

CONSTRUÇÃO DE UM *PHANTOM* SINTÉTICO COM PROPRIEDADES
TERMOFÍSICAS E ULTRA-SÔNICAS SIMILARES ÀS DO TECIDO BIOLÓGICO
HUMANO EM 1,0 E 2,8 MHz

Rodrigo Leite Queiroga Basto

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. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

Prof. Hécio Rangel Barreto Orlande, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2007

BASTO,RODRIGO LEITE QUEIROGA

Construção de um *Phantom* Sintético com propriedades Termofísicas e Ultra-sônicas Similares às do Tecido Biológico Humano em 1,0 e 2,8 MHz. [Rio de Janeiro] 2007

XI, 66 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2007)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Ultra-som

2. Construção de um *Phantom* Sintético

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

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

CONSTRUÇÃO DE UM *PHANTOM* SINTÉTICO COM PROPRIEDADES
TERMOFÍSICAS E ULTRA-SÔNICAS SIMILARES ÀS DO TECIDO BIOLÓGICO
HUMANO EM 1,0 E 2,8 MHz

Rodrigo Leite Queiroga Basto

Março/2007

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

Nas últimas décadas, o emprego da irradiação ultra-sônica como um meio de geração de calor nos tecidos, vem sendo amplamente utilizada em fisioterapia. Esta situação reforça a necessidade de se avaliar com mais precisão, os efeitos gerados por esta forma de terapia. Em resposta a esta necessidade tem se desenvolvidos corpos de prova, denominados de *Phantoms*, construídos com materiais capazes de mimetizar não só as propriedades ultra-sônicas (velocidade de propagação e atenuação), mas também as propriedades termofísicas (difusividade térmica, condutividade térmica e calor específico) do tecido humano. O material *Phantom* foi confeccionado a partir de uma receita base de água, glicerina e Agar com adição de diferentes concentrações de pós de PVC e Grafite. O emprego deste último teve por objetivo acrescentar ao *Phantom* retroespalhamento também observados nos tecidos e além disto ajustar as propriedades termofísicas do *Phantom*. O resultado que mais se aproximou aos do tecido humano, foi obtido com corpos de prova preparados com 80% de pó de PVC e 5% de pó de Grafite.

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

CONSTRUCTION OF PHANTOM MATERIAL TO MIMIC THERMOPHYSICAL AND
ACOUSTICAL PROPERTIES OF HUMAN BIOLOGICAL TISSUES
AT 1.0 AND 2.8 MHz

Rodrigo Leite Queiroga Basto

March/2007

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

In the biomedical ultrasonic domain, it is common to use test-objects made of materials that can mimic the main ultrasonic properties of biological tissues (wave propagations velocity and attenuation). In the last two decades, ultrasound therapy as a mean deliver energy to biological tissue in order to produce healing became common practice. This application raises an obvious concern about tissue safety and as consequence another kind of phantom are required. Such sort of phantom must be able to mimic the tissue ultrasound propagation properties and also the heating produced by irradiation of tissues by ultrasound (absorption and thermal conductivity). The present work is aimed towards the development of phantom for assessment of performance and safety of ultrasonic therapeutic equipments. It consists in measuring and adjusting the thermo physical properties of material already employed in mimicking acoustic properties of biological tissues. These samples are composed of water, glycerin and agar. PVC powder and graphite powder are added to generate the ultrasonic backscattering increasing the attenuation coefficient in order to mimic human soft tissue. The result closest to acoustic and thermal properties of human tissue was achieved with a mixture containing 5% graphite and 80%PVC.

DEDICATÓRIA

Às pessoas mais importantes da minha vida: minha mãe, meu pai e minha esposa que sempre acreditaram na minha vitória.

AGRADECIMENTOS

Sobretudo, a Deus, meu Pai, por minha vida e pela oportunidade de concretizar o meu sonho aqui na Terra.

À minha esposa que sem medir esforços sempre esteve ao meu lado não somente nas horas fáceis de alegria, mas principalmente nos momentos em que mais precisei, sempre me apoiando com palavras sinceras, amigas e com muito amor.

Aos meus pais, que de forma amorosa me deram força para eu seguir trilhando novos caminhos e conquistando novas vitórias. Espero poder merecer seu orgulho.

Aos meus irmãos Carolina, Alessandra e Augusto, que sempre estiveram do meu lado, acreditando em meu potencial, com palavras de carinho e incentivo.

Aos meus dedicados orientadores, Wagner e Markão, meus companheiros de trabalho, colaboradores na solução de todos os meus problemas inerentes a um trabalho experimental, sempre presente me conduzindo, incentivando e orientando não só um aluno de mestrado, mas também o profissional e a pessoa, Rodrigo.

Aos meus grandes amigos de laboratório: Álvaro, Lorena, Kelly, Viviane, Isabela, Ricardo Sartorato, Paulo, Felipe, Maggi, Thais, que sem medir esforços, se dedicaram junto comigo inclusive perdendo horas de madrugada, contribuindo para que se alcançasse a finalização deste trabalho.

Aos amigos do LTTC, Cláudio e Henrique, que cooperaram muito com este trabalho, realizando as medições das propriedades termofísicas do *phantom* desenvolvido.

A instituição CAPES, por ter apoiado e financiado este projeto.

Sumário

Capítulo I – Introdução.....	1
Capítulo II – Revisão Bibliográfica	4
II-1 Ultra-Som Terapêutico.....	4
II-2 Phantoms utilizados para ultra-som.....	6
II-2.1 Phantoms Sintéticos Físicos.....	7
II-2.1.1 Materiais Gelificadores.....	7
II-2.1.1 A Velocidade de propagação:.....	8
II-2.1.3 Atenuação:.....	8
II-2.1.4 Propriedades Termofísicas:.....	9
Capítulo III - Metodologia.....	11
III-1 Introdução.....	11
III-2 Elaboração dos tipos de amostras de Phantom desenvolvidos.....	11
III-3 Protocolo de Confecção dos Phantoms.....	13
III-4 Análise Acústica das amostras de Phantom.....	18
III-4.1 Montagem Experimental.....	18
III-4.2 Análises dos Sinais Obtidos.....	21
III-5 Análise das propriedades Termofísicas das amostras de Phantom.....	25
III-5.1 Método Flash.....	25
III-5.2 Montagem Experimental.....	29
III-5.3 Análises dos Sinais Obtidos.....	37
Capítulo IV - Resultados.....	40
IV – 1 Propriedades Acústicas e Termofísicas de diferentes Phantoms.....	40
IV.1.1 - Propriedade acústica de diferentes Phantoms de Grafite.....	40
IV.1.2 - Propriedades acústicas de diferentes Phantoms de PVC e Grafite.....	42
IV.1.3 – Análise Acústica do Phantom de 80%PVC e 5% Grafite.....	43
IV.1.4 - Propriedades Termofísicas de diferentes Phantoms.....	50
Capítulo V - Discussão.....	55
Capítulo VI - Conclusão.....	59
Referências Bibliográficas.....	60

Lista de Figuras

Figura III.1 –Diferentes componentes utilizados para a confecção das amostras de *phantoms*.

Figura III.2 – *Becker* com solução composta por água, glicerina e pós de Grafite e PVC, sendo misturadas com detergente a fim de garantir homogeneização, não permitindo a formação de grumos na solução.

Figura III.3 – *Becker* contendo solução composta por água, glicerina e pós de Grafite e PVC, no interior de campânula a vácuo, onde se realiza a retirada de bolhas de ar dessa solução.

Figura III.4 – Aquecimento da mesma solução supra-citada, após ter ficado por no mínimo 1 hora no vácuo, controlada por um termopar digital, até alcançar uma temperatura de 75°C.

Figura III.5 Metodologia Experimental para a medição das propriedades acústicas (Velocidade de propagação e Atenuação) pela técnica de pulso-eco, podendo ser observado o transdutor, material refletor de alumínio e a amostra inserida entre ambos.

Figura III.6 Sinal de referência, obtido pela reflexão direta no material refletor de alumínio, com o transdutor de frequência nominal de 2,76 MHz.

Figura III.7 Sinal de referência (azul) e sinal pulso-eco gerado após a colocação da amostra de *phantom* sobre o material refletor de alumínio (vermelho). Ambos sinais gerados por um transdutor de 2,76 MHz de frequência nominal.

Figura III.8 Sinal de referência pulso-eco, em azul e sinal pulso-eco gerado após a colocação da amostra de *phantom*, em vermelho após ser realizada a transformada de Fourier.

Figura III.9 Faixa de frequência de corte obtida a partir do cálculo da equação III.3.1, para o transdutor de 1MHz de frequência.

Figura III.10 Janela de ampliação de ambos os sinais, referência (azul) e Atenuado (vermelho), demonstrando os pontos de pico que participaram do cálculo dos valores de Atenuação.

Figura III.11 Valores de Atenuação (dB/cm), para uma faixa de frequência próximas a nominal de 1 MHz, obtidos a partir do cálculo da equação III.1, onde a equação da reta é $y = 1,9201x - 1,35$ e seu coeficiente de correlação $R^2 = 0,9979$.

Figura III.12 Mostra a forma de medição da difusividade térmica segundo o modelo de Parker *et al.*

Figura III.13 Netzsh Nanoflash LFA 447/1.

Figura III.14 Mostra o procedimento normal para a análise das amostras de phantom da qual estas foram colocadas em 3 gabaritos e a amostra padrão foi colocada no quarto gabarito.

Figura III.15 Mostra a análise de uma das amostras de phantom (ph 80%PVC20%G), sem o revestimento de *clean film*, sendo observado a dispersão entre os valores de difusividade de uma mesma amostra.

Figura III.16 Mostra o *software Nanoflash LFA 447/1*, para a inserção dos parâmetros de espessura (mm), densidade (g/cm^3) da amostra e da temperatura inicial de medição ($^{\circ}\text{C}$).

Figura III.17 Tela do *software Proteus*.

Figura III.18 Degrau considerado no modelo de Mehling *et al.* (1998), devido a transferência de calor radiativa entre as faces da amostra.

Figura IV.1- Valor da atenuação acústica de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Demonstrando uma proporção direta entre a concentração de pó de grafite e a atenuação acústica.

Figura IV.2- Valor da velocidade de propagação acústica de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Neste caso não é observada a mesma proporção entre a concentração de pó de grafite e a velocidade de propagação.

Figura IV.3- Valor da atenuação acústica de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de PVC e Grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Demonstrando uma proporção direta entre a concentração de pó de PVC e Grafite na Atenuação acústica.

Figura IV.4- Valor da velocidade de propagação acústica de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de PVC e Grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Neste caso não é observada a mesma proporção entre a concentração de pó de grafite e a Velocidade de propagação.

Figura IV.5- Valor de Velocidade de Propagação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração. Sendo os valores apresentados de média e desvio padrão de cada amostra do mesmo *Phantom* desenvolvido.

Figura IV.6- Valor de Atenuação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração. Sendo os valores apresentados de média e desvio padrão de cada amostra do mesmo *Phantom* desenvolvido.

Figura IV.7- Valor de Velocidade de Propagação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada amostra do mesmo *Phantom* desenvolvido.

Figura IV.8- Valor de Atenuação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração.

Figura IV.9- Valores da velocidade de propagação em diferentes pontos de um mesmo *phantom* de 80%PVC e 5%Grafite.

Figura IV.10- Valores de atenuação acústica em diferentes pontos de um mesmo *phantom* de 80%PVC e 5%Grafite.

Figura IV.11 – Resultados de Difusividade Térmica de amostras com concentrações diferentes de pós de Grafite e PVC, sendo mostradas média e desvio padrão de cada grupo. Demonstrando uma relação direta entre a concentração de pó de PVC e a queda na difusividade térmica.

Figura IV.12 – Resultados de temperatura (°C) de análises das diferentes amostras de *Phantoms* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

Figura IV.13 – Resultados dos valores de difusividade térmica (mm^2/s) encontrados nas diferentes amostras de *Phantoms* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

Figura IV.14- Resultados dos valores de condutividade térmica ($\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$) encontrados nas diferentes amostras de *Phantoms* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

Figura IV.15- Resultados dos valores de calor específico ($\text{J}/\text{Kg}\cdot\text{K}$) encontrados nas diferentes amostras de *Phantoms* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

Lista de Tabelas

Tabela II.1. Propriedades termofísicas de diversos phantoms reportados na literatura. [1Oana et al., 1999; 2Davidson e Sherar; 2003; 3Bacon e Shawn, 1993; 4Bini *et al.*, 1984; 5Surowiec et al., 1992; 6Andreucceti et al., 1988].

Tabla II.2. Propriedades acústicas e termofísicas de um tecido humano. [Bacon y Shawn, 1993].

Tabela III.1 Nome e Sigla dos sete *phantoms* desenvolvidos.

Tabela IV.1: Valores das Propriedades acústicas (velocidade de propagação e atenuação) das oito amostras do Ph80%PVC5%G realizados com transdutor de 1 MHz.

Tabela IV.2: Valores de média e desvio padrão total das oito amostras de Ph 80%PVC5%G realizados com transdutor de 1 MHz

Tabela IV.3: Valores das Propriedades acústicas (velocidade de propagação e atenuação) das oito amostras do Ph80%PVC5%G realizados com transdutor de 2,76 MHz.

Tabela IV.4: Valores de média e desvio padrão total das oito amostras de Ph 80%PVC5%G realizados com transdutor de 2,76 MHz.

Tabela IV.5: Tabela mostrando as propriedades termofísicas e valor de densidade do *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite.

Tabela IV.6: Comparação dos valores acústicos e termofísicos da média do tecido humano e o *phantom* desenvolvido (Montiel, 2006; Bacon e Shawn, 1993].

Capítulo I

Introdução

Os equipamentos com tecnologia ultra-sônica são amplamente utilizados na medicina moderna para diagnóstico (imagem) e para terapia. Dentre os recursos terapêuticos a aplicação do ultra-som com intensidades variando entre 0,5-3,0 W/cm² gera aquecimento sendo prática corrente entre profissionais que trabalham com medicina esportiva (GARCIA *et al.*, 2004). Normalmente utilizado em faixas de frequência entre 0,75 - 3 MHz, prescrito para lesões em profundidades de 3-5 cm, na frequência de 1 MHz, enquanto que em lesões à profundidades de 1-2 cm é utilizada a frequência de 3 MHz (GANN, 1991).

A partir de elevações de temperatura de 40-45°C, com a duração de no mínimo 5 minutos, os efeitos fisiológicos observados no tecido biológico podem ser: aumento do fluxo sanguíneo, redução de espasmos musculares, aumento da extensibilidade das fibras colágenas e da resposta inflamatória e diminuição da rigidez articular (SPEED, 2001).

Para que possa quantificar a eficácia do tratamento é necessário o conhecimento da intensidade aplicada (GUIRRO *et al.*, 1996). Contudo apesar da literatura descrever os efeitos fisiológicos decorrentes do aumento da temperatura local, estudos demonstram que a maioria dos aparelhos utilizados encontra-se descalibrado não atendendo às normas da ABNT, o que impede a correlação entre dose e efeito impedindo um adequado planejamento do tratamento (GUIRRO *et al.*, 1997, ISHIKAWA *et al.*, 2000).

A necessidade de ferramentas capazes de aferir aparelhos ultra-sônicos de fisioterapia estimula o desenvolvimento de técnicas de medição que permitam a avaliação

dos prováveis efeitos da radiação no tecido humano. Dentro desta orientação foram desenvolvidas técnicas, dentre as quais, pode ser destacada a confecção de materiais mimetizadores de tecido biológico humano, denominados de *Phantoms* que permitam analisar de maneira mais acurada, o comportamento e o padrão de aquecimento do tecido humano em resposta a irradiação ultra-sônica. Tais materiais podem ser confeccionados a partir da utilização de materiais biológicos de animais ex-vivos (BAMBER e HILL, 1978), ou construídos de forma sintética (MADSEN *et al.*, 1978; MADSEN *et al.*, 1982; BURLEW *et al.*, 1980; CHIN *et al.*, 1990; SATO *et al.*, 2000).

Phantoms podem ser empregados no mapeamento do feixe acústico pela geração de imagens térmicas (MARTIN e FERNANDEZ, 1997; MACEDO *et al.*, 2002; GÓMEZ-FLORES, 2006), que permitem observar a distribuição da elevação de temperatura e do campo acústico gerado pela sonidoterapia ou pelo emprego de sensores de temperatura como por exemplo termopares (FURTADO, 2005), que permitam mapear e analisar o comportamento das curvas de aquecimento gerado pelo ultra-som em pontos determinados.

Este trabalho tem por objetivo desenvolver um *Phantom* sintético que possua propriedades acústicas e termofísicas, similares as do tecido biológico humano, contribuindo assim para um melhor entendimento dos padrões de aquecimento gerado por feixes ultra-sônicos aplicados à diatermia.

No capítulo II, serão feitas considerações sobre a propriedade física do ultra-som, bem como os fundamentos teóricos de tipos de phantoms desenvolvidos na literatura.

A descrição dos materiais e métodos utilizados para a fabricação do phantom, em suas diferentes concentrações de pó de grafite e de PVC, serão apresentadas no capítulo III.

No capítulo IV serão apresentados os resultados das medições tanto das propriedades acústicas como das propriedades termofísicas do phantom desenvolvido.

O capítulo V traz a discussão dos resultados mostrados no capítulo IV.

O capítulo VI traz a conclusão, sugestões para novos phantoms sintéticos com base na experiência aqui desenvolvidas e descrições na literatura, assim como novos phantoms dotados de novas características fisiológicas como por exemplo, a influência da vascularização local neste aquecimento.

Capítulo II

Revisão Bibliográfica

II-1 Ultra-Som Terapêutico

O ultra-som terapêutico é uma modalidade de terapia física em que a radiação não ionizante em forma de onda mecânica é transferida para os diferentes tecidos do corpo sendo parte de sua energia absorvida e transformada em calor (ZAPATA, 2004).

À medida que penetram no tecido, as ondas ultra-sônicas geradas pelo transdutor são atenuadas ao longo do eixo de propagação. Esta progressiva perda de energia, do feixe é devida a dois processos: absorção e espalhamento.

