



COPPE/UFRJ

PHANTOM TERMO-CROMÁTICO COM PROPRIEDADES ULTRA-SÔNICAS E
TERMOFÍSICAS SIMILARES ÀS DOS TECIDOS MOLES HUMANOS EM 1 MHz

Priscila dos Santos Bunn

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

Orientador(es): Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira

Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2009

PHANTOM TERMO-CROMÁTICO COM PROPRIEDADES ULTRA-SÔNICAS E
TERMOFÍSICAS SIMILARES ÀS DOS TECIDOS MOLES HUMANOS EM 1 MHz

Priscila dos Santos Bunn

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

Aprovada por:

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

Prof^a. Elisabeth Ermel da Costa Monteiro, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2009

Bunn, Priscila dos Santos

Phantom termo-cromático com propriedades ultra-sônicas e termofísicas similares às dos tecidos moles humanos em 1 MHz /Priscila dos Santos Bunn. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

IX, 75p, 29,7 cm

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 66 – 72.

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

AGRADECIMENTOS

À Deus pela oportunidade de realizar este sonho.

Aos meus pais, por toda uma vida de incentivo aos meus estudos. Por terem incentivado e financiado este sonho. E por acreditarem que a educação é o maior patrimônio que um filho pode receber.

Ao Dalmo, meu namorado querido, por todo o estímulo, dedicação e amor nas horas difíceis. Por sonhar comigo, acreditar nos meus sonhos, e ter ajudado a torná-los realidade.

À Lívia, minha irmãzinha, por me dar tantos conselhos e me dar o equilíbrio necessário para seguir a diante.

Ao orientador Markão, que sempre teve a maior paciência do mundo, ensinou a nunca desistir perante as dificuldades e por sempre dar as idéias mais geniais para a solução dos problemas experimentais.

Ao orientador Wagner, por toda a paciência, colaboração e incentivo. Por ter acreditado em mim e por tratar todos os alunos acima de tudo como pessoas, com dignidade e respeito. Por tornar o LUS um local em que todos trabalham felizes e em harmonia.

À Rejane, que além de ser uma grande amiga desde a graduação, é uma grande parceira de laboratório e me ajudou nos momentos mais difíceis. Ao Maggi, ao Rodrigo e ao Will, e aos demais colegas de laboratório, que sempre me ajudaram a superar as dificuldades.

À Prof^a Wanda Maria Almeida von Krüger, pelos ensinamentos de química e por todo o auxílio dedicado nos experimentos.

Ao Prof. Rodrigo José Correa, pela realização dos experimentos de espectrometria por refletância difusa.

À pesquisadora Maria Elisabeth Ferreira Garcia, pelo auxílio tão importante na realização dos experimentos de análise térmica.

À CAPES e ao CNPq, por ter apoiado e financiado este projeto.

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

PHANTOM TERMO-CROMÁTICO COM PROPRIEDADES ULTRA-SÔNICAS E TERMOFÍSICAS SIMILARES ÀS DOS TECIDOS MOLES HUMANOS EM 1 MHz

Priscila dos Santos Bunn

Fevereiro/2009

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O ultra-som (US) vem sendo amplamente utilizado em Fisioterapia no tratamento de lesões de tecidos moles. Entretanto, há uma dificuldade para realizar de forma simples a avaliação do campo térmico produzido por tais equipamentos. O presente estudo teve como objetivo o desenvolvimento de um objeto de teste (*phantom*) que mimetiza as propriedades termo-acústicas dos tecidos moles, para avaliação visual do campo térmico do feixe de US utilizado em Fisioterapia. O *phantom* é composto por poliacrilamida, acetato de polivinila (PVAc) e cristais líquidos colestéricos. Apresenta as seguintes propriedades acústicas: velocidade de propagação de 1536 m/s, coeficiente de atenuação de 0,9 dB/cm em 1 MHz; e as seguintes propriedades termofísicas (na faixa de 28 a 35°C): condutividade térmica de 0,5 W/m°C, calor específico de 3717 J/g°C e difusividade térmica de 1,31 mm²/s. Após duas semanas, o coeficiente de atenuação diminuiu para 0,7 dB/cm em 1 MHz, mantendo-se estável por, pelo menos, 24 semanas. Ao se acoplar este *phantom* a um transdutor de Fisioterapia de 1 MHz, utilizando uma intensidade de 2 W/cm² por cerca de 4 minutos, é possível visualizar um mapa de cores que correspondem a temperaturas específicas, geradas pelo campo térmico. O passo seguinte seria quantificar a correlação de diferentes intensidades com a imagem térmica, além de aprimorar sua fabricação.

