* construído com duas camadas de PVC-1, obtida por BMU (a). A linha inferior pertence ao eco proveniente da safira (superfície refletora). Para as demais linhas: a primeira pertence ao eco proveniente da interface água/camada superior a segunda ao eco da interface entre as duas camadas, e a terceira o eco da interface camadas inferior/água. V.2 (b). “zoom” da **Figura V.2** (a).

No *phantom* de PVDF-1, que apresentou espessura equivalente para o tecido biológico de 33,78 μm , só foi possível a visualização das camadas utilizando o recurso de ampliação da imagem (**Figura V.6**).

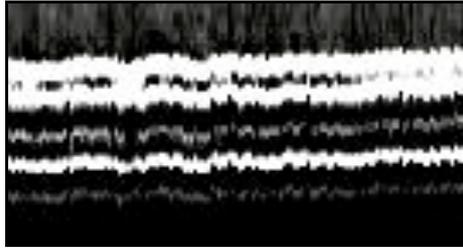


Figura V.6 - Imagem ampliada do *phantom* construído com cinco camadas de PVDF-1 obtida por BMU. A primeira linha pertence ao eco proveniente da interface água/camada superior; as quatro linhas restantes pertencem aos ecos provenientes das interfaces entre as camadas (o eco proveniente da interface camada inferior/água não foi possível de visualizar devido à alta atenuação do feixe).

No caso do *phantom* de PVDF-2 (110 μm), somente as interfaces das três primeiras camadas do *phantom* de foram visíveis.

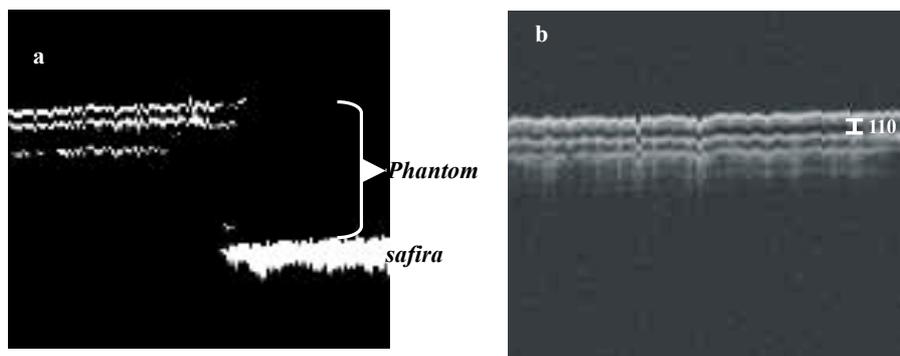


Figura V.7 – Imagem do *phantom* PVDF-2 de cinco camadas de 110 μm (a). Foto ampliada do mesmo *phantom* (b).

As camadas superiores do *phantom* de PVC-2 (intercalado com PVC-1) estão em evidência, porém a visualização das demais não foi possível.

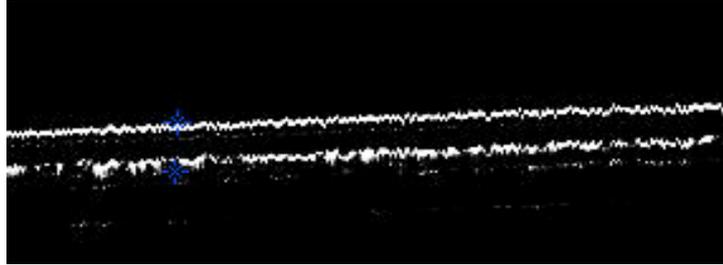


Figura V.8 – Imagem do *phantom* PVC-2 de cinco camadas de 228 μm .

V.2 – *Phantoms* para resolução lateral

O *phantom* para resolução lateral, em forma de “V” apresenta abertura máxima de 430 μm , como pode ser observado na **Figura V.6**. A lâmina que realiza a marcação a cada 1 mm inicia no passo 0, onde as lâminas que formam o *phantom* estão totalmente encostadas. Assim, foi calculado, para cada passo ultrapassado (1 mm), o valor da distância entre as duas lâminas. Os valores encontrados a cada passo estão na **Figura V.9** alguns desses valores estão na descritos na Tabela V.1.