A atenuação é função de parâmetros da irradiação como frequência, intensidade e também de parâmetros do meio como coeficientes de absorção e espalhamento.

O ultra-som terapêutico é normalmente utilizado em uma banda de frequência que vai de 1,0 a 3,0 MHz em intensidades que vão de 0,5 a 3,0 W/cm².

A frequência de 1,0 MHz é prescrita para lesões de 3-5 cm de profundidade e a frequência de 3,0 MHz para lesões 1-2 cm de profundidade, (FURTADO, 2005).

Uma forma de especificar a radiação ultra-sônica é a dosagem entregue ao tecido irradiado, que é função das dimensões do campo, da intensidade e do modo e tempo de aplicação.

O modo de aplicação pode ser contínuo ou pulsado. No modo pulsado são emitidas salvas de onda, intercaladas por períodos de silêncio, com amplitudes e períodos de repetição ajustáveis (o que implica intensidades médias diferentes). Estas doses são comumente indicadas para o que se chama de tratamento atérmico. Já no modo contínuo, a

onda é emitida continuamente e a amplitude é ajustável (conforme a escolha), sendo indicada para provocar o aumento da temperatura local (tratamento térmico) (FISH, 1990).

Um tecido biológico pode ser caracterizado por sua impedância acústica, que é produto de sua densidade pela velocidade de propagação do ultra-som no mesmo. Os tecidos moles que possuem um alto conteúdo de água apresentam um coeficiente de absorção de energia variável dependendo principalmente do seu conteúdo de proteínas (DYSON, 1987).

Os efeitos fisiológicos gerados pelo aquecimento do tecido biológico, a partir da elevação de temperatura de 40-45°C, aplicado por no mínimo 5 minutos, podem ser: aumento do fluxo sanguíneo, redução de espasmos musculares, aumento da extensibilidade das fibras colágenas e da resposta inflamatória e diminuição da rigidez articular (SPEED, 2001).

Para garantir todas essas respostas fisiológicas no tecido, e com o intuito de se reduzir os riscos de lesão desse tecido, se faz necessário à criação de parâmetros de desempenho e calibração dos equipamentos ultra-sônicos de fisioterapia a fim de que se minimize os riscos à saúde dos pacientes que os utilizam. Com este intuito foram criados organismos responsáveis pela elaboração de normas e procedimentos para garantir a segurança e o desempenho desses equipamentos.

Os principais organismos que podem ser citados são: *International Electrotechnical Commission* (IEC), *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA), *American Institute of Ultrasound in Medicine* (AIUM), *Food and Drug Administration* (FDA) e *European Committee for Ultrasound Radiation Safety* (ECURS) e no Brasil a ANVISA e o INMETRO.

A primeira norma específica para transdutores de fisioterapia foi a IEC150 (*Testing and Calibration of Ultrasonic Therapeutic Equipment*), relativa a medição de intensidade, publicada em 1963, sendo posteriormente substituída em 1996 pela IEC1689.

Deve-se ressaltar, entretanto, que alguns estudos demonstram que a maioria dos aparelhos de ultra-som de fisioterapia não cumpre totalmente essas normas (GUIRRO *et al.*, 1997 e ISHIKAWA *et al.*, 2000).

II-2 *Phantoms* utilizados para ultra-som

Os *phantoms* sintéticos são construídos para mimetizarem o comportamento de um tecido biológico humano. Originalmente estes *Phantoms* reproduzem as propriedades médias de atenuação e velocidade da onda ultra-sônica e são basicamente para aplicação em diagnóstico. Já para a aplicação em terapia, é importante que o phantom possua características termofísicas dos tecidos biológicos, para responder ao aquecimento gerado pelo ultra-som.

Os *Phantoms* podem ser constituídos por géis físicos (*Phantoms* físicos), confeccionados a partir de uma receita, constituída a base de Agar e glicerina e por géis químicos (*Phantoms* químicos) que são obtidos a partir de reações químicas com a polimerização, tendo como exemplo os géis de poliacrilamida.

Os *Phantoms* constituídos por géis físicos tem vantagens em relação aos géis químicos, pois são de fácil preparo, mais seguros e de menor custo (1 kg de Agar custa cerca de R\$400,00 e um litro de glicerina custa cerca de R\$30,00).

Os géis químicos apresentam uma maior estabilidade e podem ser facilmente ajustáveis em qualquer molde, entretanto alguns componentes para a polimerização da

poliacrilamida são neurotóxicos, necessitando de um laboratório específico para a sua elaboração, e apresentam um custo mais elevado (1 kg de poliacrilamida custa cerca de US\$ 400 dólares e 1 kg de albumina bovina cerca de US\$1.300 dólares) (KAWABATA *et al.*, 2004).

II-2.1 Phantoms Sintéticos Físicos

Para o desenvolvimento deste phantom sintético de tecido mole, se faz necessária à presença de diversos materiais, primeiramente aqueles que garantam característica de um material elástico e depois aqueles que garantam sua característica acústicas (velocidade de propagação e atenuação).

II-2.1.1 – Materiais Gelificadores

Materiais gelificadores modificam o estado da mistura de ingredientes que compõe o *phantom* da consistência líquida para o gel. Os materiais gelificadores mais utilizados são a gelatina e o ágar. Entretanto, visto que durante a utilização do *Phantom*, a temperatura deve atingir valores até próximos de 45°C, o Agar, torna-se mais usado por possuir temperatura de fusão (78°C) superior a da gelatina (38°C).

Um estudo de CHIN *et al.* (1990) mostrou um novo tipo de *Phantom* com características que permite a perfusão de líquidos em seu interior. Composto de esferas de ágar de 0,3 a 0,36 mm de diâmetro, sendo o espaço entre as esferas denominado espaço intersticial, preenchido com solução de n-propanol a 10%, este *Phantom* apresentou (após ser atravessado por um líquido aquecido) a vantagem de retornar ao equilíbrio térmico de forma gradual, semelhante ao tecido biológico humano, além de possuir a capacidade de se moldar em recipientes de diferentes geometrias.

II-2.1.2 A Velocidade de propagação

A velocidade de propagação do ultra-som média no tecido biológico humano é de 1540 m/s, sendo esta propriedade normalmente conseguida adicionando concentrações de n-propanol ou glicerina (glicerol) na fabricação do *Phantom*. Apesar ambos apresentarem um ponto de ebulição alto, característica importante para a fabricação do *Phantom*, a glicerina, ao contrário do álcool n-propílico, possui volatilidade baixa, fazendo com que a concentração na mistura do *Phantom* não se altere, garantido uma maior consistência das propriedades (SATO *et al.*, 2000).

II-2.1.3 Atenuação:

A atenuação é uma característica necessária do ponto de vista de mimetização de um tecido biológico. Ela consiste na combinação de absorção e espalhamento. A absorção é a característica que faz com que o *Phantom* apresente um padrão de aquecimento similar ao tecido que se quer mimetizar, e o espalhamento é o componente da atenuação correspondente ao desvio da direção de propagação da energia causado por pequenas (menores que o comprimento de onda) descontinuidades na impedância do meio.

Dentre os materiais conhecidos e utilizados para proporcionar as características de atenuação podem ser citados: grafite, giz, carbonato de silício, microesferas de vidro e de plástico e pó de PVC.

MADSEN *et al.* (1982) adicionaram gotas de óleo na gelatina à base de água, com densidade de $0,92 \text{ gm/cm}^3$, resultando em um coeficiente de atenuação em uma faixa de $0,1$ até $2,0 \text{ dB.cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$, sendo que este coeficiente de atenuação poderia ter o seu

coeficiente de retro-espalhamento aumentado através da adição de partículas de vidro na mistura.

MADSEN *et al.* (1978) fizeram um estudo da influência da concentração do grafite em uma solução (5% de n-propanol, água e gelatina) na atenuação. Com a adição de grafite em diferentes concentrações, obteve-se uma faixa de coeficiente de atenuação de 0,2 a 1,5 $\text{dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ (para a mistura sem grafite obteve-se de 0,2 a 0,3 $\text{dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$). Observou-se, também, que o grafite exerce pouca influência sobre a velocidade.

SATO *et al.* (2000) desenvolveram *Phantoms*, para ultra-som de diagnóstico por imagem, utilizando de pó de grafite em uma concentração de 63,8 g/l de solução, demonstrando este possuir proporcionalidade do coeficiente de atenuação com a frequência, mimetizando característica atenuadora causado pelo espalhamento dessas partículas de grafite no interior desse *Phantom*.

II-2.1.4 Propriedades Termofísicas

Os *phantoms* caracterizados como físicos, desenvolvidos por MADSEN *et al.* (1978), BURLEW *et al.* (1980), CHIN *et al.* (1990) e SATO *et al.* (2000), apresentaram propriedades acústicas similares ao tecido humano, porém as propriedades termofísicas não foram mimetizadas.

Em contrapartida, os *Phantoms* caracterizados como químicos, baseados essencialmente por poliacrilamida, possuem vários estudos sobre suas características térmicas próximas aos valores do tecido biológico humano, o que mostram as tabelas II.1 e II.2 .

ZERHOUNI e RACHEDINE (1993) publicaram uma patente onde descreveram a preparação de um *phantom*, à base de poliacrilamida, onde para simular sua atenuação

acústica alteravam as porcentagens de compostos como alumina, nitrato de boro, grafite ou microesfera de vidro, assim como para alteração de sua velocidade utilizaram diferentes concentrações de glicol de etileno ou óleo de trementia, não descrevendo porém suas propriedades termofísicas.

Tabela II.1. Propriedades termofísicas de diversos phantoms reportados na literatura. [Ph 1 Oana *et al.*, 1999; Ph 2 Davidson e Sherar; 2003; Ph 3 Bacon e Shawn, 1993; Ph 4 Bini *et al.*, 1984; Ph 5 Surowiec *et al.*, 1992; Ph 6 Andreuceti *et al.*, 1988].

	Ph 1	Ph 2	Ph 3	Ph 4	Ph 5	Ph 6
Conductividade térmica (W/m ¹ . K ⁻¹)	0.31±0.001	0.56±0.047	0.518	0.56	0.395	0.394
Calor específico (J/kg ¹ . K ⁻¹)	4584±107	3810	3644	4184	3810	4182
Difusividade térmica (× 10 ⁻⁷ m ² . s ⁻¹)	0.659	1.373	1.33	1.299	0.968	0.943
Densidade (kg. m ⁻³)	1026±7	1070	1070	1030	1070	998.23

Tabla II.2. Propriedades acústicas e termofísicas medias do tecido humano. [Bacon e Shawn, 1993].

Calor específico (J/g*°C)	3,8 – 3,9
Difusividade térmica (×10⁻⁷ m²/s)	1,2 – 1,4
Conductividade térmica (W.°C⁻¹.m⁻¹)	0,47 – 0,56
Velocidade do ultra-som a 21°C (m.s⁻¹)	1560 – 1590
Atenuação típica a 5 MHz e 21°C (Np.cm⁻¹)	0,25

Capítulo III

Metodologia

III-1 Introdução

Os *Phantoms* Físicos desenvolvidos foram confeccionados com diferentes concentrações de pó de grafite e PVC, a fim de se obter a combinação de materiais mais adequada para mimetizar as propriedades acústicas e termofísicas do tecido humano.

III-2 Elaboração dos tipos de amostras de *Phantom* desenvolvidos.

Os *Phantoms* desenvolvidos tiveram como base o *Phantom* de Sato *et al.* (2000), onde materiais utilizados são: água, glicerina, gel polissacarídeo (Agar) e pó de grafite.

As concentrações propostas por SATO *et al.* (2000) são: 2,5 % agar, 11 % glicerina, 86,5 % água destilada e 63,8 g/l de solução de grafite.

$$m_{\text{glicerina}} = \frac{\%_{\text{glicerina}} \cdot m_{\text{agua}}}{\%_{\text{agua}}}$$

Eq. III.1

$$m_{\text{agar}} = \frac{\%_{\text{agar}} \cdot m_{\text{agua}}}{\%_{\text{agua}}}$$

Eq. III.2

SATO *et al.* (2000) tiveram por objetivo mimetizar as propriedades acústicas do tecido biológico humano, não tendo como preocupação mimetizar suas propriedades termofísicas.

Portanto, os componentes da mistura base aqui desenvolvida foi de: água destilada, ágar e a glicerina, apenas sendo alterada as concentrações de pó de PVC e grafite de acordo com os valores obtidos para suas propriedades acústicas e termofísicas.

Para tanto, foram desenvolvidas sete *Phantoms*, com diferentes concentrações de pó de grafite e PVC, como mostra a tabela III.1.

Tabela III.1 Nome e Sigla dos sete *phantoms* desenvolvidos.

Phantom	Sigla
Ph 200% Grafite e 0% PVC	Ph200%G
Ph 150% Grafite e 0% PVC	Ph150%G
Ph 100% Grafite e 0% PVC	Ph100%G
Ph 50% Grafite e 50% PVC	Ph50%G50%PVC
Ph 80%PVC e 20% Grafite	Ph80%PVC20%G
Ph 80%PVC e 10% Grafite	Ph80%PVC10%G
Ph 80%PVC e 5% Grafite	Ph80%PVC5%G

Os valores das concentrações de pó de Grafite e PVC foram assim denominados, pois a receita base, foi o *Phantom* desenvolvidos por SATO *et al.* (2000), sendo este relacionado na tabela III.1 com o nome de Ph100% Grafite e 0%PVC.

A partir desse *Phantom* base, os outros *Phantom* foram confeccionados variando concentração de pó de grafite e/ou substituído-a parcialmente por pó de PVC, conforme pode se observar na tabela III.1.

O cálculo dessas concentrações pode ser observado logo abaixo pelas equações III.3

$$m_{PVC} = \frac{m_G \cdot \%_{PVC}}{100\%_G} \quad \text{Eq. III.3}$$

Onde m_{PVC} é a massa de PVC que foi adicionada a amostra, m_G é a massa de grafite total proposta por SATO *et al.* (2000), ou seja 63g/l de solução, $\%_{PVC}$ são as diferentes concentrações de PVC propostas por este estudo e observadas na tabela III.1 e $100\%_G$ a concentração de grafite total.

III-3 Protocolo de Confeção dos *Phantoms*

Os equipamentos utilizados para a confecção de todos os *Phantoms*, são listados abaixo:

- Balança Helmac (HM3300) – resolução de 0,01 g
- Aquecedor com agitador magnético Novatécnica (NT 105)
- Bomba vácuo Ind. Mec. Primer Ltda. (Modelo 166, marca 104N 1016)
- Destilador de água Quimis Aparelhos Científicos Ltda. (Q341.25)
- Termômetro Digital com termopares (Fluke, Modelo 52)
- Beckers e agitadores de vidro
- Moldes com formas de acrílico
- Lâminas de vidro
- Refrigerador.

A confecção dos *Phantoms* foi iniciada com a colocação de água destilada em um *Becker* de 300 ml a uma proporção de 86,5% do total da mistura (100 ml de água destilada), sendo adicionado pó de ágar a uma concentração de 2,5% da mistura e glicerina a uma concentração de 11% do total da mistura. A escolha do pó de ágar foi devida a suas

propriedades gelificadoras, ao seu alto ponto de fusão e ao fato de sua mistura com Glicerina apresentar uma velocidade de propagação da onda ultra-sônica de 1540 m/s a uma temperatura de $24,5 \pm 0,1^\circ\text{C}$, valor este semelhante ao do tecido humano.

Os pós de Grafite e/ou de PVC foram primeiramente peneirados tendo tamanhos mínimos de 35 μm , sendo adicionados neste mesmo *Becker*, em concentrações variadas de acordo com o tipo de *Phantom* confeccionado, seguindo essa proporção como mostra a tabela III.1 e a equação III.3.

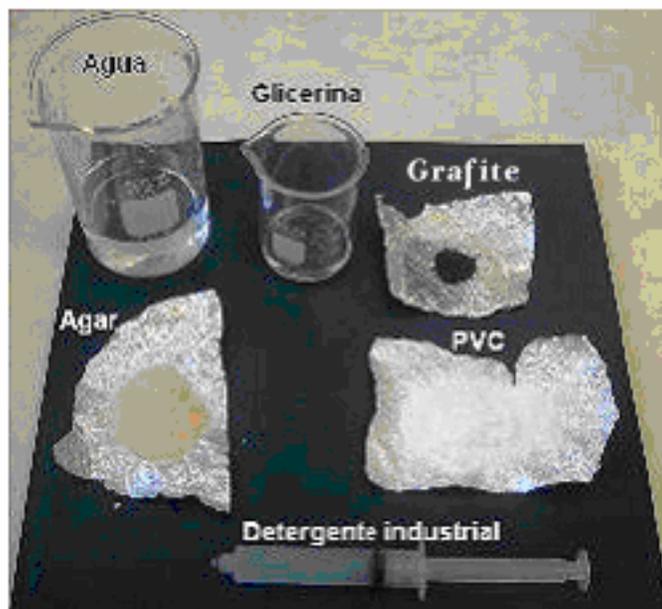


Figura III.2 –Diferentes componentes utilizados para a confecção das amostras de *phantoms*.

Com o intuito de minimizar a formação de grumos dos pós de grafite e/ou PVC, foi adicionada a uma quantidade de detergente líquido na proporção de 10% do total da concentração de água da mistura. Esse dispersante utilizado, também possuía um anti-

espumante que minimizou a formação de bolhas na mistura e que poderiam alterar as propriedades acústicas do *Phantom*.



Figura III.2 – Becker com solução composta por água, glicerina e pós de Grafite e PVC, sendo misturadas com detergente a fim de garantir homogeneização, não permitindo a formação de grumos na solução.

Após a mistura de todos os componentes da mistura estando esta ainda em estado líquido foi colocada por aproximadamente 1 hora no vácuo para a retirada da grande maioria das bolhas de ar, existentes.



Figura III.3 – *Becker* contendo solução composta por água, glicerina e pós de Grafite e PVC, no interior de um dissecador com vácuo, onde se realiza a retirada de bolhas de ar dessa solução.