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

THERMOCROMATIC *PHANTOM* WITH ULTRASONIC AND THERMOPHYSICAL
PROPERTIES ANALOGOUS TO SOFT HUMAN TISSUES AT 1 MHz

Priscila dos Santos Bunn

February/2009

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound (US) has been widely used in physical therapy to treat soft tissue lesions. However, there is a difficult to evaluate using simple methods the thermal field generated by such equipments. The aim of this study was the development of a test object (phantom) which mimics the acoustic and thermal properties of soft tissue and can be used to visually evaluate the thermal field produced by US. The phantom is composed of polyacrylamide, polyvinyl acetate (PVAc) and cholesteric liquid crystals, and presents the following acoustic properties: sound speed of 1536 m/s, acoustic attenuation of 0.9 dB/cm at 1 MHz, as well as the following thermophysical properties (in the range of 28 a 35°C): thermal conductivity 0.5 W/m/°C, specif heat 3717 J/g/°C and thermal diffusivity 1.31 mm²/s. After two weeks, acoustic attenuation decreases to 0.7 dB/cm in 1 MHz and stays stable for at least 24 weeks. By heating this phantom with a 1-MHz Physiotherapy transducer for four minutes with an intensity of 2 W/cm² it is possible to observe the progressive appearance of a color map corresponding to specific temperatures generated by the thermal field. The next step would be to quantify the correlation between ultrasonic intensities and thermal images as well as enhancing the phantom fabrication procedure.

Sumário

Capítulo I - Introdução	1
Capítulo II - Fundamentos Teóricos	3
II-1 Ultra-Som Terapêutico	3
II-2 Gel de Poliacrilamida	5
II-3 Acetato de Polivinila	8
II-4 Cristais Líquidos Colestéricos	8
Capítulo III – Revisão Bibliográfica	12
III-1 Phantoms Utilizados para US Terapêutico	12
Capítulo IV - Metodologia	17
IV-1 Fabricação do <i>Phantom</i>	17
IV-2 Caracterização das Propriedades Acústicas	18
IV-3 Expressão das Incertezas Relacionadas aos Cálculos das Propriedades Acústicas	21
IV-4 Estabilidade das Propriedades Acústicas	25
IV-5 Caracterização das Propriedades Termofísicas	25
IV-5.1 Densidade	25
IV-5.2 Condutividade Térmica	27
IV-5.3 Calor Específico	31
IV-5.4 Difusividade Térmica	35
IV-6 Calibração da Temperatura	35
IV-7 Visualização da Imagem Térmica do <i>Phantom</i>	37
Capítulo V - Resultados	39
V-1 Introdução	39
V-2 Obtenção das Propriedades Acústicas	39
V-3 Estimativa das Incertezas Relacionadas aos Cálculos dos Parâmetros Acústicos	42
V-4 Estabilidade das Propriedades Acústicas	47
V-5 Propriedades Termofísicas	52
V-5. 1 Densidade	52
V-5. 2 Condutividade Térmica	53
V-5. 3 Calor Específico	54

V-5. 4 Difusividade Térmica	54
V-6 Calibração da Temperatura	55
V-7 Imagem Térmica do <i>Phantom</i>	58
Capítulo VIU - Discussão	60
Capítulo VII - Conclusão	65
Referências Bibliográficas	66
Anexo I	73
Anexo II	74
Anexo III	75

Capítulo I

Introdução

Os fisioterapeutas utilizam o equipamento de ultra-som (US) como recurso terapêutico para o tratamento de diversas condições patológicas (ROBERTSON, 2002). O equipamento opera com frequências de 0,75 a 3 MHz, sendo que, na maioria delas, são utilizadas 1 ou 3 MHz, intensidade nominal entre 0,1 e 3,0 W/cm², dois modos de operação (contínuo e pulsado), e transdutores com formato são circular, com áreas da face de 2 a 4,5 cm² (ZISKIN E LEWIN, 1993; PRENTICE, 2002). As frequências menores são empregadas quando o objetivo é irradiar tecidos a maiores profundidades, sendo que, para 1 MHz, a profundidade alcançada é de 3 - 5 cm, e para 3 MHz, 1 - 2 cm, sendo esta utilizada para o tratamento de lesões mais superficiais (SPEED, 2001).

Os efeitos do US são dependentes do tempo de aplicação, da intensidade e da frequência da onda escolhida para o tecido, podendo produzir efeitos térmicos e não-térmicos. Os efeitos térmicos do US incluem aumento do fluxo sanguíneo, redução do espasmo muscular, aumento da extensibilidade das fibras colágenas e do processo inflamatório (SPEED, 2001). Estima-se que os efeitos térmicos ocorram quando a temperatura se mantém entre 40 - 45°C por, no mínimo, 5 minutos. Já temperaturas superiores a 45°C promovem lesões teciduais por desnaturação de proteínas (SPEED, 2001; PRENTICE, 2002).