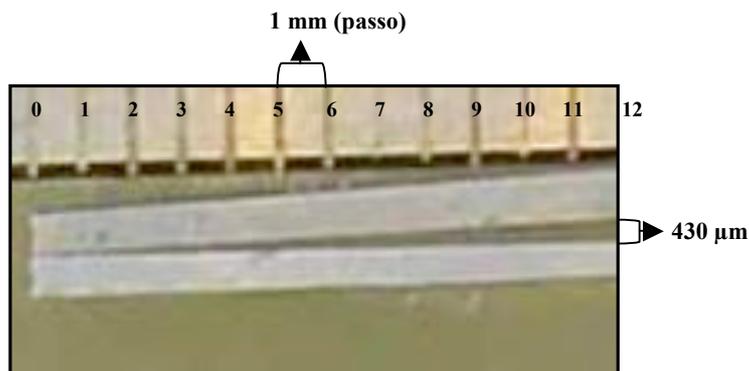


Figura V.9 – *Phantom* para resolução lateral composto de lâminas que formam a fenda cuja distância será medida pelo equipamento. E uma lâmina milimetrada (marcador) que indica a posição da varredura quando o BMU está adquirindo a imagem.

As imagens de BMU deste *phantom* (**Figura V.10**) permitem a identificação da fenda, assim como a obtenção da medida da fenda na posição de varredura e a percepção do indicador de posição.

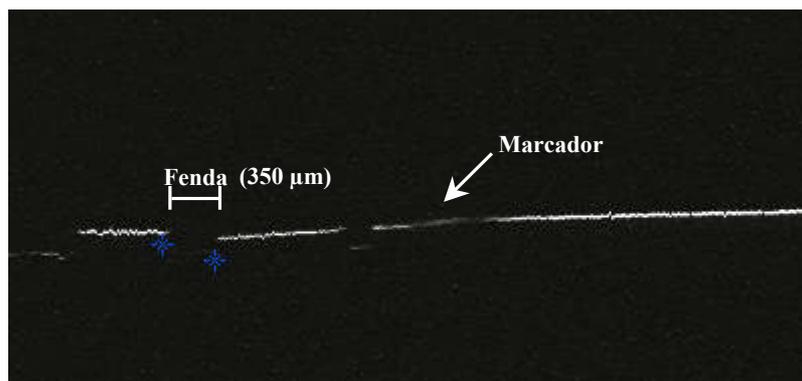


Figura V.10 – Imagem de BMU do *Phantom* para resolução lateral.

Por meio dessas imagens pode-se definir a resolução lateral do sistema de BMU do LUS, que de 80 μm (**Figura V.11**), a distância mínima entre as duas lâminas que pode ser detectada pelo equipamento utilizando uma frequência de 60 MHz.

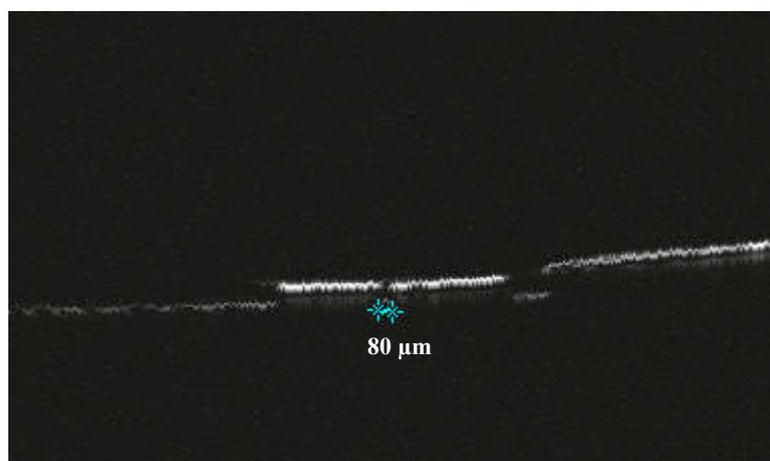


Figura V.11 – Distância mínima entre as fendas, registrada pelo sistema de BMU do LUS (Resolução lateral) determinada pela utilização do *phantom*.

As dimensões da fenda deste *phantom*, em cada passo do marcador, estão ilustradas na **Figura V.12** (valores teóricos), juntamente com os valores medidos com equipamento de BMU.