Depois da extração das bolhas a mistura foi levada a um aquecedor, onde sua temperatura foi elevada até aproximadamente 75°C, medida com um termômetro digital. Esta mistura foi coberta com papel alumínio para evitar a perda de água da solução durante o aquecimento.

Deve-se frizar que o controle dessa temperatura deve ser feito de maneira rígida para evitar que a mistura atinja o ponto de ebulição que poderá ocasionar nova entrada de bolhas de ar na mistura.

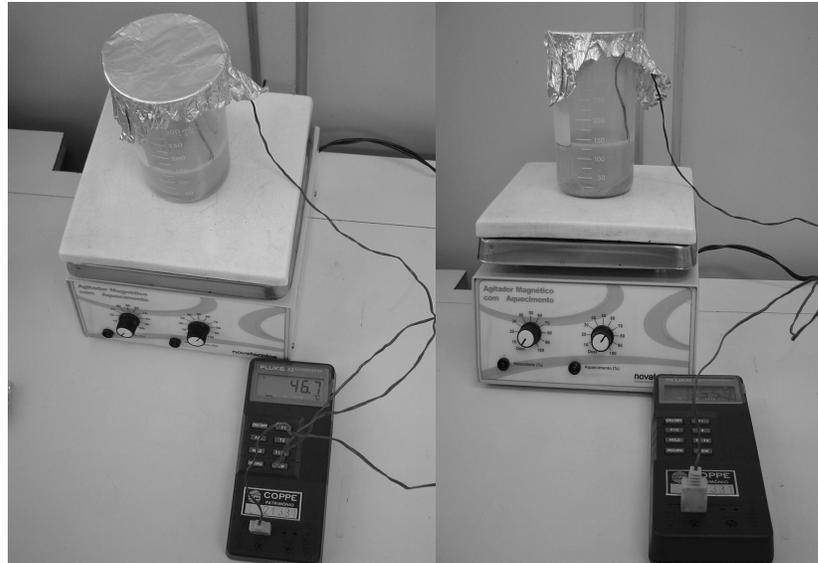


Figura III.4 – Aquecimento da mesma solução supra-citada, após ter ficado por no mínimo 1 hora no vácuo, controlada por termômetro digital, até alcançar uma temperatura de 75°C.

Com a temperatura da mistura atingindo 75°C, o aquecedor é desligado e a amostra deixada para esfriar até cerca de 50°C, quando se inicia a agitação da mistura em uma rotação de aproximadamente 40 rpm, por pelo menos 3 minutos, para aumentar a sua homogeneidade.

Após a agitação, parte da mistura ainda líquida, foi colocada em um molde cilíndrico de 5,0 cm de diâmetro e 1 cm de altura, para a medição de suas propriedades acústicas e uma outra parte colocada em um outro molde cilíndrico de 2,5 cm de diâmetro por 1,5 cm de altura, para a medição de suas propriedades termofísicas. As faces de ambos os moldes são ocluídas por lâminas de vidro, garantindo assim duas superfícies planas e lisas, o que favorece tanto sua análise acústica quanto termofísica.

III-4 Análise Acústica das amostras de *Phantom*

III-4.1 Montagem Experimental

Os materiais, programas e equipamentos utilizados para a análise de todas as amostras dos *phantoms* estão listados abaixo:

- **Computador PC**
- **Placa de transmissão e recepção (MATEC, SR-9000)**
- **Osciloscópio TEK-2200 (Tektronics)**
- **Alvo refletor de Alumínio cilíndrico (12 cm diâmetro por 5 cm de altura)**
- **Tanque retangular (18x18x25 cm) com água destilada**
- **Transdutor de 1 MHz e 2,76 MHz**
- **Algoritmo desenvolvido em *Matlab* 6.2 para calcular a velocidade de propagação e atenuação.**

A mensuração foi baseada no método de substituição, onde dois percursos da onda ultrassônica são analisados (WELLS, 1977). O percurso de referência consiste na distância entre o transdutor e uma placa de alumínio refletora. Ao ser excitado por um pulso elétrico gerado pela placa MATEC, o transdutor emite um pulso ultra-sônico que se propaga pela água destilada e retorna ao transdutor após ser refletido na placa de alumínio. Os sinais de eco captados pelo osciloscópio permitem a mensuração da amplitude e do intervalo de tempo entre eles. Após isto, estes sinais são transferidos para um PC onde as informações de amplitude e tempo são extraídas. Foram utilizados transdutores de frequências de 1 MHz e 2,76 MHz.

Colocando-se o *Phantom* previamente desenvolvido sobre a placa de alumínio é repetido o mesmo procedimento descrito acima.

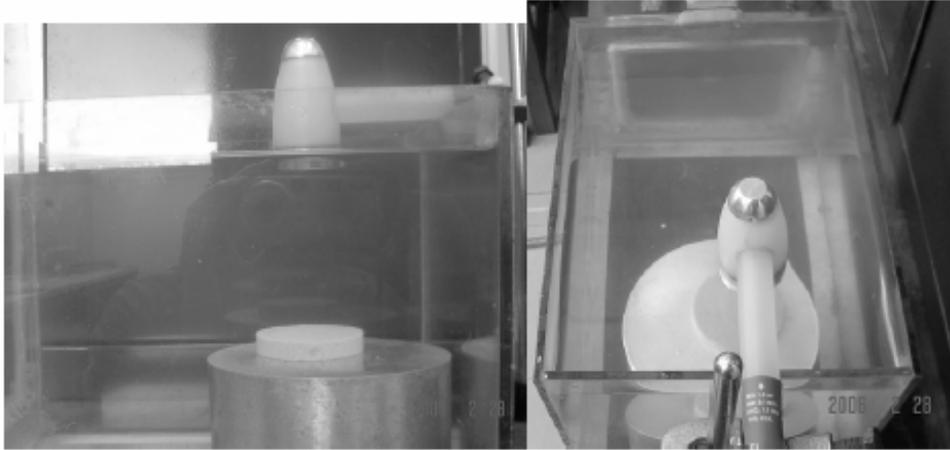


Figura III.5 Metodologia Experimental para a medição das propriedades acústicas (Velocidade de propagação e Atenuação) pela técnica de pulso-eco, podendo ser observado o transdutor, material refletor de alumínio e a amostra inserida entre ambos.

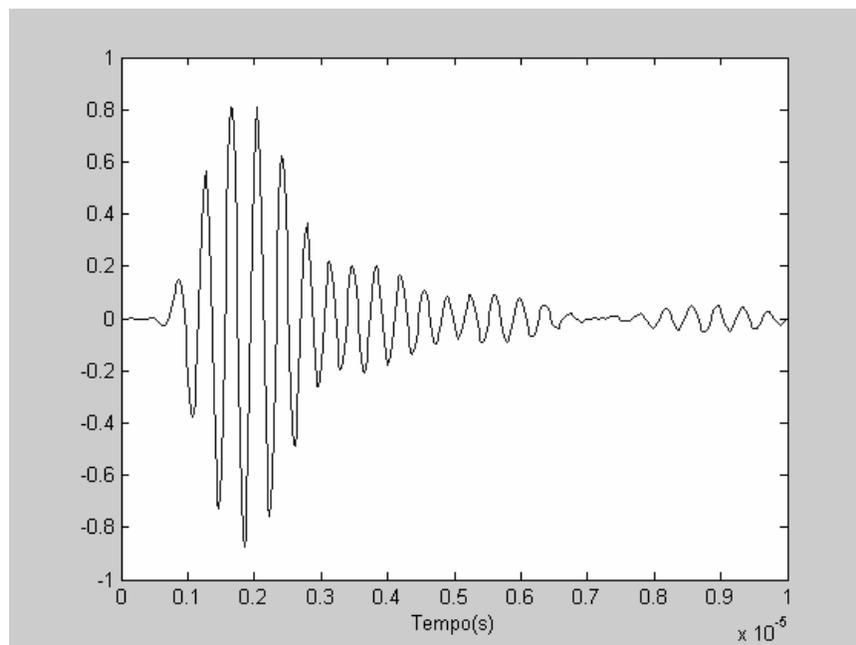


Figura III.6 Sinal de referência, obtido pela reflexão direta no material refletor de alumínio, com o transdutor de frequência nominal de 2,76 MHz.

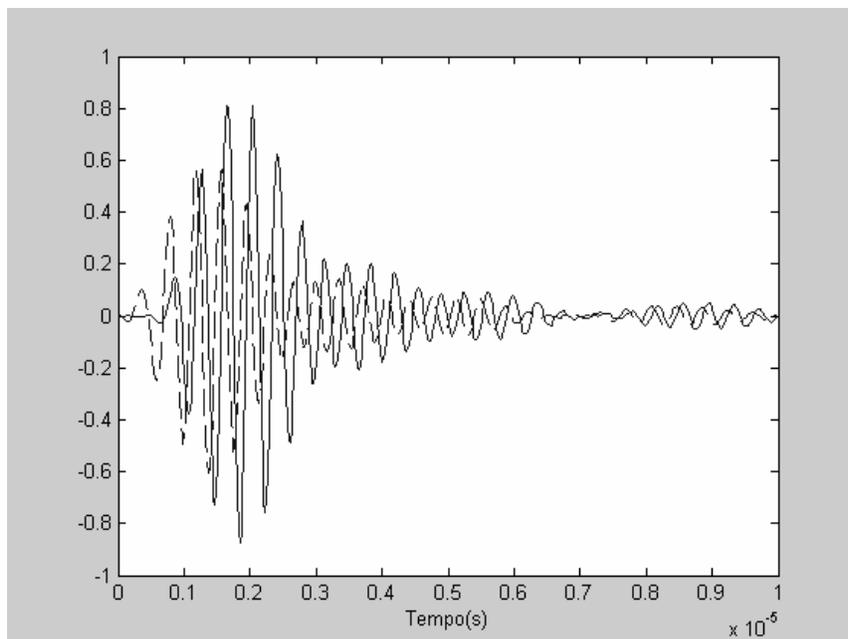


Figura III.7 Sinal de referência (contínuo) e sinal pulso-eco gerado após a colocação da amostra de *phantom* sobre o material refletor de alumínio (pontilhado). Ambos sinais gerados por um transdutor de 2,76 MHz de frequência nominal.

III-4.2 Análises dos Sinais obtidos

Com a obtenção de ambos sinais no domínio do tempo foi desenvolvido um programa em Matlab, para que fosse realizado o processamento deste sinal no domínio da frequência, a fim de que se fosse calculado o coeficiente de atenuação acústica destas amostras de *Phantom*, sendo calculado o módulo da transformadas de Fourier de ambos os sinais, como mostra a figura III.4.

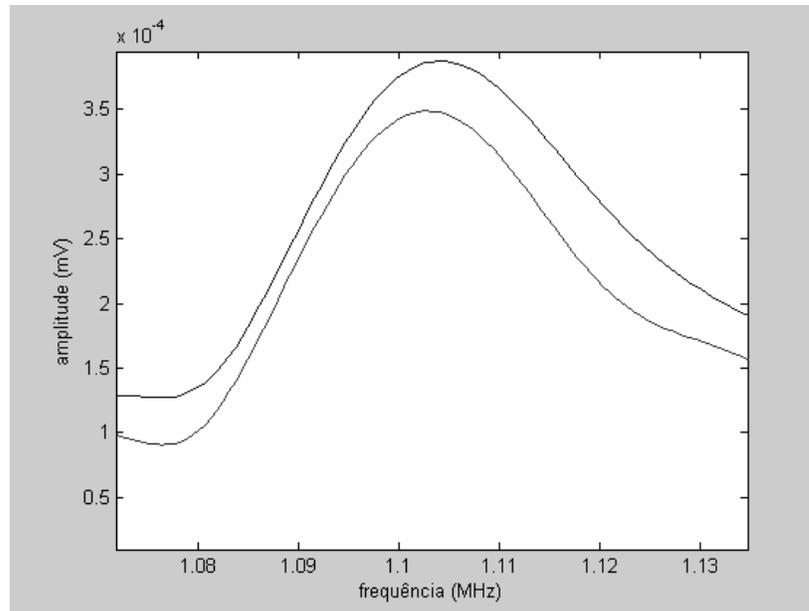


Figura III.8 Sinal de referência pulso-eco(superior) e o sinal pulso-eco gerado após a colocação da amostra de *phantom* (inferior), após ser realizado o cálculo do módulo do sinal.

O cálculo do coeficiente de atenuação tem como primeira etapa, a determinação da banda útil de frequência, que é calculado encontrando-se o valor de pico do sinal referência, medido sobre o sinal atenuado e sobre este mesmo sinal encontrando as frequências onde o não há interferência do sinal referência pelo sinal atenuado.

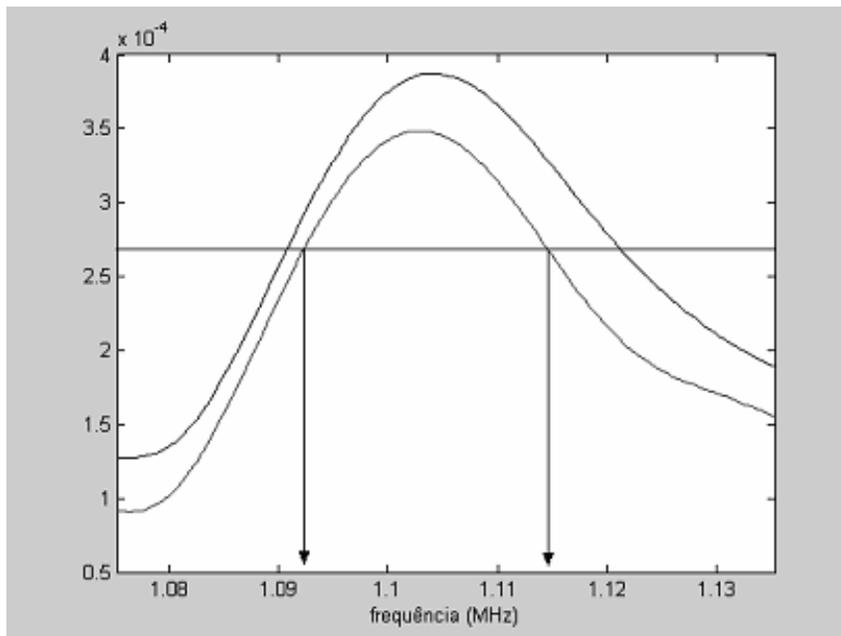


Figura III.9 Faixa de frequência de interesse obtida para o transdutor de 1MHz de frequência.

O cálculo do coeficiente de atenuação segue a equação III.3.1 onde ocorre a divisão dos espectros de amplitudes do sinal não atenuado A_0 , pelo sinal atenuado A . O coeficiente de atenuação α é dada em dB/cm, como mostra a equação, sendo obtido valores de atenuação dentro da faixa de frequência pré-determinada, sendo x o valor da espessura do *phantom*.

$$\alpha = 20 \cdot \frac{\log\left(\frac{A_0}{A}\right)}{2 \cdot x}$$

Eq. III.3.1

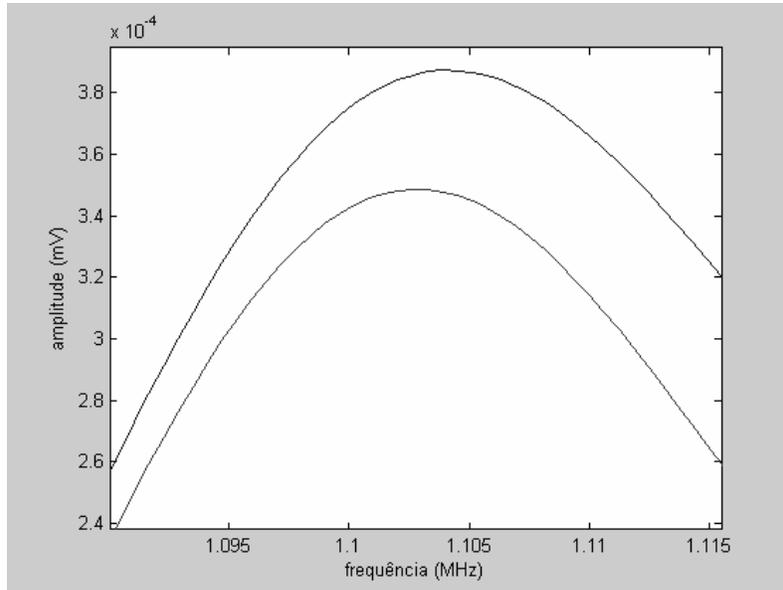


Figura III.10 Janela de ampliação de ambos os sinais, referência (superior) e Atenuado (inferior), demonstrando os pontos de pico que participaram do cálculo dos valores de Atenuação.

Ao serem realizados estes cálculos (Eq. 3.2), os resultados podem ser aproximados por uma reta obtida por mínimos quadrados, gerando assim um coeficiente de atenuação em (dB/cm)/MHz, observados na figura abaixo.

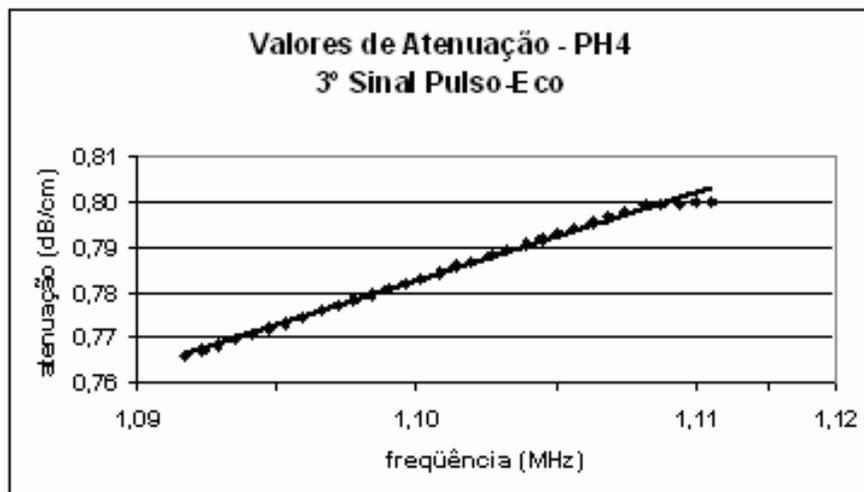


Figura III.11 Valores de Atenuação (dB/cm), para uma faixa de frequência próximas a nominal de 1 MHz, obtidos a partir do cálculo da equação III.1, onde a equação da reta é $y = 1,9201x - 1,35$ e seu coeficiente de correlação $R^2 = 0,9979$.