Os efeitos não térmicos incluem a cavitação e a micromassagem, que podem resultar em estímulo à atividade dos fibroblastos, aumento da síntese de proteínas, aumento do fluxo sanguíneo e da regeneração de tecidos moles e ósseos (SPEED, 2001).

É frequente a existência de equipamentos de US descalibrados em Fisioterapia (GUIRRO *et al.*, 1997; ISHIKAWA *et al.*, 2000), o que pode resultar em tratamentos ineficazes, bem como em lesões causadas por intensidades excessivas, tornando necessárias formas de monitoração nestas unidades de tratamento, como, por exemplo, a realização de testes periódicos de funcionalidade que permitam à equipe de manutenção detectar alterações no feixe emitido (MACEDO *et al.*, 2003).

A varredura planar com hidrofone é um método utilizado para mapeamento do campo acústico em transdutores de Fisioterapia, porém é muito especializado, e permite

uma avaliação da intensidade gerada. O campo térmico produzido por tais equipamentos é conhecido em nível teórico, porém há uma dificuldade para a sua avaliação rápida e direta no ambiente clínico, bem como da área de radiação efetiva do transdutor, o que permitiria uma estimativa mais correta das dosagens empregadas (KITCHEN, 2003).

Os materiais mimetizadores de tecidos moles (*phantoms*) têm sido utilizados com o objetivo de avaliar os efeitos da radiação ultra-sônica em diagnóstico e em terapia (BASTO *et al*, 2007). Geralmente são obtidos através de aquecimento e/ou resfriamento de substâncias como o agar (*phantoms* físicos) (BASTO *et al*, 2007) ou pela polimerização (*phantoms* químicos) (LAFON *et al.*, 2005).

Os *phantoms* utilizados para avaliação da radiação de US para Fisioterapia devem, idealmente, apresentar um comportamento termofísico (condutividade térmica, calor específico e difusividade térmica) e acústico (coeficiente de atenuação e velocidade de propagação) similar ao do tecido humano, pois estas técnicas produzem aquecimento.

O objetivo deste trabalho foi realizar a confecção de um *phantom* termo-cromático de poliacrilamida. Este é estável e com propriedades termo-acústicas semelhantes às dos tecidos moles, o que promove uma estimativa básica da distribuição da temperatura nos mesmos. A idéia básica é que, ao ser irradiado, os elementos termo-cromáticos produzem um mapa de cores, permitindo assim uma visualização direta e simples da distribuição do campo térmico pelos equipamentos de US em Fisioterapia.

Capítulo II

Fundamentos Teóricos

Neste capítulo são apresentados os conceitos básicos a respeito da terapia por US aplicada em Fisioterapia, assim como das principais substâncias adicionadas ao gel de poliacrilamida para o desenvolvimento de um *phantom* com propriedades termofísicas e acústicas similares aos tecidos biológicos moles, que foram o poli (acetato de vinila) e os cristais líquidos colestéricos.

II-1 Ultra-som terapêutico

O US empregado em Fisioterapia é comumente englobado na categoria de “baixa intensidade”, que utiliza valores de intensidade na faixa de $0,12-3,00\text{W}/\text{cm}^2$ (TER HAAR, 1987).

O US é obtido a partir de um equipamento composto por um gerador de corrente elétrica alternada em alta frequência, conectado a um elemento piezo-elétrico que é deformado na presença de um campo elétrico, criando vibrações mecânicas de alta frequência (inaudíveis). As ondas produzidas se propagam com progressiva perda de intensidade durante a passagem pelo tecido, devido à absorção, espalhamento e difração da onda, sendo o primeiro o principal mecanismo (FISH, 1994; SPEED, 2001).

São dois os efeitos básicos que decorrem da terapia por US: térmicos e não térmicos. A absorção decorre do fenômeno de relaxação do meio, onde parte da energia potencial mecânica é convertida em calor (FISH, 1994). O aumento da temperatura tecidual decorrente do emprego do US promove aumento na extensibilidade de fibras de colágeno, redução da rigidez articular, aumento no fluxo sanguíneo, redução da dor e do espasmo muscular, entre outros (TER HAAR, 1999).