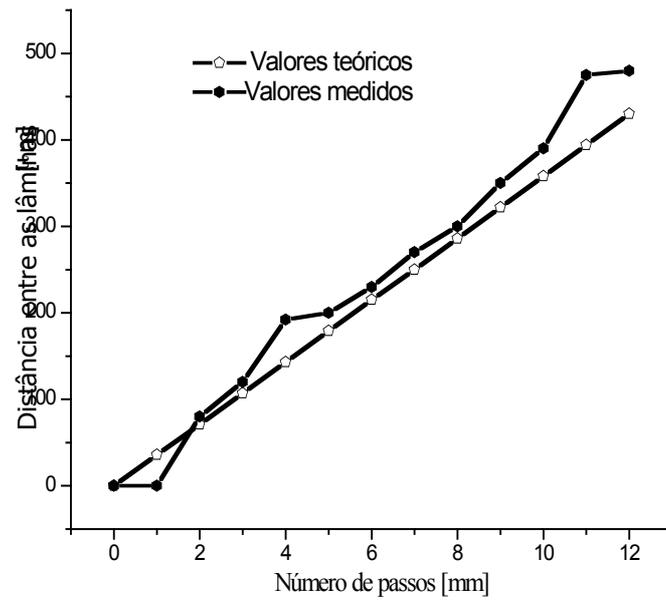


Figura V.12 – Valor da distância da fenda em cada ponto do marcador (passos iniciando em 0 com passos de 1 mm) medida pelo equipamento, e a reta dos valores teóricos.

CAPÍTULO VI

Discussão

Na literatura encontramos apenas relatos de *phantoms* de fibra de vidro com resoluções lateral e axial de 100 μm e 55 μm , respectivamente, para transdutores operando em 45 MHz (FOSTER, *et al.*, 1993).

ZHOU, *et al.*,(2002) obtiveram os seguintes resultados com *phantoms*: para resolução lateral ficaram entre 50 e 100 μm para todas as frequências e para resolução axial foi possível detectar a separação de 100 μm entre as fibras de vidro também para toda a faixa de frequências.

Os *phantoms* para resolução axial propostos nesta dissertação apresentaram-se aptos para classificar valores de resolução axial entre 33,78 e 167,88 μm . Na **Tabela VI.1** estão descritos os valores de resolução acima citados.

Tabela VI.1 – Comparação dos valores de resolução lateral e axial apresentadas na literatura com as obtidos com o *phantom* desenvolvido nesta dissertação.

Resoluções apresentadas na Literatura	Foster, 1993 45 [MHz]	Zhou, 2002 19 55[MHz]	<i>Phantoms</i> desta dissertação 60 [MHz]
Resolução Axial [μm]	100	100	33,78 -167,37
Resolução Lateral [μm]	55	100 50	80

Existiram algumas limitações na confecção destes *phantoms* que influenciaram no desenvolvimento deste trabalho. A infra-estrutura do laboratório não permitiu a obtenção de medidas mais precisas no momento da montagem dos *phantoms*. A serra utilizada também não possui precisão adequada de espessura do corte e de posicionamento da serra. É necessário ainda que a instrumentação de BMU do LUS seja melhorada, assim como a fabricação de novos transdutores, com largura de banda mais ampla, e alteração no sistema de medidas das imagens.

Os *phantoms* para resolução axial apresentaram maior precisão. Porém, naqueles com maiores espessuras, as camadas inferiores não puderam ser observadas, como no caso do PVDF-2 e PVC-2. Isto pode ser atribuído à profundidade de campo do transdutor utilizado, que é de 260 μm , ser inferior à espessura total desses *phantoms* que são 735 e 1140 μm , respectivamente.

Alguns materiais, quando fixados para formar os *phantoms*, não formavam interfaces refletoras, sendo necessários testes de novos materiais para intercalar, formando assim as interfaces.

No caso dos *phantoms* para resolução lateral, a confecção ainda pode ser melhorada no aspecto de sua precisão, não só na fixação das lâminas como também na fixação do marcador.

Os resultados experimentais de resolução lateral e axial obtidos nesta dissertação são contaminados com o poder de resolução da instrumentação de BMU utilizada. Portanto, a utilização de uma instrumentação de BMU com maior poder de resolução poderá trazer uma melhoria na caracterização dos *phantoms* construídos nesta dissertação.

CAPÍTULO VII

Conclusão

Os corpos de prova (*phantoms*) desenvolvidos nesta tese permitem o estabelecimento de padrões de caracterização da resolução lateral e axial em termos de imagens de sistemas de BMU.

A determinação da resolução lateral, no caso do sistema de BMU do LUS foi $R_{lat}= 80 \mu\text{m}$, sendo que a faixa de medida por meio da fenda é de 0-430 μm . No caso da resolução axial, o *phantom* permite classificá-la entre 33,78 e 167,37 μm .

Portanto apesar de algumas limitações já apresentadas, estes *phantoms* servem para calibração da instrumentação de BMU, e também servem de ponto de partida para o desenvolvimento de novos modelos completos para calibração de instrumentação de BMU.