A velocidade de propagação do *phantom* (V_{am}) foi mensurada a uma temperatura ambiente de 25°C e calculada a partir do sinal pulso-eco no domínio do tempo, onde um programa em Matlab, encontra o pico dos sinais provenientes da placa de alumínio com e sem a amostra. A diferença temporal Δt entre estes picos, ou seja a diferença entre o tempo de vôo dos pulsos.

Considerando-se que à distância (s) percorrida pela onda na amostra de *phantom* de um cm, tem que ser multiplicada por dois, pois se trata de pulso-eco, e que a velocidade da onda na água ($v_{\text{água}}$) é de 1480 m/s a temperatura de 25°C, chega-se a equação III.2 (Well, 1977).

$$V_{am} = \frac{s}{\left(\frac{s}{V_{\text{água}}}\right) - \Delta t} \quad (\text{m/s}) \quad \text{Eq. III.2}$$

III-5 Análise das propriedades Termofísicas das amostras de *Phantom*

III-5.1 Método Flash

O método *Flash* consiste em irradiar uma amostra pequena e fina, uma energia térmica de alta intensidade e curta duração, tendo como principais vantagens:

- geometria simples e pequenas dimensões do corpo de prova;
- rapidez nas medições e análises;
- ampla faixa de difusividade térmica (10^{-7} a 10^{-3} m²/s);
- ampla faixa de temperatura (75 a 2800 K);

Por isso este método tornou-se um padrão ASTM em 1992 (ASTM 1461-01, 2001), tendo como componentes necessários:

- fonte de energia;
- suporte da amostra
- forno (opcional);
- detector de temperatura;
- sistema de aquisição de dados.

O método é realizado de maneira que a energia do pulso transmitido, ao ser absorvida em uma face da amostra e o aumento de temperatura são transmitidos e concomitantemente medidos em sua face oposta, obtendo-se a partir do cálculo de Parker *et al.* (1961), que foi o pioneiro no desenvolvimento desse método; e considerou a espessura da amostra (L) e o tempo necessário para a face oposta alcançar 50% do seu valor máximo de temperatura ($t_{0,5}$), a difusividade térmica do material analisado, como mostrado pela equação III.3 e pela figura III.8.

Porém, para que a formulação matemática se aproximasse das condições físicas reais do experimento, a fim de se diminuir os erros de medição, outros autores propuseram modelos matemáticos para diminuir o problema de condução de calor no corpo de prova, sendo estes o de Cowan (1961 e 1963), Cape e Lehman (1963) e Clark e Taylor (1975), além de recentemente, modelos lidando com transferência acoplada condução-radiação no corpo de prova para materiais semi-transparentes, foram propostos, como é o caso dos trabalhos de MEHLING *et al.* (1998).

$$T(L, t) = \frac{Q}{\rho c_p L} \left[1 + 2 \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^n \exp\left(\frac{-n^2 \pi^2 \alpha t}{L^2}\right) \right] \quad \text{Eq. III.3}$$

Onde ρ é a densidade em g/cm^3 , c_p é o calor específico, L é a espessura da amostra, Q a quantidade de calor e α é a difusividade térmica.

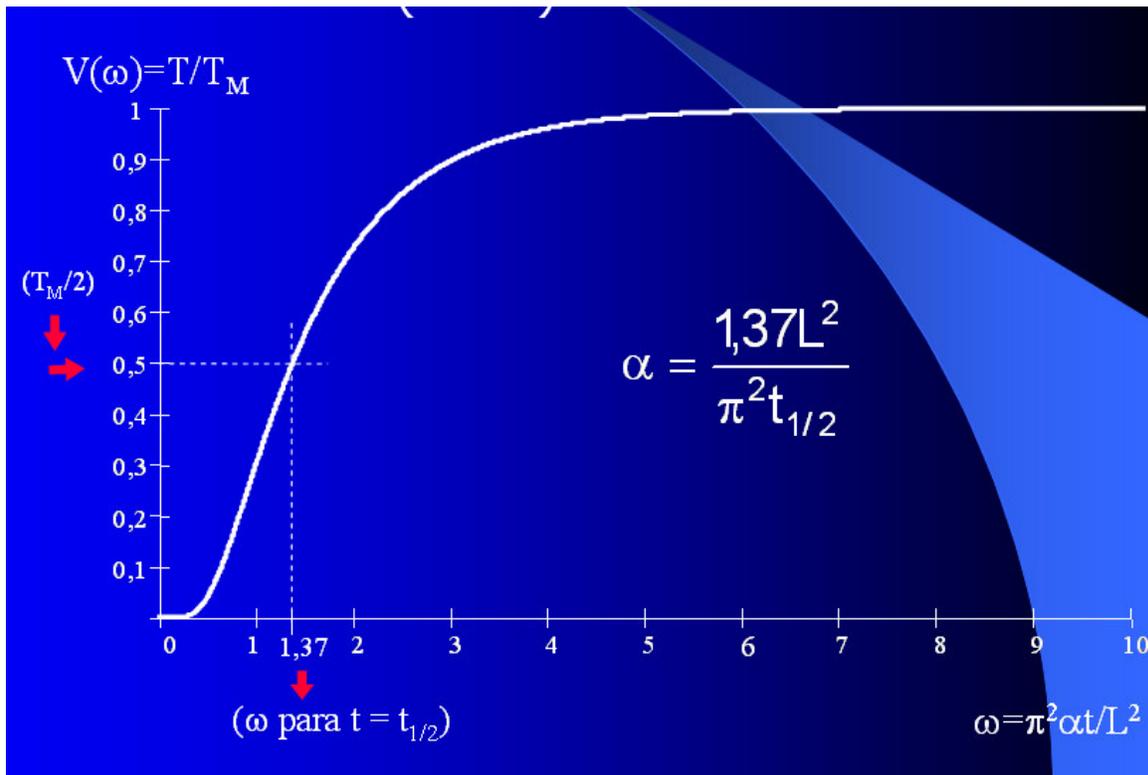


Figura III.12 Mostra a forma de medição da difusividade térmica segundo o modelo de Parker *et al.*

A partir do cálculo da difusividade térmica, o calor específico e a condutividade térmica também podem ser calculados como uma extensão do método, embora ele não tenha sido desenvolvido especificamente com esse objetivo.

A fonte de energia para gerar o aumento de temperatura na amostra é uma lâmpada de Xenônio de alta potência, sendo esta envolvida por um espelho parabólico (refletor) que direciona o feixe de luz para a amostra, conforme mostra a figura III.4.2.

O detector de temperatura pode ser um termopar, detector infra-vermelho, pirômetro óptico ou qualquer componente capaz de prover uma saída elétrica linear, proporcional a

um pequeno aumento de temperatura, capaz de detectar uma mudança de 0,05 K sobre a temperatura inicial da amostra.

Existem várias condições que devem ser satisfeitas para este processo ser válido (STM E-146-01, 2001)

- A fonte de energia deve ser capaz de reproduzir o pulso com as mesmas condições, tanto para o corpo de prova como para o material de referência;
- O detector de prova e o material de referência deve ter tamanho semelhante ao corpo de prova;
- O corpo de prova e o material de referência devem ser cobertos com uma camada de grafite uniforme e fina, para assegurar que a emissividade das duas seja a mesma;
- O material de referência e o corpo de prova devem ser homogêneos e isotrópicos;
- A amostra de referência e o corpo de prova devem ser testados a mesma temperatura e no mesmo ambiente. Preferivelmente, o teste deve ser feito com o material de referência e o corpo de prova lado a lado, e com um pequeno intervalo de tempo entre eles;
- A verificação do processo poderá ser feita usando a amostra de referência como referência (MASSARD, 2004);

O aparelho utilizado para a medição das propriedades termofísicas das amostras de *Phantoms* foi o *Netsch Nanoflash LFA 447/1*, capaz de medir difusividade térmica, calor específico e condutividade térmica de diversos materiais como metais, grafite, compósitos, cerâmicas entre outros, na faixa de temperaturas que de 25 a 200°C, como mostra a figura III.13.

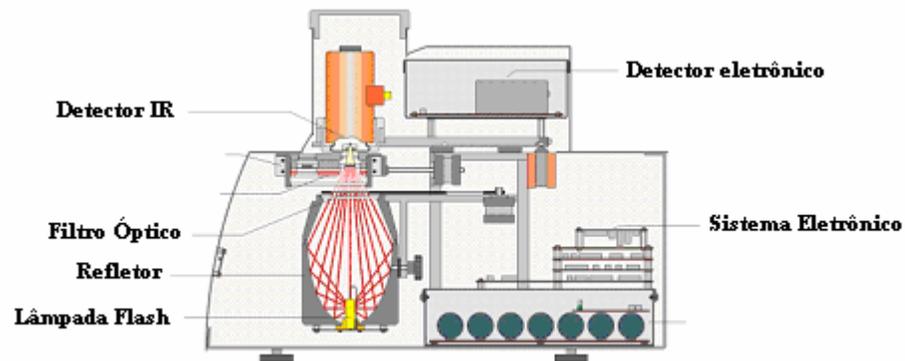
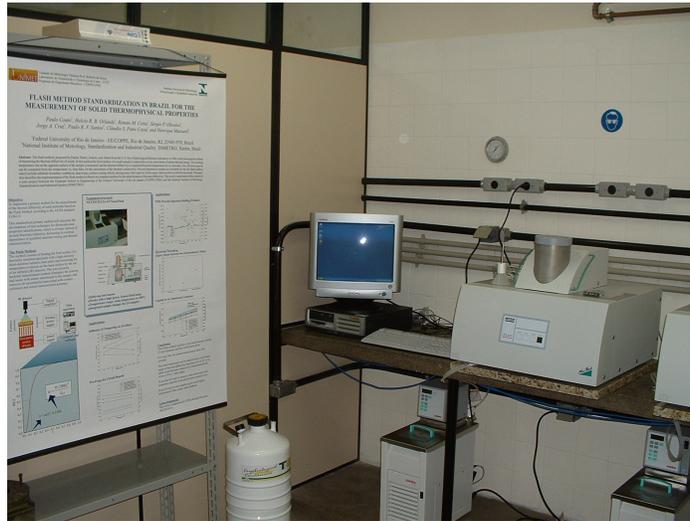


Figura III.13 Netzsh Nanoflash LFA 447/1

III-5.2 Montagem Experimental

A partir da confecção das amostras de *Phantom*, estas foram inicialmente pesadas e tiveram medidas massa e volume para o cálculo de sua massa específica. O densímetro utilizado para a medição da massa específica dos nanofluidos foi o Sartorius YDK 01, montado na balança Marte AM 220 (ver Fig. III.14). Os componentes do densímetro são (Fig. III.15): 1 proveta (C), 1 armação para a fixação dos componentes do densímetro na balança (D), 1 termômetro (E), 1 prumo de vidro para a determinação da densidade de líquidos (F), 1 suporte para amostra sólidas (A), 1 plataforma de metal para o suporte das

peças do densímetro na balança (B) e uma peça adaptadora para montar o kit na balança (G).



Figura III.14 Balança AM220 da Marte



Figura III.15 Densímetro operando no LTTC

Com uma balança hidrostática que permite pesar objetos no ar assim como na água, é possível:

1) Determinar a massa específica do sólido se a massa específica do líquido na qual ele está imerso for conhecida, da seguinte maneira:

Se a massa do sólido no ar for conhecido ($W(a)$), assim como o seu volume ($V(s)$), a massa específica pode ser calculada pela seguinte expressão:

$$\rho = \frac{W(a)}{V(s)} \quad \text{Eq. III.4}$$

Se este sólido for submergido em um líquido, o volume do sólido imerso no líquido ($V(s)$) é igual ao volume deslocado de líquido ($V(fl)$). Então, à partir da eq. (Eq. III.4), obtém-se:

$$\rho = \frac{W(a)}{V(fl)} \quad \text{Eq. III.5}$$

Pela definição de massa específica, obtém-se o volume deslocado de líquido:

$$V(fl) = \frac{Massa(fl)}{\rho(fl)} \quad \text{Eq. III.6}$$

onde $Massa(fl)$ é a massa de fluido deslocada pelo sólido e $\rho(fl)$ é a massa específica do fluido. A massa de líquido deslocada é igual a massa da amostra pesada no ar subtraída da massa da amostra pesada no líquido: $Massa(fl) = W(a) - W(fl) \equiv G$.

$$V(fl) = \frac{W(a) - W(fl)}{\rho(fl)} \quad \text{Eq. III.7}$$

Substituindo em (Eq. III.4), obtém-se:

$$\rho = \frac{W(a) \cdot \rho(fl)}{W(a) - W(fl)}$$

Eq. III.8

onde:

ρ = massa específica do sólido; $\rho(fl)$ = massa específica do líquido ; $W(a)$ = massa do sólido no ar; $W(fl)$ = massa no sólido no líquido; V = volume do sólido

Com as equações (III.7) e (III.8) obtém-se a massa específica de sólidos e líquidos com incerteza de duas casas decimais.

Após a medição de sua massa específica, as amostras foram totalmente envolvidas por um filme de PVC (*clean film*), com o intuito de não perder sua concentração de água durante as medições. A colocação deste filme se deu a partir de testes realizados anteriormente em que seus resultados mostraram-se insatisfatórios, já que estas amostras sem o filme de PVC, perdiam água muito facilmente durante as análises, levando a uma alteração dos resultados, conforme mostrado na figura .III.16.

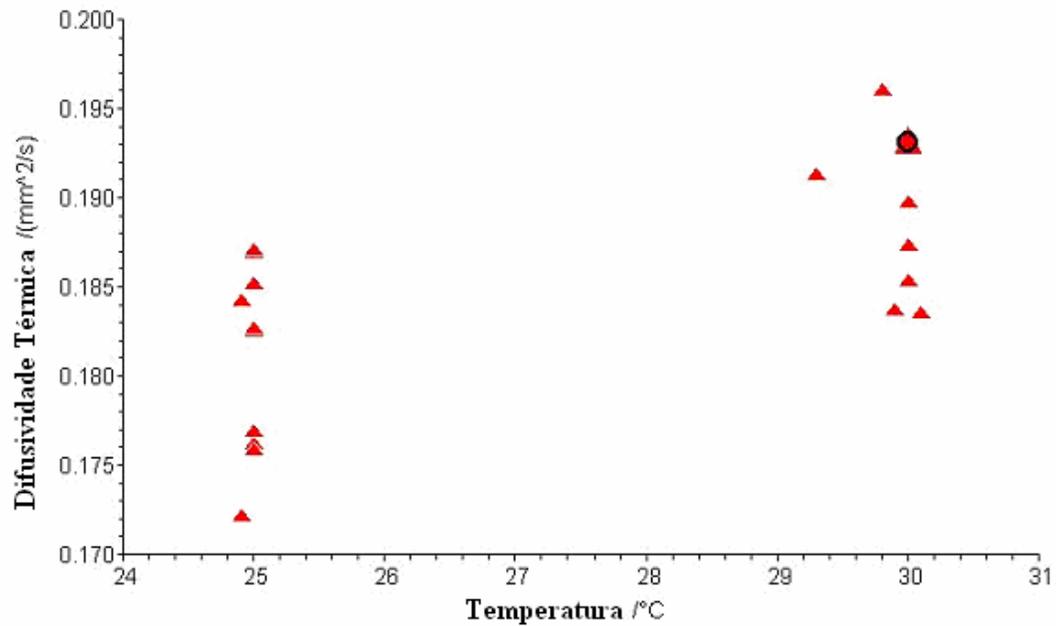


Figura III.16 Mostra a análise de uma das amostras de phantom (ph 80%PVC20%G), sem o revestimento de *clean film*, sendo observado a dispersão entre os valores de difusividade de uma mesma amostra.

Em seguida estas amostras foram pintadas em todo o seu perímetro por grafite, A determinação da difusividade térmica com o Método de Flash geralmente requer uma camada de grafite para absorver o pulso de energia e para aumentar a emissão na faixa infra-vermelha (para a leitura da variação de temperatura da superfície traseira feita com um detector de infra-vermelho). Na figura III.17 podemos observar o procedimento de análise das amostras de *Phantom*.

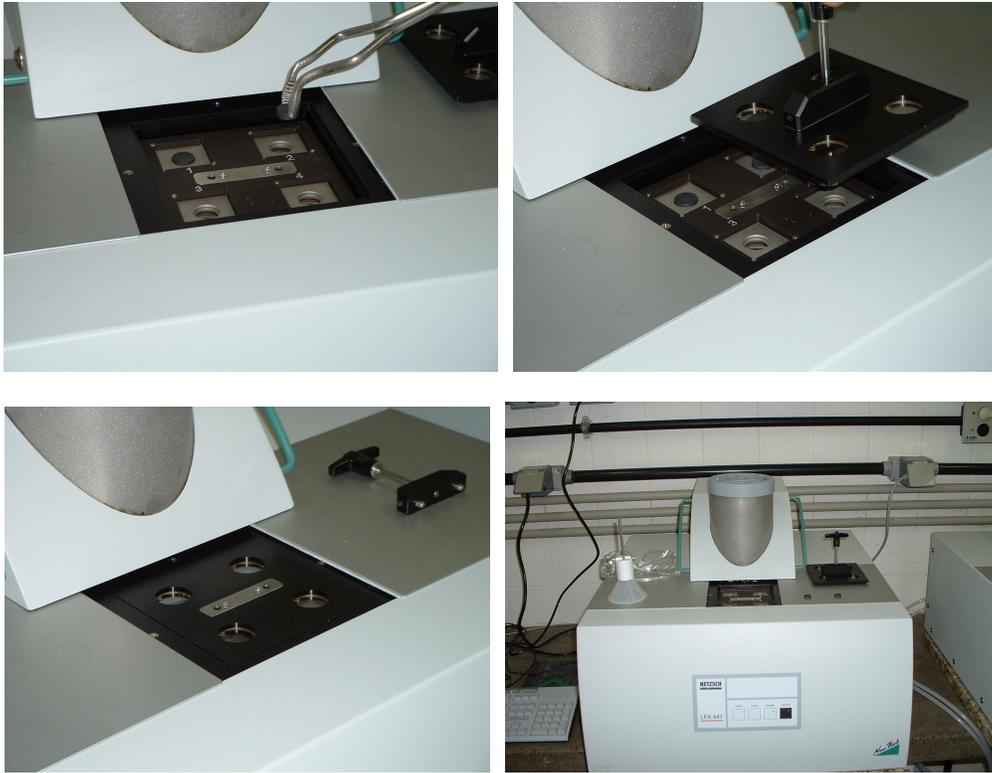


Figura III.17 Mostra o procedimento normal para a análise das amostras de phantom da qual estas foram colocadas em 3 gabaritos e a amostra padrão foi colocada no quarto gabarito.