O aquecimento tecidual decorrente da aplicação de US nos tecidos é influenciado por diversos fatores, sendo a perfusão sanguínea, o principal deles. A equação biotérmica (Equação II.1) relaciona a temperatura do meio decorrente do aquecimento pelo US com a

densidade do meio, com o calor específico, com a condutividade térmica, com a perfusão sanguínea e com a potencia acústica (DUCK *et al.*, 1997). Esta equação será descrita a seguir.

$$\rho_i C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_{p_b} \omega_b (T - T_a) + Q(\vec{r}) \quad \text{Eq. II.1}$$

onde T é a temperatura no tempo t e no ponto (x,y,z) , ρ é a densidade do meio, C_p é o calor específico do meio, k a condutividade do meio, ω_b é a razão de perfusão sanguínea, ρ_b é a densidade do sangue, C_{p_b} é o calor específico do sangue, T_a a temperatura do sangue arterial e $Q(x,y,z)$ a potência acústica depositada por unidade de volume. O primeiro termo do lado direito da equação é relacionado ao processo de difusão, o segundo termo descreve as influências dos vasos sanguíneos presentes no local de estudo. O terceiro termo descreve o campo térmico originado pela absorção da onda ultra-sônica e se obtém a partir de:

$$Q(\vec{r}) = \alpha_a(\vec{r}, T) \frac{|p_m(\vec{r})|^2}{\rho c} \quad \text{Eq. II.2}$$

onde $[\alpha_a(\vec{r}, T)]$ é o coeficiente de absorção dependente da posição, p_m é a pressão acústica aplicada no meio e temperatura e ρc é a impedância acústica do meio (DUCK *et al.*, 1997, CORTELA *et al.*, 2004).

Os efeitos não térmicos decorrem da movimentação do meio provocado pela passagem da onda (produzindo micromassagem), em especial a cavitação. Esses efeitos incluem aumento da permeabilidade de íons e moléculas pelas membranas celulares, estímulo à atividade dos fibroblastos, aumento da síntese de proteínas, aumento do fluxo sanguíneo e da regeneração de tecidos moles e ósseos (TER HAAR, 1987; SPEED, 2001).

O US terapêutico é geralmente empregado em uma faixa de frequências de 0,75-3MHz, sendo 1 e 3 MHz as mais utilizadas, respectivamente para as profundidades de 3 a 5 cm e de 1 a 2 cm (SPEED, 2001).

Os equipamentos de Fisioterapia utilizam modos de operação contínuo ou pulsado. No modo contínuo, são especificados o pico espacial de intensidade e a média espacial de intensidade. Caso seja utilizado o modo pulsado, existe uma variação da intensidade emitida pelo transdutor ao longo do tempo, sendo expressos parâmetros como a média espaço - temporal de intensidade (SATA), o pico espaço - temporal (SPTP) ou média

espacial do pico temporal (SATP) (ALVARENGA *et al.*, 2005).

Os equipamentos de US para Fisioterapia permitem que o feixe gerado seja controlado conforme os seguintes parâmetros: frequência do US, duração do pulso, frequência de repetição de pulsos, e intensidade emitida. Adicionalmente, para o dimensionamento da dose, deve-se levar em conta a correta calibração da unidade, a área do transdutor, a técnica de aplicação, área de tratamento, a profundidade do tecido e duração do tratamento (WATSON, 2004). É necessário também obter o conhecimento das características (intensidade e distribuição) do campo térmico gerado nos tecidos pela radiação ultra-sônica. A potência acústica pode ser obtida por balanças de força de radiação; entretanto, para a medição dos parâmetros relacionados à intensidade e de sua distribuição longitudinal e transversal ao longo do feixe ultra-sônico, é necessário realizar uma varredura planar com hidrofone. Esta técnica é trabalhosa, e é utilizada somente em laboratórios especializados (MARTIN e FERNANDEZ, 1997; MACEDO *et al.*, 2003).

Alguns estudos (HEKKENBERG *et al.*, 1986; PYE e MILFORD, 1994) demonstraram que existem discrepâncias entre os valores de potência acústica indicadas pelo equipamento e aquelas medidas com uma balança de força de radiação.

Além disso, outros estudos relatam que a maioria dos equipamentos de US utilizados em Fisioterapia não está calibrada ou desobedece à norma NBR-IEC 1689 (específica para aparelhos de US para Fisioterapia), em itens como área de radiação efetiva, frequência ultra-sônica de trabalho, taxa de não-uniformidade do feixe, intensidade máxima do feixe, forma do feixe, forma de onda de modulação para o modo pulsátil, fator de operação e exatidão do temporizador (GUIRRO *et al.*, 1997; ISHIKAWA *et al.*, 2000).