Referências Bibliográficas

- AIUM 1990 *Standard Methods for Measuring Performance of Pulse-echo Ultrasound Imaging Equipment*. American Institute of Ultrasound in Medicine. Maryland, 53 p.
- AIUM 1991 *Standard Methods for Measuring Performance of Pulse-echo Ultrasound Imaging Equipment*. American Institute of Ultrasound in Medicine. Rockville.
- AIUM 1995 *Methods For Specifying Acoustic Properties of Tissue Mimicking Phantoms and Objects*. American Institute of Ultrasound in Medicine. Maryland, 13 p.
- BROWNE J.E., RAMNARINE K. V., WATSON A. J., HOSKINS P. R., 2003, “Assessment of the Acoustic Properties of Common Tissue-Mimicking Test Phantom”, *Ultrasound Medicine & Biology*, v. 29, (Jul), n. 7, pp. 1053-1060.
- BRUNETTE J., MONGRAIN R., CLOUTIER G., BERTRAND M., BERTRAND F. O. & TARDIF J., 2001, “A Novel Realistic Three-Layer Phantom for Ultrasound Imaging”, *the International Journal of Cardiovascular Imaging*, v. 17, pp. 371-381.
- FEIJÓO, J.G., SADIÑA, R. C., 1998, “Bases Físicas de la Biomicroscopia Ultrasónica” In: Biomicroscopia ultrasónica en oftalmología., *Instituto Gallego de Oftamología*.
- FOSTER F. S., PAVLIN C. J., LOCKWOOD G. R., HARASIEWICZ K. A., BERUBE L. R., RAUTH A. M., 1993, “Principles and Applications of Ultrasound Backscatter Microscopy”, *IEEE Trans Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control*, v. 40, pp. 608-617.
- FOSTER F.S., PAVLIN C. J., HARASIEWICZ K. A., CHRISTOPHER D. A. E TURBULL D. H., 2000, “Advances in Ultrasound Biomicroscopy”, *Ultrasound Medicine & Biology*, v.26, n. 1, pp. 1-27.

- GOODSITT M. M., CARSON P. L., WITT S., HYKES D. L., KOFLER Jr J. M., 1998, “Real-time B-mode Ultrasound Quality Control Test Procedures – Report of AAPM Ultrasound Task Group n.1” *Medical Physics*, v.25, n.8 (Aug), pp. 1385-1406.
- HUANG B., SHUNG K. K., 2005, “Characterization of High-Frequency Single-Element Focused Transducer with Wire Target and Hydrofone”, *IEEE Trans Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control*, v. 52, n.9, (Set), pp. 1608-1612.
- IEC 1930, 1996, *Ultrasonics - Real-Time Pulse-Echo Systems - Test Procedures to Determine Performance Specifications*. International Electrotechnical Commission. Geneve, 49 pgs.
- LI, W VAN DER STEEN, A. F., LANCÉE, C. T., *et al.*, 1998, “Blood Flow Imaging and Volume Flow Quantization with Intravascular Ultrasound”, *Ultrasound Medicine & Biology*, v.24, n.2 (Out), pp. 203-214.
- MADSEN, E. L., FRANK G. R., DONG F., 1998, “Liquid or solid ultrasonically tissue-mimicking materials with very low scatter” *Ultrasound Medicine & Biology*, v.24, n.2 (Out), pp.535-542.
- MOKHTARI-DIZAJI, M., 2001, “Tissue-Mimicking Materials for Teaching Sonographers and Evaluation of Their Specifications After Three Years”, *Ultrasound Medicine & Biology*, v.27, n.12 (Mai), pp. 1713-1716.
- PEREIRA F. R., MACHADO J. C., FOSTER F. S., 2003, “Ultrasound Characterization of Coronary Artery Wall in Vitro Using Temperature-Dependent Wave Speed”, *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Control*, v. 50, n. 11, 1474-1485.
- PETRELLA, I. L., 2006, “*Montagem de um Sistema para Geração de Imagens por Biomicroscopia Ultra-Sônica*”, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.

PHILLIP D., PARKER K. J., 1998, "A New Imaging Science Test Object for Performance Measurements of Ultrasonic Imaging Systems", *Phys Med Biol*, v. 43, pp. 455-465.

RYAN L. K. AND FOSTER F. S., 1997, "Tissue Equivalent Vessel Phantom for Intravascular Ultrasound", *Ultrasound Medicine & Biology*, v. 23, n. 2, pp. 261-273.

ZHOU, Y. Q., FOSTER, F.S., QU, D W., *et al.*, 2002, "Applications for Multifrequency Ultrasound Biomicroscopy in Mice for Implantation in Adulthood", *Physiological Genomics*, v.10 (Jun), pp113-126.