Após a colocação destas amostras no aparelho, se fez necessária à definição no *software Nanoflash* de quais tipos de materiais estão sendo colocados em cada posição do suporte da amostra, assim como todos os parâmetros do material a ser medido (espessura, diâmetro e massa específica do *Phantom*), conforme mostra na figura abaixo III.18.

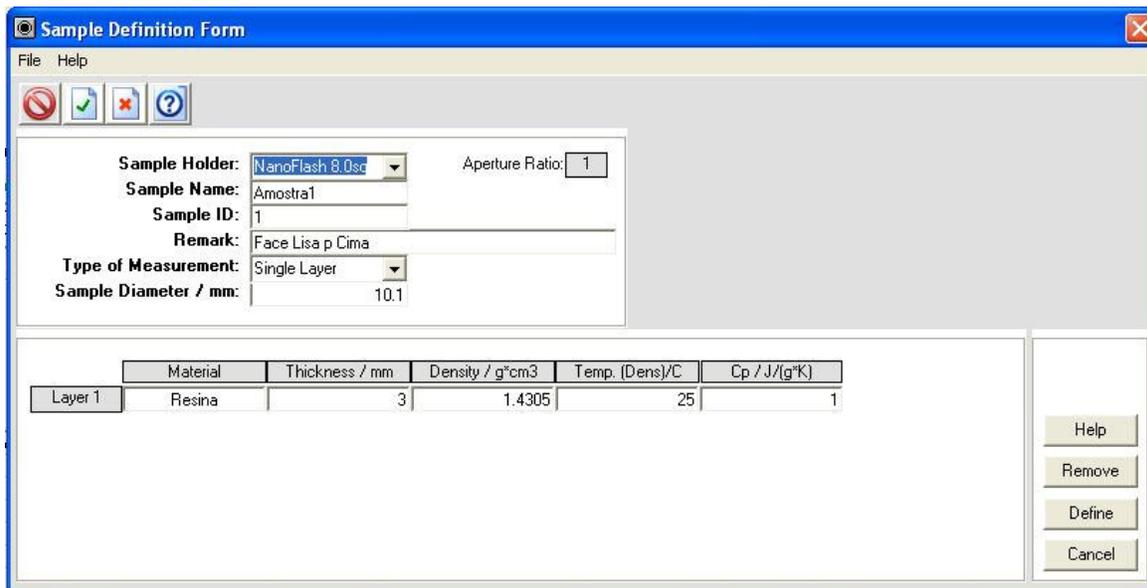


Figura III.18 Mostra o *software Nanoflash LFA 447/1*, para a inserção dos parâmetros de espessura (mm), densidade (g/cm^3) da amostra e da temperatura inicial de medição ($^{\circ}\text{C}$).

O próximo passo foi o de definir os parâmetros dos testes: a faixa de temperatura, os filtros (usados para evitar a saturação do sinal de potência do pulso), controle de voltagem da lâmpada, o ganho do amplificador e o tempo de duração do experimento. No caso da amostra de *Phantom*, foram realizados os testes em temperatura de 25°C , visto que as propriedades termofísicas das mesmas não se alteraram na faixa de temperatura de aquecimento máximo do tecido biológico humano, ou seja de 25° à 45°C , sendo observado experimentalmente.

A análise dos dados experimentais foi executada por um *software* chamado de Proteus, mostrado na figura III.19 abaixo, que possui modelos matemáticos para a análise dos dados, sendo estes: Adiabatic, Cape-Lehmann (CAPE E LEHMAN, 1963), Cowan e Radiação (MEHLING *et al.*, 1998).

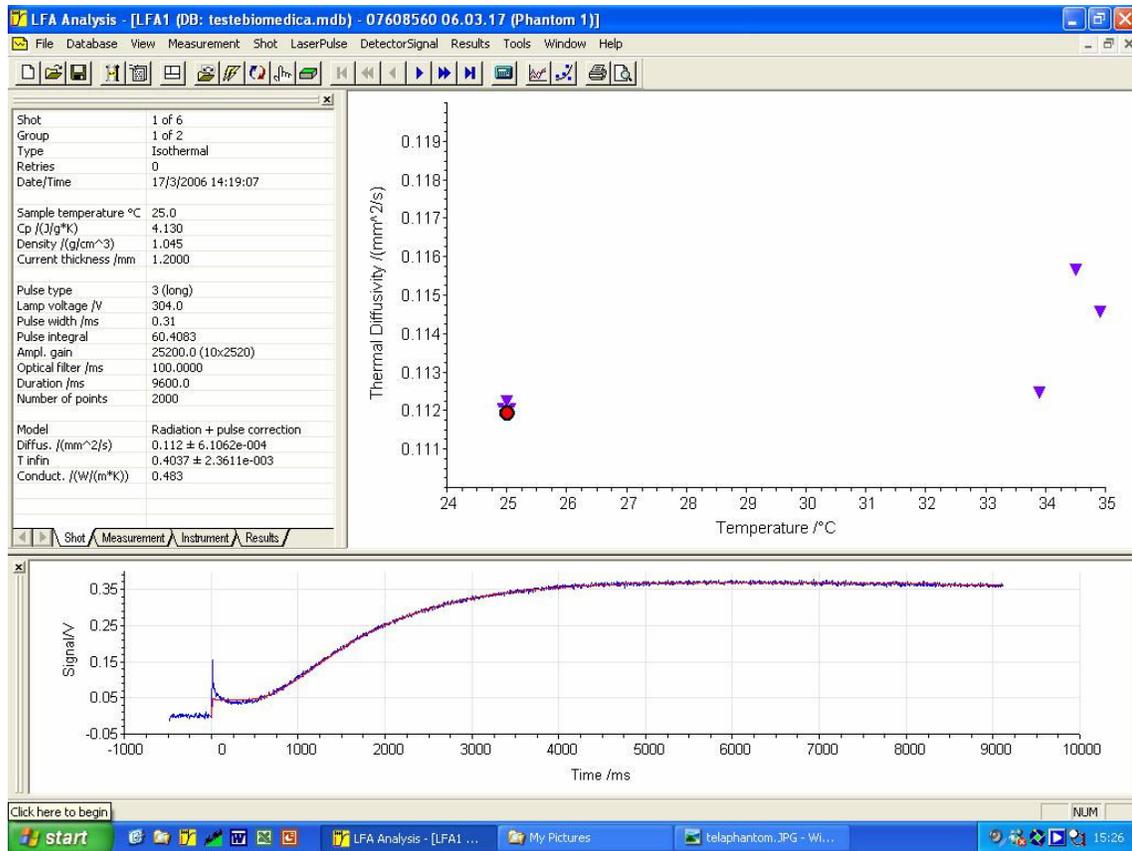


Figura III.19 Tela do software Proteus

III-5.3 Análises dos Sinais obtidos

Os sinais gerados foram analisados utilizando-se o método de Radiação com correção de pulso, proposto por MEHLING *et al.* (1998), que considera:

- transferência de calor por Radiação entre as faces;
- amostras não absorventes (não participativos), semi-transparentes, não espalhadoras, e podendo estes serem de natureza sólida ou líquida;

MEHLING *et al.* (1998) apresentaram um modelo matemático para materiais semitransparentes, não absorventes (não participativos) e não espalhadores.

Para materiais semi-transparentes e finos, o uso de uma camada reflexiva abaixo da camada de grafite permite o uso de métodos convencionais para a identificação do difusividade térmica, como os descritos acima (MEHLING *et al.*, 1998). Porém, essa camada reflexiva normalmente é obtida por depósito de vapor de ouro, que é um processo caro e demorado (MEHLING *et al.*, 1998). Para evitar o uso da cobertura de ouro, a transferência de calor por radiação na amostra precisa ser levada em conta no modelo matemático usado no método Flash. MEHLING *et al.* (1998) desenvolveram um modelo onde a radiação é levada em conta em um meio não-participativo. Nesse modelo, além de condução de calor na amostra, uma transferência radiativa entre as superfícies dianteira e traseira é levada em conta em uma formulação unidimensional. Como o meio é considerado não participativo, a transferência de calor por radiação só depende da temperatura nas fronteiras. O modelo proposto por MEHLING *et al.* (1998) é dado por:

$$\frac{1}{\alpha} \cdot \frac{\partial \delta(x,t)}{\partial t} = \frac{\partial^2 \delta}{\partial x^2} \quad \text{em } 0 < x < L, t > 0 \quad \text{Eq. III.9}$$

$$-\frac{\partial \delta}{\partial x} + \nu \delta(0,t) + \nu \eta [\delta(0,t) - \delta(l,t)] = 0 \quad \text{em } x = 0, t > 0 \quad \text{Eq. III.10}$$

$$\frac{\partial \delta}{\partial x} + \nu \delta(L,t) + \nu \eta [\delta(0,t) - \delta(L,t)] = 0 \quad \text{em } x = L, t > 0 \quad \text{Eq. III.11}$$

onde δ e ν estão definidos por $\delta(r, x, t) = T(r, x, t) - T_0$ e $\nu_{x,r} = \frac{4\sigma \epsilon_{x,r} T_0^3}{k}$, ver modelo de

Cape e Lehman (1963).

Pela utilização deste modelo, MEHLING *et al.* (1998), conseguiram mostrar que o modelo desenvolvido foi capaz de capturar o degrau da temperatura de superfície traseira, resultante da transferência de calor radiativa entre as superfícies da amostra, conforme mostra a figura III.20, portanto este modelo ao desconsiderar este degrau pode melhor calcular a difusividade térmica da amostra minimizando o erro experimental gerado por este degrau.

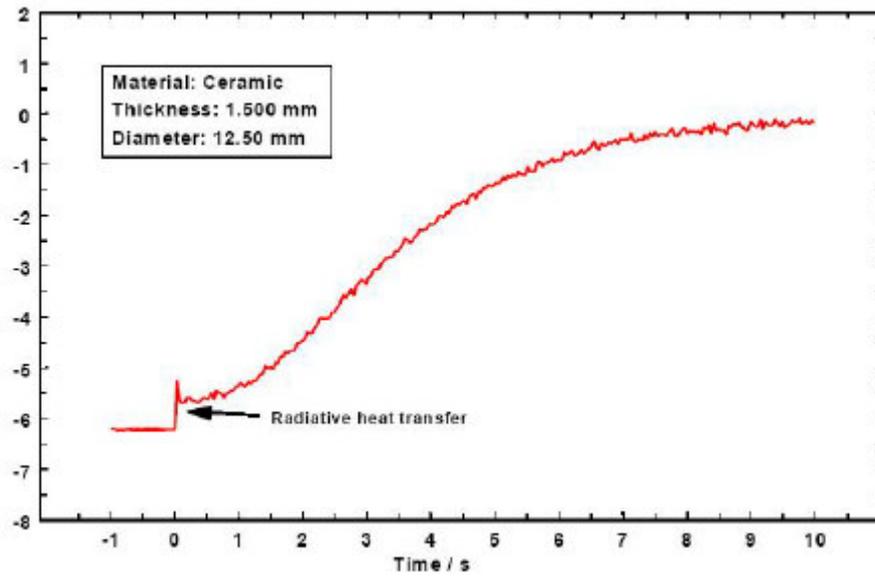


Figura III.20 Degrau considerado no modelo de MEHLING *et al.* (1998), devido a transferência de calor radiativa entre as faces da amostra.

Capítulo IV

Resultados

Este capítulo apresenta os resultados obtidos a partir da montagem experimental descrita anteriormente, com amostras confeccionadas com diferentes concentrações de pó de Grafite e PVC, mantendo as concentrações básicas de água, glicerina e ágar, Foram analisadas as propriedades acústicas de cada amostra, mensurando a velocidade de propagação (m/s), e o coeficiente de atenuação (dB/cm), utilizando transdutores de frequência de 0,8, 1 e 2,76 MHz, assim como as propriedades termofísicas: difusividade térmica (mm^2/s), condutividade térmica ($\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$) e calor específico ($\text{J}/\text{g}\cdot\text{K}$).

IV – 1 Propriedades Acústicas e Termofísicas de diferentes *Phantoms*

IV.1.1 - Propriedade acústica de diferentes *Phantoms* de Grafite

Os resultados abaixo demonstram os diferentes valores de atenuação e velocidade de propagação mensurados nos *Phantoms*, construídos com diferentes concentrações de pó Grafite. Para cada concentração foram desenvolvidas três amostras de cada, a fim de se poder medir suas propriedades acústicas.

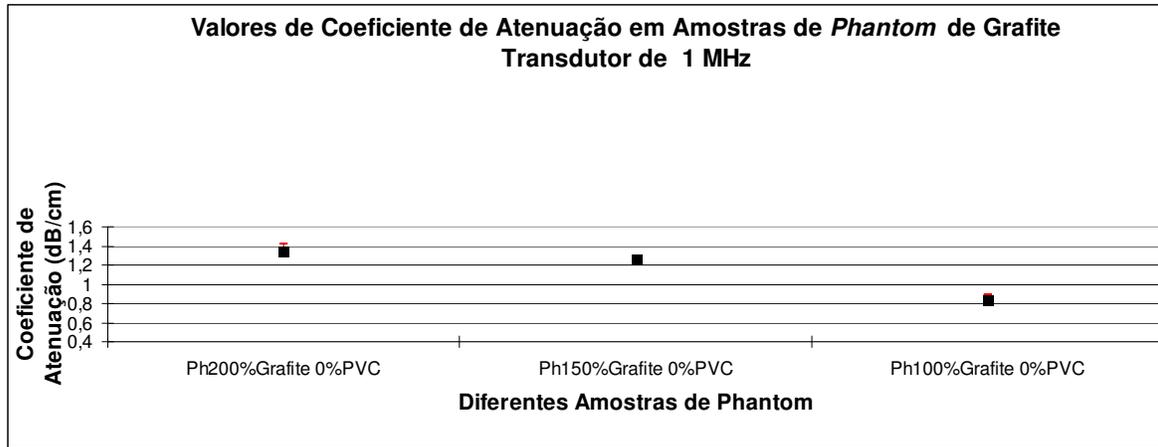


Figura IV.5- Valor do coeficiente de atenuação acústica de amostras de *Phantoms* com diferentes concentrações de pó de grafite. São apresentados a média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Há uma proporção direta entre a concentração de pó de grafite e a atenuação acústica.

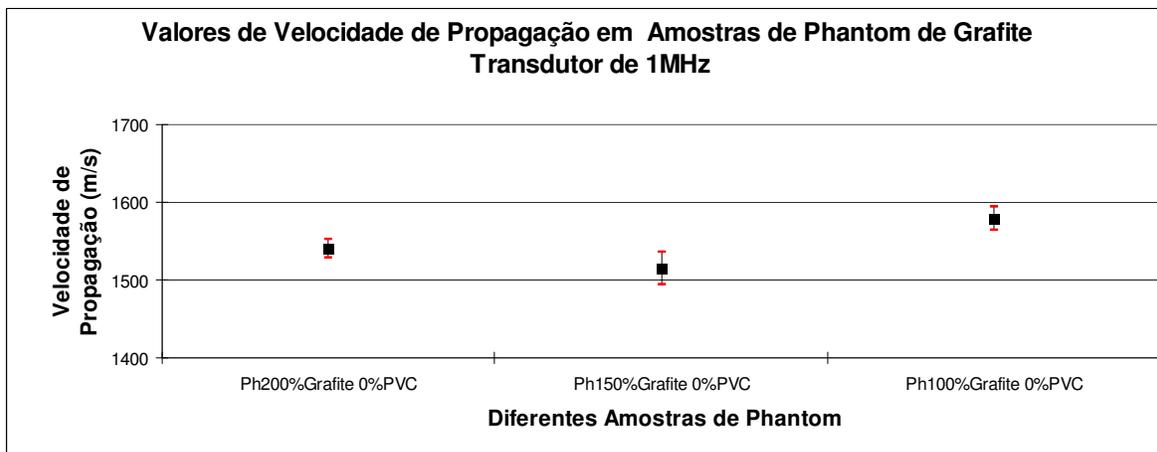


Figura IV.6- Valor da velocidade de propagação acústica (medidos a uma temperatura ambiente de 25°) de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Neste caso não é observada a mesma proporção entre a concentração de pó de grafite e a velocidade de propagação.

IV.1.2 - Propriedades acústicas de diferentes *Phantoms* de PVC e Grafite

Os resultados abaixo mostram os diferentes valores de atenuação e velocidade de propagação de *Phantoms*, construídos com diferentes concentrações de pó de PVC e Grafite.