II-2 Gel de poliacrilamida

A poliacrilamida é um polímero que vem sendo utilizado no desenvolvimento de *phantoms* para o estudo do comportamento do campo térmico em hipertermia por US e óptica (BINI *et al.*, 1994; MARQUEZ *et al.*, 1999; PROKOP *et al.*, 2003; TAKEGAMI *et al.*, 2004; LAFON *et al.*, 2005) e em elastografia (KAWABATA *et al.*, 2004). Seu desenvolvimento exige uma preparação mais complexa em relação aos hidrogéis de origem

física (obtidos por aquecimento ou resfriamento), como gelatina e agar; entretanto, é um material mais estável e permite manipulação mais fácil (LAFON *et al.*, 2005).

A acrilamida ($\text{CH}_2=\text{CHCONH}_2$) é um sólido cristalino que é solúvel em água. É o monômero utilizado como base na formação da poliacrilamida, que ocorre pela ação de sistemas catalíticos redox através da formação de radicais livres de oxigênio pelo persulfato de amônio $[(\text{NH}_4)_2\text{S}_2\text{O}_8]$. As aminas terciárias como o TEMED - N, N, N', N'-tetrametileno/diamina $[(\text{CH}_3)_2\text{NCH}_2\text{CH}_2\text{N}(\text{CH}_3)_2]$ - são utilizadas como catalisadores desta reação, pois produzem os radicais livres do persulfato de amônio em solução aquosa. Esta reação é fortemente inibida por altos níveis de oxigênio e, portanto, recomenda-se utilizar água degaseificada e adicionar n-butanol saturado com água sobre a superfície do gel (PROKOP *et al.*, 2003).

Com o objetivo de obter uma maior estabilidade para as cadeias poliméricas e minimizar o inchamento do gel de poliacrilamida quando imerso em solventes (moléculas de baixo peso molecular), pode-se realizar o processo de reticulação química, utilizando-se o agente de ligação cruzada bisacrilamida [N, N' - metileno bisacrilamida $(\text{CH}_2=\text{CHCONH}_2)_2\text{CH}_2$]. Adicionalmente, a bisacrilamida atua como terminador das cadeias poliméricas (PÉREZ *et al.*, 2000).

A concentração total de acrilamida e bisacrilamida é dada por T , onde (MACDONALD *et al.*, 2004):

$$T=100x\{[acrilamida(g)+bis(g)] /volume\ da\ solução\ polimérica\ (ml)\} \quad (\text{Eq. II.3})$$

A concentração de bisacrilamida determina o grau de ligação cruzada, e é dada pela sua relação com acrilamida, sendo dada por %C:

$$\% C=100x\{ bis(g) / [acrilamida(g)+bis(g)] \} \quad (\text{Eq. II.4})$$

Os valores de % T e % C determinam as propriedades físicas do gel, como densidade, elasticidade, resistência mecânica e densidade de reticulação. Geralmente recomendam-se valores de %T de 5 a 15% e de %C de 2 a 4%. (PÉREZ *et al.*, 2000).

Após a adição de TEMED, a polimerização dura cerca de meia hora. A reação obtida é ligeiramente exotérmica. O gel resultante deve ser testado dentro de 1 hora após a polimerização ou reservado em recipientes de plástico selados e com vácuo para evitar a desidratação pelo contato direto com o ar (PROKOP *et al.*, 2003; LAFON *et al.*, 2005). A

conservação do gel de poliacrilamida por mais de dois anos pode ser realizada submergindo-o em uma solução de açúcares, alcoóis de mais de quatro átomos de carbono e polímeros solúveis em água; posteriormente, utilizam-se dois filmes de papel celofane transparente e semipermeáveis em ambos os lados do gel. Como a estabilidade do gel de poliacrilamida é mantida por mais tempo em baixas temperaturas, o gel pode ser reservado em um refrigerador. O material deve estar submerso em água e em um recipiente coberto (PÉREZ, 2000).

Concentrações altas de catalisadores promovem altas velocidades de polimerização, o que causa uma contração não-uniforme do gel. Este problema pode ser solucionado pela utilização de álcool isobutílico sobre o gel de alta densidade, ou de alcoóis de menores densidades para géis de menores concentrações (PÉREZ *et al.*, 2000).

A poliacrilamida é um material não-tóxico, porém é necessário tomar precauções durante a polimerização da acrilamida (que é neurotóxica), como óculos, máscara, roupas e luvas de proteção, e a realização em uma capela (LAFON *et al.*, 2005).

As propriedades acústicas da poliacrilamida são relacionadas a um baixo coeficiente de atenuação, porém com velocidade de propagação e impedância acústica semelhantes às dos tecidos moles, devido ao seu alto conteúdo de água (PROKOP *et al.*, 2003).

O aumento da concentração de acrilamida não altera os valores de condutividade térmica e calor específico, mas promove um aumento da densidade e da rigidez, bem como da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação para o US (PROKOP *et al.*, 2003).

MATHER *et al.* (2003a) concluíram que o gel de poliacrilamida apresenta um coeficiente de atenuação de 0,26 dB/cm/MHz e que os mecanismos envolvidos são devido à absorção, provavelmente decorrente da relaxação e das interações soluto-solvente e dos movimentos entre as cadeias poliméricas. Os *phantoms* de poliacrilamida são, também, resistentes a temperaturas de até 75°C.

Em outro estudo, MATHER *et al.* (2003b) mostraram que o processo de relaxação é ativo e influencia a absorção ultra-sônica na faixa de frequências de 5 - 13,5 MHz.

Devido ao baixo coeficiente de atenuação da poliacrilamida, torna-se necessário utilizar substâncias que alterem este valor para aqueles semelhantes aos tecidos moles. Partículas de grafite foram empregadas no desenvolvimento de *phantoms* (SATO *et al.*,

2003; BASTO *et al.*, 2005), porém são difíceis de formar uma mistura homogênea em hidrogéis químicos.

As propriedades térmicas da poliacrilamida como condutividade e difusibilidade térmicas variam na literatura (ANDREUC CETI *et al.*, 1988; BACON & SHAW, 1993), mas os valores de densidade e calor específico são similares aos da água em uma temperatura de 20°C (ANDREUC CETI *et al.*, 1988).

II-3 Poli (acetato de vinila)

O poli (acetato de vinila) (PVAc) é um polímero sintético. É preparado pela polimerização por poliadição em massa via radicais livres do acetato de vinila, que tem o carvão como matéria-prima. É um material amplamente utilizado na construção civil em tintas de parede ou em emulsões adesivas para papel. A parcial ou completa hidrólise deste polímero é usada para preparar o álcool polivinílico ou poli (álcool vinílico). O PVAc é comercializado como uma emulsão aquosa, como um adesivo para materiais porosos como a madeira (MANO e MENDES, 1999).

O PVAc apresenta um coeficiente de atenuação do US relacionado principalmente ao processo de movimentação molecular e de relaxação dentro do polímero, comportando-se como um absorvedor de US. Estas propriedades são dependentes da temperatura da amostra, aumentando linearmente até 50°C, com uma queda linear após este ponto (HAUPTMANN *et al.*, 1982).

Diante de sua boa solubilidade na água e de seu comportamento de absorvedor de US, este material torna-se atraente para o desenvolvimento de *phantoms* mimetizadores de tecidos moles, quando o objetivo é estudar o aquecimento.

II-4 Cristais líquidos colestéricos

Os cristais líquidos são materiais que exibem fases intermediárias entre o grande ordenamento molecular presente nos sólidos cristalinos e o menor ordenamento dos fluidos, possuindo propriedades físicas de ambos (MARTIN e FERNANDEZ, 1997). A ilustração da organização molecular dos cristais líquidos em comparação com sólidos e líquidos está

na Figura II.1. Estes materiais são também conhecidos como mesogênicos, e as fases correspondentes a eles, mesofases, que diferem em função da temperatura, composição química e concentração (KHOO, 1995).

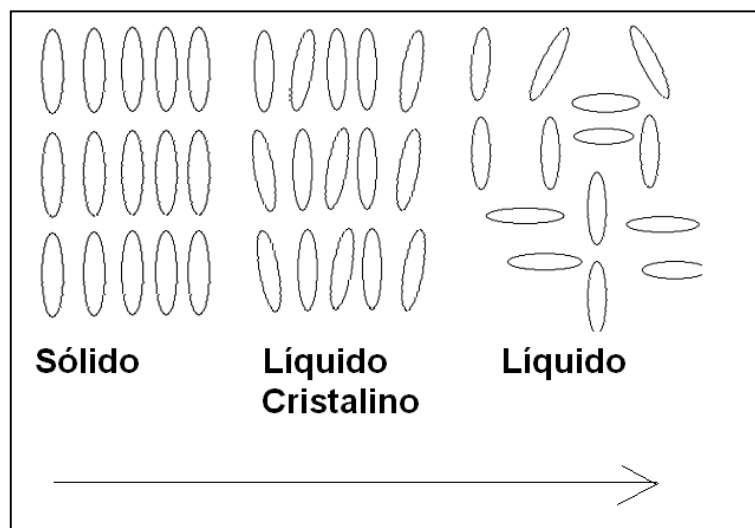


Figura II.1. Ilustração da organização molecular nos estados sólido, líquido cristalino e líquido dos materiais. A seta na parte inferior da figura representa o aumento de temperatura.