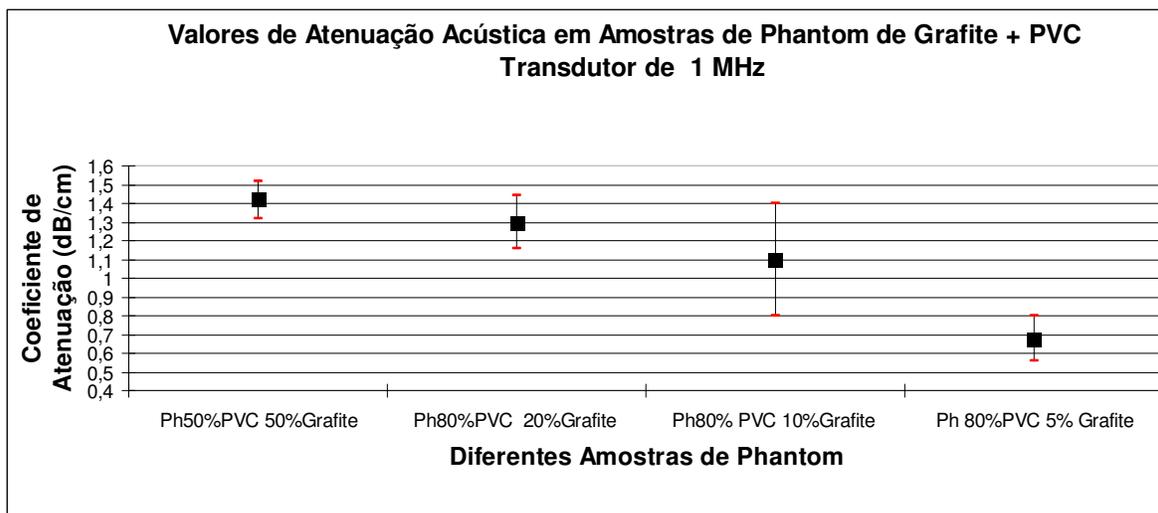


Figura IV.7- Valor da atenuação acústica de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de PVC e Grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Demonstrando uma proporção direta entre a concentração de pó de PVC e Grafite na Atenuação acústica.

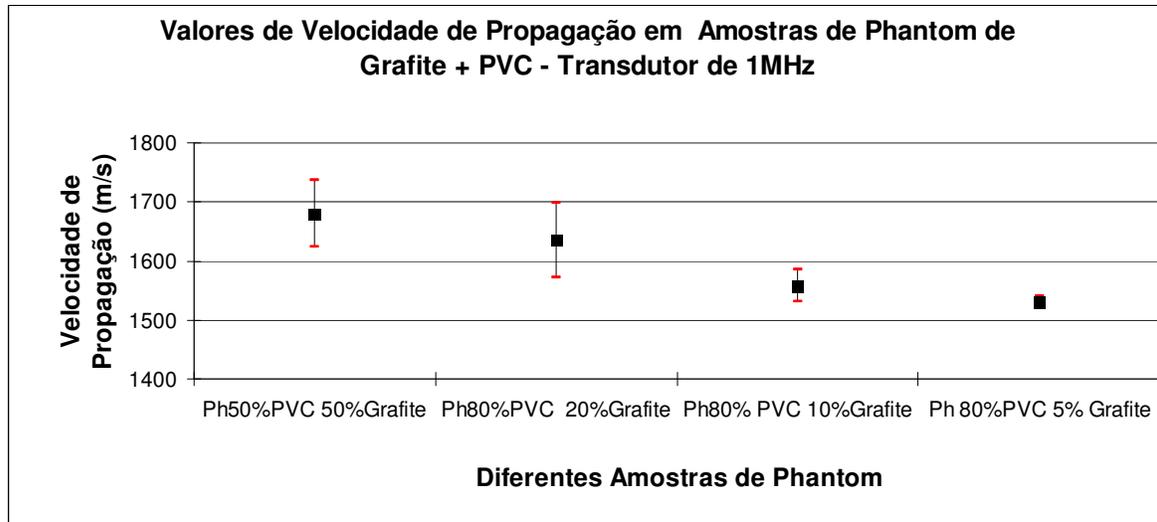


Figura IV.8- Valor da velocidade de propagação acústica de amostras de *Phantoms* em diferentes concentrações de pó de PVC e Grafite. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada grupo desenvolvido. Neste caso não é observada a mesma proporção entre a concentração de pó de grafite e a Velocidade de propagação.

IV.1.3 – Análise Acústica do Phantom de 80%PVC e 5% Grafite

A partir dos valores acústicos encontrados em cada grupo, percebe-se que o *Phantom* constituído de 80% de PVC e 5% de grafite foi o que melhor se aproximou da média biológica do tecido humano sendo, portanto foram desenvolvidas oito *phantoms* testes, sendo apresentados abaixo os valores encontrados de média e desvio padrão de cada uma de suas amostras desenvolvidas. Foram feitas essas análises utilizando transdutores de frequência de 1 MHz e 2,76 MHz.

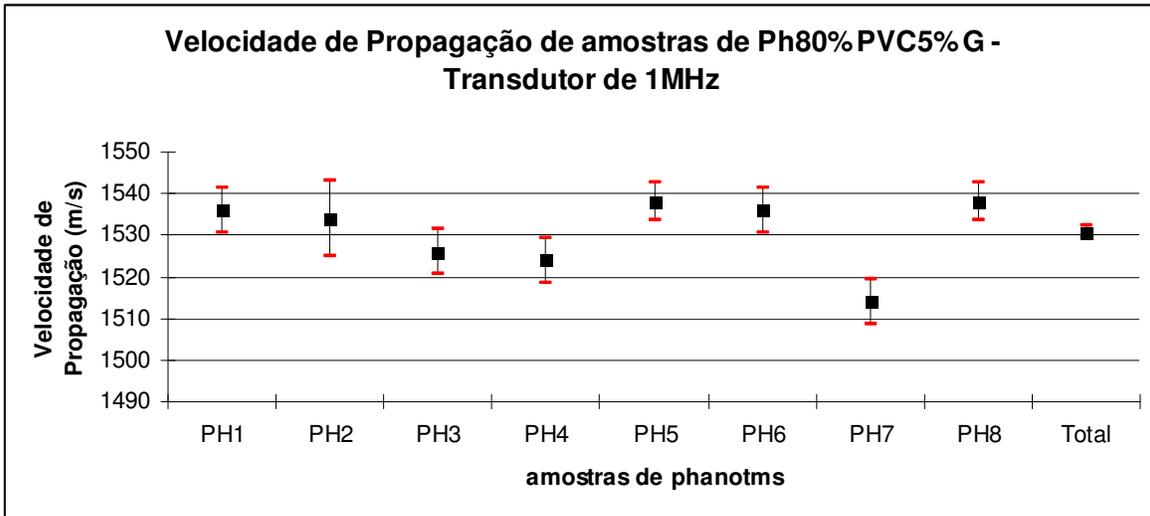


Figura IV.5- Valor de Velocidade de Propagação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração. Sendo os valores apresentados de média e desvio padrão de cada amostra do mesmo *Phantom* desenvolvido.

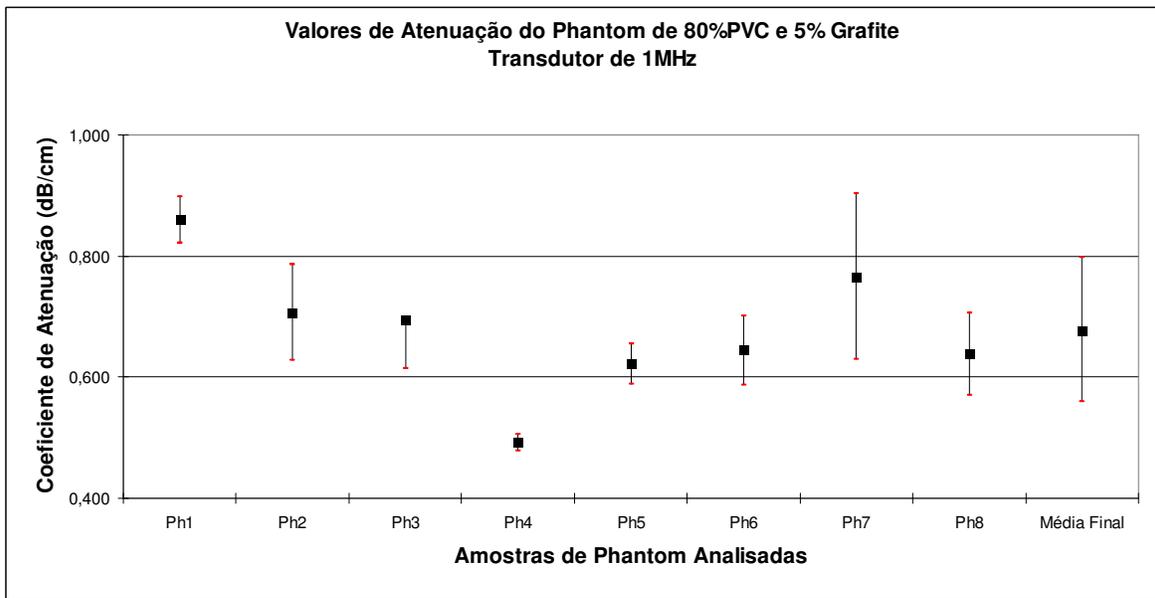


Figura IV.6- Valor de Atenuação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração. Sendo os valores apresentados de média e desvio padrão de cada amostra do mesmo *Phantom* desenvolvido.

TabelaIV.3: Valores das Propriedades acústicas (velocidade de propagação e atenuação) das oito amostras do Ph80%PVC5%G realizados com transdutor de 1 MHz.

PH1			PH2		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1530	0,82	1	1530	0,82
2	1530	0,82	2	1520	0,72
3	1540	0,87	3	1540	0,69
4	1540	0,89	4	1540	0,70
5	1540	0,9	5	1540	0,60
média	1536	0,84	média	1534	0,71
desvio padrão	5,48	0,03	desvio padrão	8,94	0,08
PH3			PH4		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1520	0,60	1	1520	0,50
2	1520	0,65	2	1530	0,50
3	1530	0,67	3	1520	0,50
4	1530	0,80	4	1530	0,49
5	1530	0,75	5	1520	0,47
média	1526	0,69	média	1524	0,49
desvio padrão	5,48	0,08	desvio padrão	5,48	0,01
PH5			PH6		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1540	0,68	1	1540	0,68
2	1540	0,60	2	1530	0,72
3	1540	0,61	3	1540	0,58
4	1540	0,60	4	1540	0,60
5	1530	0,62	5	1530	0,64
média	1538	0,62	média	1536	0,644
desvio padrão	4,47	0,03	desvio padrão	5,48	0,06
PH7			PH8		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1520	0,89	1	1540	0,63
2	1510	0,65	2	1540	0,53
3	1510	0,90	3	1540	0,64
4	1510	0,60	4	1530	0,69
5	1520	0,79	5	1540	0,70
média	1514	0,766	média	1538	0,638
desvio padrão	5,48	0,14	desvio padrão	4,47	0,07

Tabela IV.4: Valores de média e desvio padrão total das oito amostras de Ph80%PVC5%G realizados com transdutor de 1 MHz.

	Velocidade m/s	Coefficiente de Atenuação dB/cm
Média Total	1531	0,67
Desv. Padrão	10,00	0,11

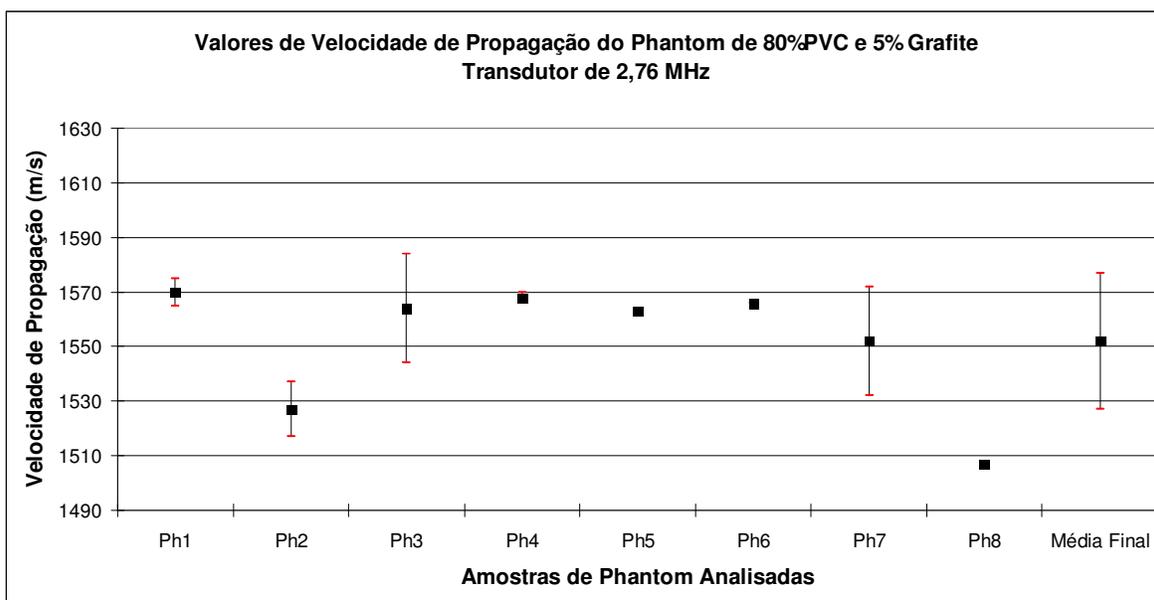


Figura IV.7- Valor de Velocidade de Propagação Acústica de amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% Grafite de concentração. Sendo os valores apresentados de média e desvio-padrão de cada amostra do mesmo *Phantom* desenvolvido.

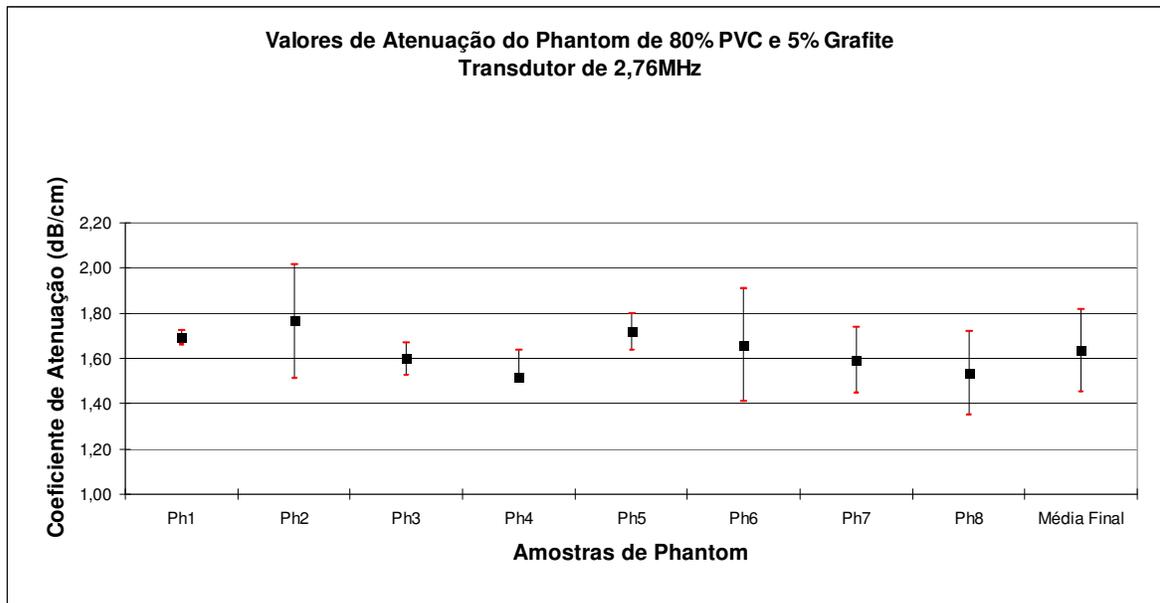


Figura IV.8- Valor de Atenuação Acústica de amostra de *Phantom* de 80% PVC e 5% Grafite de concentração.

Tabela IV.3: Valores das Propriedades acústicas (velocidade de propagação e atenuação) das oito amostras do Ph80%PVC5%G realizados com transdutor de 2,76 MHz.

PH1			PH2		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1560	1,65	1	1535	2,04
2	1560	1,66	2	1535	2,03
3	1580	1,71	3	1535	1,60
4	1580	1,71	4	1515	1,60
5	1570	1,71	5	1515	1,55
média	1570	1,69	média	1527	1,76
desvio padrão	10,00	0,03	desvio padrão	10,95	0,25
PH3			PH4		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1570	1,67	1	1570	1,57
2	1580	1,67	2	1570	1,57
3	1585	1,60	3	1570	1,63
4	1545	1,53	4	1567	1,53
5	1540	1,53	5	1565	1,67
média	1564	1,60	média	1568,4	1,59
desvio padrão	20,43	0,07	desvio padrão	2,30	0,06
PH5			PH6		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1564	1,67	1	1566	1,83
2	1564	1,67	2	1566	2,02
3	1562	1,73	3	1566	1,55
4	1562	1,85	4	1566	1,48
5	1562	1,67	5	1566	1,45
média	1562,8	1,72	média	1566	1,666
desvio padrão	1,10	0,08	desvio padrão	0,00	0,25
PH7			PH8		
Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm	Nº Disparo	Velocidade m/s	Atenuação dB/cm
1	1572	1,63	1	1507	1,35
2	1572	1,72	2	1507	1,75
3	1555	1,72	3	1507	1,55
4	1533	1,45	4	1507	1,75
5	1530	1,45	5	1507	1,75
média	1552,4	1,594	média	1507	1,63
desvio padrão	20,33	0,14	desvio padrão	0,00	0,18

TabelaIV.4: Valores de média e desvio padrão total das oito amostras de Ph 80%PVC5%G realizados com transdutor de 2,76 MHz.

	Velocidade m/s	Coefficiente de Atenuação dB/cm
Média Total	1552	1,66
Desv. Padrão	24,14	0,15

A partir das propriedades acústicas encontradas, foi realizado um teste de homogeneidade acústica desta amostra de *Phantom* de 80%PVC e 5% grafite. Para tanto, foi construído um *Phantom* de forma quadrada de 12x5 cm, do qual foi retirado um pequeno pedaço de sua parte central para que se pudesse realizar um sinal de pulso-eco sem interferência do *Phantom*, realizando o método de proposto por WELLS (1977), porém de forma mais rápida.