Geralmente existem dois principais tipos de cristais líquidos, que são os liotrópicos e os termotrópicos. Os liotrópicos são compostos que são constituídos por micelas ordenadas com arranjo molecular caracterizado por regiões hidrofóbicas e hidrofílicas alternadas (MOREIRA, 2004) São utilizados, dentre outras aplicações, para alterar a velocidade de liberação de fármacos em tecidos biológicos. Desta forma, há um aumento da solubilidade e da estabilidade dos medicamentos, diminuindo a toxicidade (FORMARIZ *et al.*, 2005).

Como neste trabalho o interesse é nas propriedades dos cristais líquidos termotrópicos, em especial os colestéricos, maior atenção será dedicada a este tema. Os cristais líquidos termotrópicos apresentam comumente moléculas alongadas ou discóides cuja orientação geométrica é de acordo com uma direção espacial. Podem ser constituídos por uma ou várias substâncias mesogênicas, mostrando uma ou mais fases adicionais de acordo com o intervalo de temperatura (MOREIRA, 2004).

Os cristais líquidos termotrópicos apresentam três possíveis arranjos moleculares, classificados de acordo com o grau de simetria: esmétrico, nemático ou colestérico. Uma

substância pode apresentar todas essas características ou apenas uma delas (ROLDAN, 1977; MOREIRA, 2004).

A mesofase esmética é a estrutura mais organizada, e quando ocorre, é sempre a primeira após a temperatura de fusão, apresentando-se como um líquido muito viscoso e turvo (Figura II.2). As moléculas são paralelas, formando camadas que podem deslizar umas sobre as outras, determinando uma estrutura bidimensional com espaçamento bem definido. Há uma grande regularidade no espaçamento entre as camadas, embora não ocorra uma regularidade na distância entre as moléculas de uma mesma camada (ROLDAN, 1977; MOREIRA, 2004).

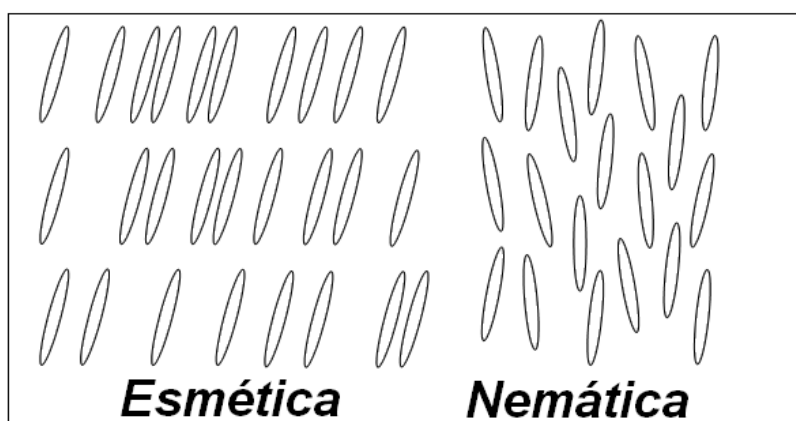


Figura II.2. Ilustração da fase esmética dos cristais líquidos termotrópico. A mesofase esmética é mais organizada, com espaçamento regular entre as suas camadas. Na mesofase nemática não ocorre a formação de camadas, e as moléculas apresentam-se orientadas quase paralelamente.

Na mesofase nemática, as moléculas se orientam quase que paralelamente, porém sem a formação de camadas (Figura II.2). O material apresenta-se como um líquido, cuja orientação das moléculas é sensível à temperatura (ROLDAN, 1977; MOREIRA, 2004).

Os cristais líquidos da mesofase colestérica, de forma similar aos nemáticos, não apresentam ordem posicional de longo alcance, porém apresentam ordem rotacional (Figura III.3). São compostos por um empilhamento das camadas nemáticas, pois forças intermoleculares geram um alinhamento entre as moléculas com uma diferença angular entre suas camadas, que giram entre si com respeito às camadas adjacentes. Os eixos de direção apresentam ângulos definidos entre si, gerando superfícies helicoidais cujo passo é sensível à temperatura, à ação mecânica e a campos elétricos ou magnéticos (ROLDAN, 1977).

As moléculas realizam rotação em torno de um eixo entre elas, sendo capazes de refletir a luz branca incidente. Forma-se, portanto, um padrão helicoidal contínuo, onde a distância entre as duas camadas que giram em 360° corresponde ao passo (p) da estrutura periódica. A distância entre moléculas com a mesma posição após um ciclo de rotação determina o comprimento de onda da luz refletida, cuja distância varia com a temperatura, podendo gerar comprimentos de onda do espectro visível (ROLDAN, 1977; MARTIN e FERNANDEZ, 1997).