Dados em todo o seu comprimento restante, tiros de pulso-eco, utilizando-se um transdutor de 2,76 MHz, sendo mostrados os nas figuras IV.9 e IV.10 os seguintes resultados .

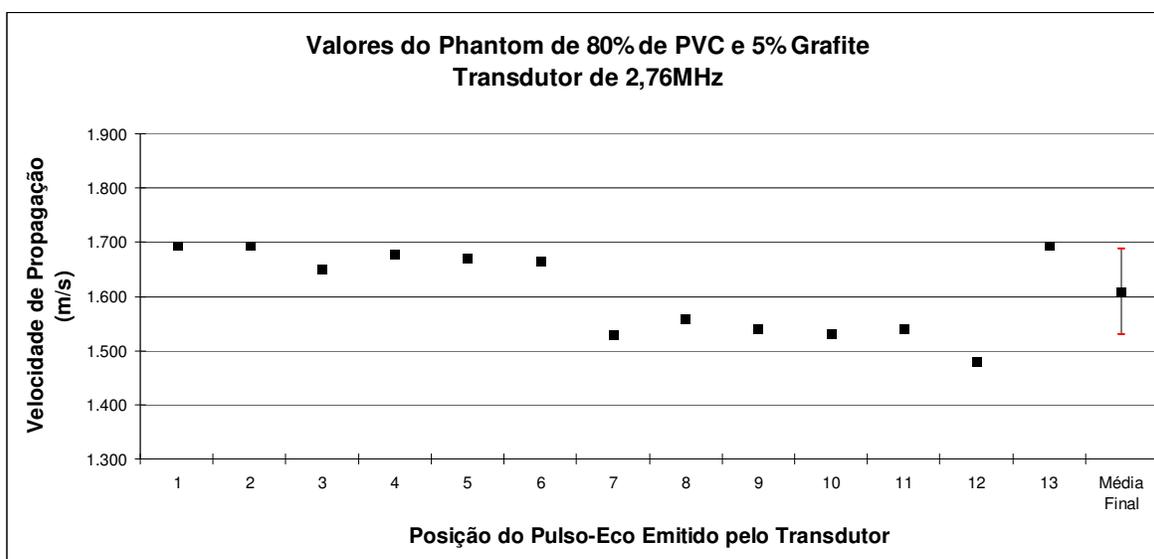


Figura IV.9- Valores da velocidade de propagação em diferentes pontos de um mesmo phantom de 80%PVC e 5%Grafite, sendo a distância de cada um dos ponto de incidência de onda de 1cm.

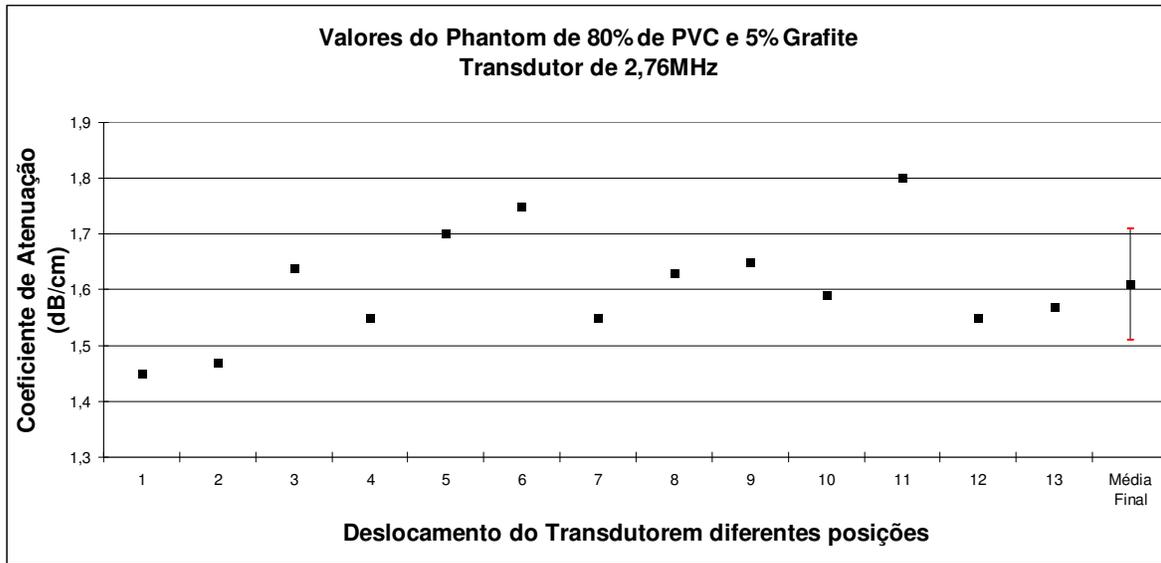


Figura IV.10- Valores de atenuação acústica em diferentes pontos de um mesmo phantom de 80% PVC e 5% Grafite.

IV.1.4 - Propriedades Termofísicas de diferentes Phantoms

As incertezas relativas às medições com o método Flash correspondem aos intervalos de 99% de confiança resultantes da dispersão das medidas ($\varepsilon = \pm 2,576 \sigma$). O desvio-padrão para cada temperatura foi obtido da seguinte expressão:

$$\sigma = \sqrt{\frac{n \sum Y^2 - (\sum Y)^2}{n^2}}$$

Eq. IV-1

onde Y é o parâmetro medido e n é o número total de medidas em cada temperatura.

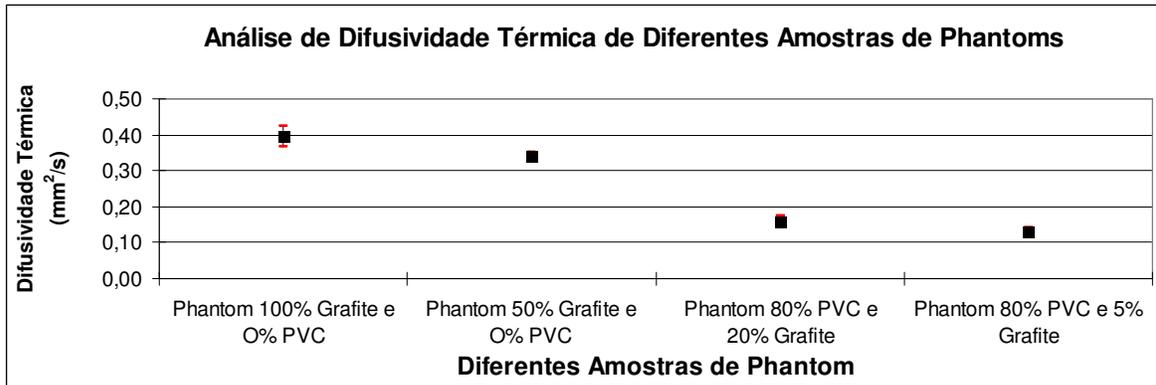


Figura IV.11 – Resultados de Difusividade Térmica de amostras com concentrações diferentes de pós de Grafite e PVC, sendo mostradas média e desvio padrão de cada grupo. Há uma relação direta entre a concentração de pó de PVC e a queda na difusividade térmica.

A partir dos valores termofísicos encontrados em cada grupo, percebe-se que o *Phantom* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite foi o que melhor se aproximou da média biológica do tecido humano sendo, portanto, apresentados a seguir os valores encontrados de média e desvio padrão de cada uma de suas amostras desenvolvidas.

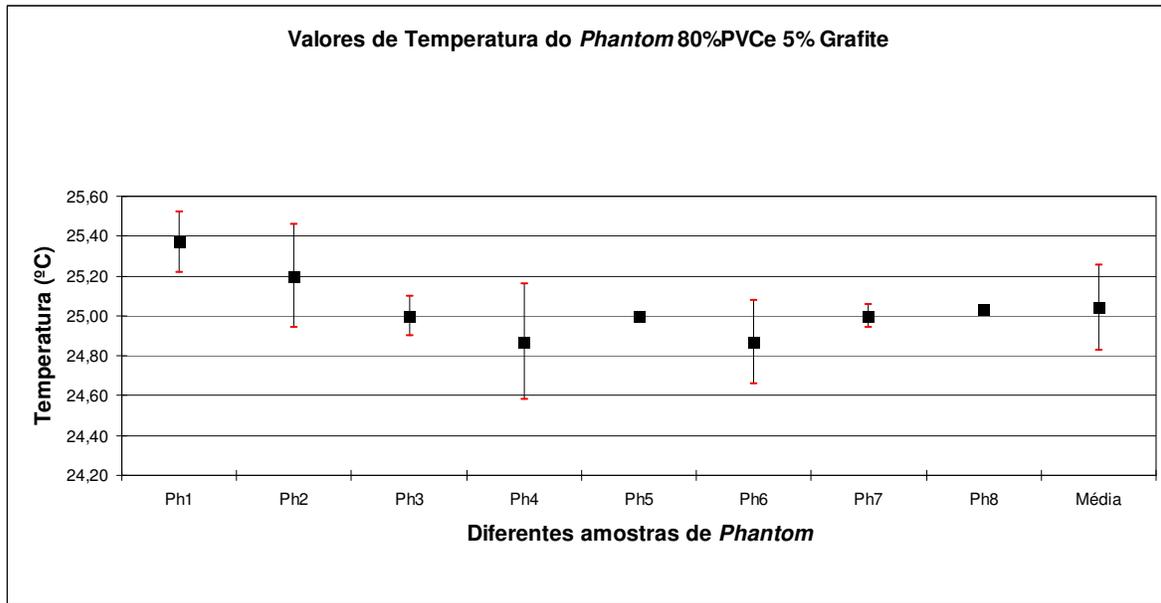


Figura IV.12 – Resultados de temperatura (°C) de análises das diferentes amostras de Phantoms constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

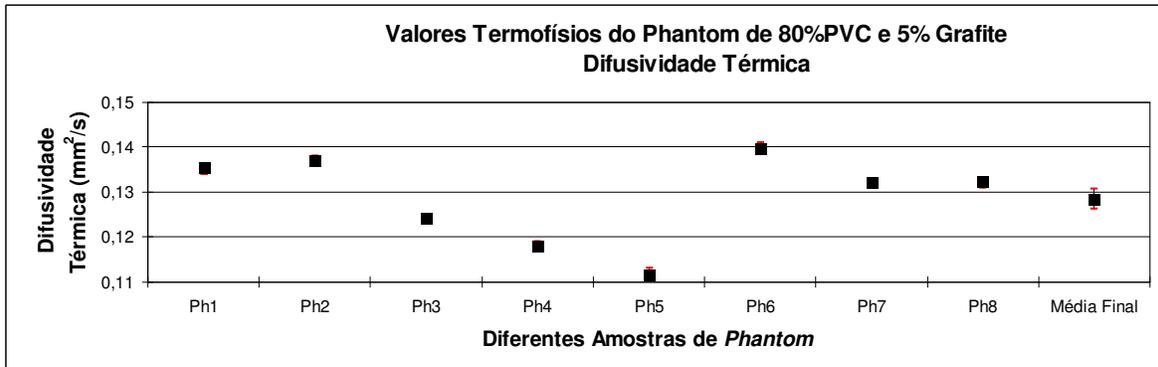


Figura IV.13 – Resultados dos valores de difusividade térmica (mm²/s) encontrados nas diferentes amostras de Phantoms constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

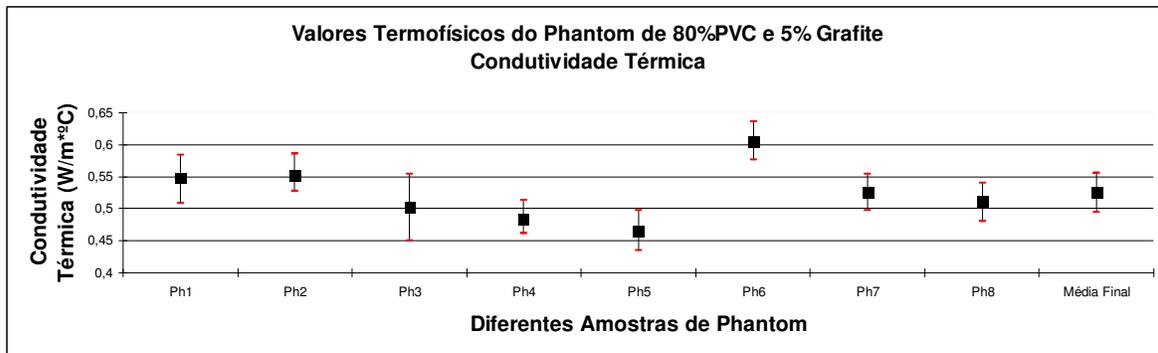


Figura IV.14- Resultados dos valores de condutividade térmica (W/m²*K) encontrados nas diferentes amostras de *Phantoms* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

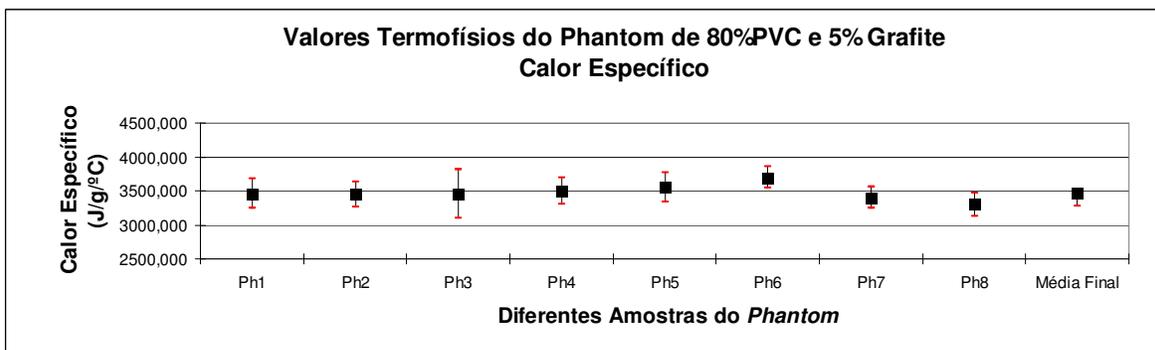


Figura IV.15- Resultados dos valores de calor específico (J/Kg*K) encontrados nas diferentes amostras de *Phantoms* constituído de 80% de PVC e 5% de Grafite.

Tabela IV.5: Tabela mostrando as propriedades termofísicas e valor de densidade do *Phantom* de 80% PVC e 5% Grafite.

	Densidade (g/cm ³)	Difusividade Térmica (mm ² /s)	Condutividade Térmica (W/m ² *°C)	Calor Específico (J/g*°C)
Média	1,17	0,13	0,53	3.477
Desvio Padrão	0,06	0,01	0,03	204,28
Desvio/média	0,05	0,08	0,6	0,06

A tabela IV.6 abaixo compara os valores das propriedades acústicas e termofísicas encontradas no phantom Ph80%PVC5%G com os valores encontrados no tecido biológico humano.

Tabela IV.6: Comparação dos valores acústicos e termofísicos da média do tecido humano e o *phantom* desenvolvido (Montiel, 2006; Bacon e Shawn, 1993).

	Média do Tecido Humano	Phantom Desenvolvido
Propriedades Acústicas		
Transdutor de 1MHz		
Velocidade de propagação (m/s)	1540± 6	1531 ±9,71
Atenuação (dB/cm)	0,7 ±0,05	0,678 ±0,121
Transdutor de 2,76 MHz		
Velocidade de propagação (m/s)	1540± 6	1552 ±24,14
Atenuação (dB/cm)	1,87±0,03	1,66± 0,15
Propriedades Térmicas		
Difusividade térmica (mm ² /s)	1,13 ±0,01	1,13±0,01
Condutividade Térmica (W/m/°C)	0,51±0,05	0,53±0,03
Calor Específico (J/Kg/°C)	3750 ±150	3477±204,28

Capítulo V

Discussão

A confecção das amostras com diferentes concentrações de pó de grafite e PVC baseou-se inicialmente no protocolo experimental desenvolvido por Sato *et al.* (2000), utilizado para construir um *Phantom* sintético com características acústicas médias do tecido mole humano. Este *Phantom* foi aqui adotado como referencia recebendo o nome de Ph100%G em que Ph é abreviação de *Phantom* e 100%G indica que neste apenas pó de Grafite é utilizado para produzir atenuação. Além disto, a massa de pó empregada passa a ser referencia com o índice 100%. As propriedades acústicas deste *Phantom* são apresentadas nos gráficos das figuras IV.1 e IV.2. onde podem ser comparadas aos valores médios do tecido humano.

Para observar a influencia da concentração de pó de grafite na atenuação e na velocidade de propagação do ultra-som na amostra foram confeccionados *Phantoms* com concentrações mais elevadas de pó de grafite, Ph150%G e Ph200%G. Os resultados são apresentados nas figuras VI-1 e IV-2. Pode-se observar que a atenuação é proporcional a concentração de pó de grafite (figura IV.1). Por outro lado, a velocidade de propagação da onda, determinada principalmente pelas concentrações de água, ágar e de glicerina (SATO *et al.*, 2000), não apresenta nenhuma relação significativa com a concentração de grafite (figura IV.2).

A partir da confirmação de que o Ph100%G mimetiza de maneira satisfatória o valor médio das propriedades acústicas do tecido humano, foram realizados testes para levantar as propriedades termofísicas deste material tendo sido observado que este possui uma difusividade térmica muito elevada em relação a média do tecido humano.

A confirmação da influencia da grafite na difusividade térmica é apresentada figura IV-11 onde se observa a dependência linear desta propriedade com as concentrações de grafite nos phantoms Ph100%G e Ph50%G.

Para reduzir a condutividade e difusividade térmica da amostra sem alterar a atenuação acústica substituiu-se parte do pó de grafite por pó de PVC, que possui tanto condutividade quanto a difusividade térmicas mais baixas. Foram confeccionadas quatro amostras de *Phantom*: Na primeira delas (Ph50%G50%PVC) fez-se a substituição de grafite por PVC na proporção de 50% em massa para cada um. Nesta amostra foi observada uma redução, ainda que insuficiente na difusividade térmica e um aumento na atenuação acústica. Optou-se então por uma progressiva redução da concentração de grafite para reduzir a difusividade térmica e, para compensar a queda de atenuação dela decorrente, elevou-se a concentração de PVC de 50% para 80%. Desta forma foram testadas as concentrações de grafite nos valores 20%, 10%, e 5% e para todas foi mantida a concentração de PVC em 80% (*Phantoms*: Ph80%PVC20%G, e Ph80%PVC5%G). Os resultados dos testes térmicos e acústicos obtidos com estas amostras podem ser observados nos gráficos das figuras IV.3, IV.4 e IV.11.

Para a medição das propriedades acústicas foram confeccionadas oito amostras do Ph80%PVC5%G, sendo empregados transdutores de 1 MHz e de 2,76 MHz. Os resultados obtidos são apresentados nos gráficos das figuras IV.5 a IV.8 e nas tabelas IV.3, IV.4, IV.5 e IV.6.

As propriedades termofísicas mostrados nas figuras IV.12 a IV.14 demonstram uma menor dispersão dos valores mensurados, provavelmente devido à maior precisão dos equipamentos de medida do LTTC.

O propósito do corrente estudo foi desenvolver um *Phantom* que tivesse características acústicas e termofísicas similares à média do tecido humano, quando comparados com *Phantoms* de poliacrilamida desenvolvidos na literatura, como o de PROKOP *et al.* (2003), o qual este apesar de possuir propriedades acústicas, sendo estas de velocidade de propagação, atenuação e impedância, similares às do tecido humano para frequências de 1-5MHz, os valores encontrados para condutividade térmica e calor específico foram de $0,8 \pm 0,1$ W/m°C e 6500 ± 700 J/Kg°C, respectivamente, sendo estes valores muito mais elevados se comparados aos valores do tecido humano mostrados na tabela IV.6.

BACON *et al.* (1993), utilizaram em seu trabalho um *Phantom* físico desenvolvido por MADSEN *et al.* (1982), a base de ágar, que possui propriedades acústicas similares aos do tecido humano. Isto contribuiu para formar a base do estudo de SATO *et al.* (2000) e para o aperfeiçoamento de nosso *Phantom* na presente dissertação. Porém não houve acesso a tese de mestrado RUF *et al.* (1982) que mediu suas propriedades termofísicas. Havendo acesso apenas de seus valores médios retirados do artigo de BACON *et al.* (1993), como mostra a tabela II.1 (Ph 3), porém sem apresentar seus valores de desvio padrão nem a metodologia de sua medição.

Na tabela IV.6, pôde-se observar que os valores das propriedades termofísicas, assim como os valores das propriedades acústicas para o *Phantom* proposto nesta dissertação, mostraram-se bastante próximos da média do tecido humano.

Contudo, as confecções dos *Phantoms* apresentam alguns problemas tais como: o tempo de confecção com média de duas horas por amostra, devido ao tempo em que era colocado na bomba a vácuo para a extração das bolhas de ar; o tempo de aquecimento e

resfriamento do *Phantom*, pois interfere diretamente em sua solidificação; e finalmente na colocação das lâminas de vidro sobre o *phantom* em estado líquido que poderia formar bolhas na superfície de ar entre a amostra e a lâmina.

Para que se possa garantir e minimizar o insucesso na confecção desses *Phantoms*, deve-se:

- 1) evitar a perda de material durante a extração de bolhas de ar na bomba vácuo, pois estes aumentam quase que três vezes de volume, podendo extravasar do *Becker*,
- 2) durante o processo de aquecimento, certificar-se de que a temperatura máxima não ultrapasse os 80°C,
- 3) durante o processo de aquecimento, certificar-se que todo o *Becker* seja vedado com folha de alumínio, a fim de que não ocorra reentrada de bolhas de ar,
- 4) durante o processo de resfriamento, realizar uma rotação à uma velocidade baixa, evitando a entrada de bolhas de ar e precipitação do pó de grafite, o que afetaria na homogeneidade da amostra,
- 5) durante a colocação nos moldes de vidro, realizá-la de maneira lenta e gradual, certificando-se de que não haja nenhuma entrada de bolha de ar durante esse processo,
- 6) durante a colocação da lâmina de vidro superior ao molde, deslizá-la sobre esse molde a fim de que não ocorra a formação de bolhas na superfície.

Capítulo VI

Conclusão

Foi possível desenvolver um *Phantom* com 80% PVC e 5% de pó de grafite (Ph80%PVC5%G), que possui propriedades acústicas e termofísicas similares às do tecido humano.

Este phantom já foi usado como corpo de prova para a caracterização do feixe ultrassônico em um equipamento de terapia, utilizando-se material termocromático, mostrando-se estável durante semanas (GÓMEZ-FLORES *et al.*, 2006).

Porém ainda se faz necessário aprimorar o protocolo de confecção dos *phantoms* que possuem um tempo elevado de preparação o que pode levar a erros.

È preciso também desenvolver novos protocolos de medição experimental com o intuito de diminuir os erros de medição, principalmente dos valores e coeficientes de atenuação acústica.

Como trabalhos futuros, deve-se citar a elaboração de um protocolo experimental de medição acústica mais rigoroso, propor uma nova maneira de confeccionar esse *phantom* diminuindo seu tempo de preparo, realizar comparação desse com *phantoms* químicos descritos na literatura e desenvolver novos *Phantoms* que possam mimetizar de maneira isoladas diversos tecidos do corpo como músculos, pele e osso.

Referências Bibliográficas

ANDREUC CETI D., BINI M., IGNESTI A., *et al.*, 1988, “Use of Polyacrylamide as a Tissue-Equivalent Material in the Microwave Range”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 35, n. 4, pp. 275-277.

ASTM Standard e 1461-01, Standard Test Method for Thermal Diffusivity by the Flash Method, ASTM, West Conshohocken, PA, 2001.

BACON D., SHAW A., 1993, “Experimental Validation of Predicted Temperature Rises in Tissue-mimicking Materials”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 38, n. 11, pp. 1647–1659.

BAMBER J. C. e HILL C. R., 1979, “Ultrasonic Attenuation and Propagation Speed in Mammalian Tissue as a Function of Temperature”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 5, n. 2, pp. 149-157.

BINI M., IGNESTI A., MILLANTA L., *et al.*, 1984, “The Polyacrylamide as a Phantom Material for Electromagnetic Hyperthermia Studies”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 31, n. 3, pp. 317-322.

BURLEW M. M., MADSEN E. L. M. *et al.*, 1980, “A New Ultrasound Tissue-equivalent Material”, *Radiology*, v. 134, n. 2, pp. 517-520.

CAPE J. and LEHMAN, G., 1963, “Temperature and Finite Pulse-Time Effects in the Flash Method for Measuring Thermal Diffusivity”, *Journal Applied Physics*, v. 34, n. 7, pp. 1909-1913.

CHIN R. B., MADSEN E. L. *et al.*, 1990, “A Reusable Perfusion Supporting Tissue-mimicking material for Ultrasound Hyperthermia Phantoms”, *Medical Physics.*, v. 17, n. 3, pp. 380-390.

DAVIDSON S.R.H., SHERAR M.D., 2003, “Measurement of the Thermal Conductivity of Polyacrylamide Tissue-Equivalent Material”, *International Journal of Hyperthermia*, v. 19, n. 5, 551-562.

DYSON M., 1987, “Mechanisms Involved in Therapeutic Ultrasound”, *Physiotherapy*, v. 73, n. 3, pp. 116-120.

FISH P., 1990, *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical ultrasound*, ed. John Wiley & Sons, 1 ed. New York, EUA.

FURTADO C. S., 2005, “Método Calorimétrico para Medição do Campo Térmico Gerado por Ultra-Som Empregado em Fisioterapia”, Tese de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, (junho), 53 p.

GANN N., 1991, “Ultrasound: Current Concepts”, *Clinical Management*, v.11, pp. 64-69.

GARCIA P. A., SOARES A. C. *et al.*, 2004, “Análise Preliminar do Emprego do Ultra-som Terapêutico Pelos Fisioterapeutas na Cidade de Goiânia-GO” , *IFMBE*, v. 5, n. 1, pp. 1627-1630.

GOMEZ-FLORES W., 2006, “Método para la Caracterización de Sistemas de Terapia Ultrasónica Mediante una Técnica de Termografía Basada em Cristales Líquidos Termocromáticos” , Tese de M. Sc. Cinvestav-IPN, Engenharia elétrica, Cidade do México, México, (outubro), 123p.

GUIRRO, E.; GUIRRO, R. *et al.*, 1996, “As variáveis Físicas do Ultra-som Terapêutico: uma Revisão“, *Revista de Ciência e Tecnologia*, pp. 31-41.

GUIRRO, R.; SERRÃO, F. *et al.*, 1997, “Calibration of Therapeutic Ultrasound Equipment”. *Physiotherapy*, v. 83, n. 8, pp.419-422.

IEC 61161, 1992, Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0.5 to 25 MHz; International Electrotechnical Commission.

ISHIKAWA N. M., ALVARENGA A. V., PAES L. F. C. *et al.*, 2000, “Avaliação de Equipamentos de Ultra-som para Fisioterapia Segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas”, *Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, Brasil, v. 1, pp. 326-330.

KAWABATA K., WAKI Y., MATSUMURA T., UMEMURA S., 2004, “Tissue Mimicking Phantom for Ultrasonic Elastography with Finely Adjustable Elastic and Echographic Properties”, *IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control Symposium*, v. 2, pp. 1502–1505.

LAZARD, M., ANDRÉ, S. e MAILLET L., 2004, “Diffusivity Measurement of Semi-Transparent Media: Model of the Coupled Transient Heat Transfer and Experiments on Glass, Silica Glass and Zinc Selenide”, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 47, pp. 477-487.

MACEDO A. R, ALVARENGA A. V. *et al.*, 2002, “Mapeamento de Feixe Ultra-sônico Utilizando as Propriedades Cromotérmicas dos Cristais Líquidos Colestéricos”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 19, n. 2, pp. 61-68.

MADSEN E., DONG F. *et al.*, 1999, “Interlaboratory comparison of ultrasonic backscatter, attenuation and speed measurement”, *Journal of Ultrasound in Medicine*, v. 18, pp. 615-631.

MADSEN E. L., ZAGZEBSKI J. A. *et al.*, 1978, “Tissue Mimicking Materials for Ultrasound Phantoms”, *Medical Physics*, v. 5, n. 5, pp. 391-394.

MADSEN E. L., ZAGZEBSKI J. A., FRANK G. R., 1982, “Oil-in-Gelatin Dispersions for Use a Ultrasonically Tissue-Mimicking Material”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 8, n. 3, pp. 277-287.

MARTIN K., FERNANDEZ R., 1997, “A Thermal Beam-shape Phantom for Ultrasound Physiotherapy Transducer”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 23, n. 8, pp. 1267-1274.

MASSARD H., PINTO C. S. C., COUTO P. *et al.*, 2004, “Análise de Propriedades Termofísicas pelo Método Flash”, Monografia, Departamento Engenharia Mecânica – POLI/COPPE, Rio de Janeiro, Brasil.

MEHLING, H., HAUTZINGER, G., NILSSON, O. *et al.*, 1998, “Thermal Diffusivity of Semitransparent Materials Determined by the Laser-Flash Method Applying a New Analytical Model”, *International Journal of Thermophysics*, v. 19, n. 3, pp. 941-949.

MONTIEL C. J. O., 2005, “Desarrollo y Caracterización de Phantom con Propiedades Ultrasonicas Equivalentes de Tejidos Blandos Humanos: Estudio de Velocidad y Atenuación Ultrasonica”; Tese de M. Sc. Cinvestav-IPN, Engenharia elétrica, Cidade do México, México, (março), 97p.

OANA, I. C., LAURENS E. H., SCOTT T. C., 1999, “Experimental Evaluation of the Thermal Properties of Two Tissue Equivalent Phantom Materials”, *International Journal of Hyperthermia*, v. 15, n. 6, pp. 509-518.

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

SATO S. Y., VIEIRA R. S., PEREIRA W. C. A., 2000, “Materiais Mimetizadores de Tecido para Confecção de *Phantoms* para Ultra-Som Diagnóstico”, *Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, Brasil, v. 1, pp. 1105-1110.

SPEED C. A., 2001, “Review: Therapeutic ultrasound in soft tissue lesion”, *Rheumatology*, v. 40, pp. 1331-1336.

SUROWIEC A., SHRIVASTAVA P., ASTRAHAN., *et al.*, 1992, “Utilization of a Multilayer Polyacrylamide Phantom for Evaluation of Hyperthermia Applicators”, *International Journal of Hyperthermia*, v. 8, n. 6, pp. 795-807.

ZAPATA R.C.B, 2004, “*Diseño de un Sistema para la Medición de Potencia US por Medio de Calorimetría para Transductores de Terapia*”, Tese de M. Sc., Cinvestav-IPN, Engenharia elétrica, Cidade do México, México, (outubro), 175p.

ZEQUIRI B., BICKLEY C.J., 2000, “A New Anechoic Material for Medical Ultrasonic Applications”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 26, n. 3. pp. 481– 485.

ZERHOUNI M. B., RACHEDINE M., 1993, “Ultrasonic Calibration Material and Method”, United States Patent n. 5.196.343.23.

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

WEN-SHIANG C., LAFON C., MATULA T. J., *et al.*, 2003, “Mechanisms of Lesion Formation in High Intensity Focused Ultrasound Therapy”, *Acoustics Research Letters Online*, v. 4, n. 2, pp. 41-46.

ANEXO I

Código desenvolvido em *Matlab* para o cálculo das propriedades acústicas do *phantom*

```
%-----  
% Obtenção do sinal referência sem o phantom  
w = load('Z:\lus\sem_ph.txt');  
sa = w(:,2);  
sa = sa - mean(sa);  
ta = w(:,1)  
% Obtenção do sinal referência com o phantom  
y = load('Z:\lus\com_ph.txt');  
sb = y(:,2);  
sb = sb - mean(sb);  
tb = y(:,1);  
plot(tb,sb);  
figure; plot(sa);  
hold on;  
plot(sb,'r'); xlabel('tempo'); ylabel('amplitude mV');  
zoom; pause;  
janela = ginput(2);  
janela = round(janela);  
saj = sa(janela(1,1):janela(2,1));  
sbj = sb(janela(1,1):janela(2,1));  
taj = ta(janela(1,1):janela(2,1));  
tbj = tb(janela(1,1):janela(2,1));  
saj = saj-mean(saj);  
sbj = sbj-mean(sbj);  
N = length(saj);  
tam = 2^ceil(log2(N)+5);  
saj = [saj;zeros(tam-N,1)];  
sbj = [sbj;zeros(tam-N,1)];  
figure; plot(ta,saj); hold on; plot(ta,sb,'r');  
% FFT do sinal referência  
fft_saj = abs(fft(saj))/length(saj);  
fft_saj = fftshift(fft_saj);  
% FFT do sinal atenuado  
fft_sbj = abs(fft(sbj))/length(sbj);  
fft_sbj = fftshift(fft_sbj);  
% Cálculo da frequência  
freqamos= 1/(taj(2,1)-taj(3,1));  
espectro = linspace(-pi,pi,length(saj))*freqamos*1e-6/(2*pi);  
df = freqamos/length(fft_saj);  
x = [0:1:length(fft_saj)-1]*df;  
figure; axis([0 10 0 300]);  
plot(espectro,fft_saj); xlabel('frequência (MHz)');  
hold on; plot(espectro,fft_sbj,'r');  
r = input('deseja selecionar algum harmônico?', 's') ;  
while r == 's'  
disp('Selecione na figura 4 qual o harmônico que deseja escolher!!')  
zoom; pause;  
janela2 = ginput(2);  
inds = (espectro>=min(janela2(:,1)))&(espectro<=max(janela2(:,1)));  
fft1_saj = fft_saj(inds);  
ANEXOS  
fft1_sbj = fft_sbj(inds);  
freq1 = espectro(inds);  
ffta_max = find(fft1_saj==max(fft1_saj));  
fftb_max = find(fft1_sbj==max(fft1_sbj));  
fft_dif = (ffta_max - fftb_max);  
if fft_dif > 0  
fft1_sbj = [zeros(fft_dif,1);fft1_sbj];
```

```

fft1_saj = [fft1_saj ; zeros(fft_dif,1)];
freq1 = [freq1 , zeros(1,abs(fft_dif))];
end
if fft_dif < 0
fft1_saj = [zeros(abs(fft_dif),1);fft1_saj];
fft1_sbj = [fft1_sbj ; zeros(abs(fft_dif),1)];
freq1 = [freq1 , zeros(1,abs(fft_dif))];
end
figure;
stem(fft1_saj);hold on; stem(fft1_sbj,'r');
janela3 = ginput(2);
janela3 = round(janela3);
fft2_saj = fft1_saj(janela3(1,1):janela3(2,1));
fft2_sbj = fft1_sbj(janela3(1,1):janela3(2,1));
freq2 = freq1(janela3(1,1):janela3(2,1));
div1 = fft2_saj./fft2_sbj;
alpha = (20*log10(div1))/2;
[p,s] = polyfit(freq2,alpha',3);
ajuste = polyval(p,freq2);
figure; plot(freq2,ajuste,'k'); xlabel('frequência (MHz)');
title('Ajuste de uma polinomial nos coeficientes de atenuação calculados');
if r == 's'
X = [freq2' ones(size(freq2'))];
b = regress(alpha,X,0.05);
Y = X*b;
figure,plot(freq2,alpha,'r. ');
hold on;
plot(freq2',Y); xlabel('Frequência (MHz)'); ylabel('Atenuação');
end
r = input('deseja selecionar outro harmônico?','s');
close(figure(4));
end
% Calculo da velocidade de propagação acústica
disp('O valor da Velocidade de Propagacao do Phantom e de:');
sa_max = max(sa);
sb_max = max(sb);
ind_max_a = find(sa == max(sa));
ind_max_b = find(sb == max(sb));
ta_max = ta(ind_max_a);
tb_max = tb(ind_max_b);
delta_t = ta_max - tb_max;
s = 2*(10^-2);
Va = 1480;
x = (s/Va);
y = x - delta_t;
velocidade = s/y
%- .....

```