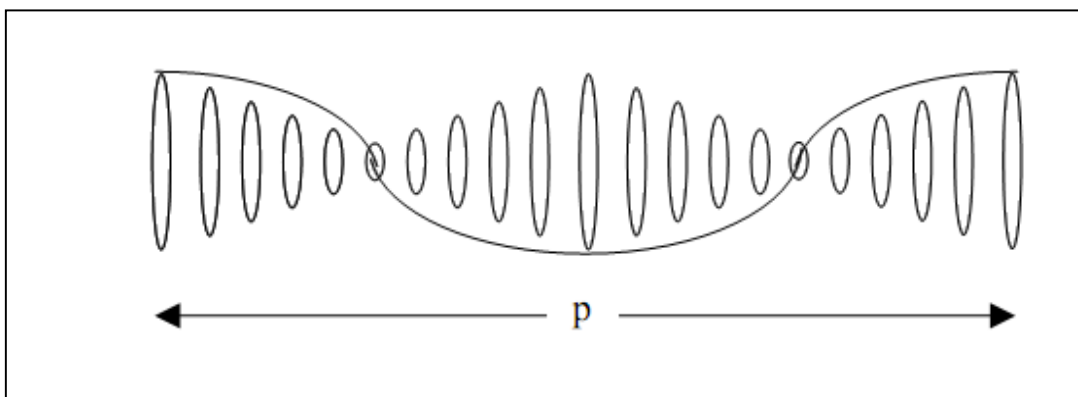


Figura II.3. Ilustração evidenciando o formato helicoidal de uma camada nemática presente nos cristais líquidos colestéricos. A variação do passo (p) corresponde a uma volta completa da hélice, e é sensível a uma determinada faixa de temperatura.

O efeito termo-cromático existente é reversível, e o material apresenta uma boa estabilidade a longo-prazo (MARTIN e FERNANDEZ, 1997).

Capítulo III

Revisão Bibliográfica

III.1 *Phantoms* utilizados para US terapêutico

A necessidade de avaliação direta da distribuição do campo térmico gerado pelos equipamentos de US terapêutico estimulou o desenvolvimento de algumas técnicas. Há trabalhos que desenvolveram métodos com o objetivo de avaliar o padrão de aquecimento proveniente de equipamentos de ultra-som terapêutico (CHIN *et al.* 1991; SHAW *et al.* 1999). Apesar de tais estudos terem alcançado este objetivo, são poucos os que desenvolveram métodos que permitam a avaliação direta do aquecimento produzido pelo US e que utilizam materiais mimetizadores das propriedades acústicas e termofísicas de tecidos moles.

SARVAZYAN *et al.* (1985), com o objetivo de avaliar a distribuição de intensidade de equipamentos de US de Fisioterapia desenvolveram um método no qual foi utilizado um cartão branco imerso em uma solução de azul de metileno, que permitiu um registro do padrão do feixe. Este cartão foi exposto à irradiação por US durante alguns minutos, demonstrando variações na coloração da tintura que correspondiam a não-homogeneidades no feixe de US. Foi possível verificar as variações da intensidade do feixe, porém este método é requer a manipulação de corantes, o que dificulta o seu uso na prática clínica.

CHIN *et al.* (1991) avaliaram a distribuição axial da temperatura ocasionada pelo US terapêutico com feixe focalizado. Foram utilizadas 25 junções de termopares distribuídas em seis fios imersos em um *phantom* mimetizador de tecido muscular, composto de esferas de agar de 0,3 a 3,6 mm de diâmetro, imersas em uma solução de n-propanolol e gelatina animal misturada em água. Eles demonstraram similaridades entre o modelo teórico e o experimental, com maior concentração de intensidade na região focal do feixe, mas os valores referentes aos lóbulos laterais do feixe apresentaram-se superiores aos teóricos. Além disso, a necessidade de manipular muitos termopares torna esta técnica complexa para a realização na prática clínica.

SHAW *et al.* (1999) avaliaram a distribuição da temperatura ocasionada pelo US

para diagnóstico por imagem. Utilizaram uma matriz de termopares imersa em um *phantom* de gelatina animal misturada em água, e demonstraram similaridades entre o modelo teórico e o experimental, mas os sensores apresentaram uma vida útil de apenas poucas semanas, tendo sido necessário utilizar uma grande quantidade de sensores para permitir uma boa resolução espacial da temperatura do feixe. Além disso, a manipulação de um grande número de sensores torna difícil a implantação desta técnica em serviços de manutenção e em instituições de saúde.

Em 1997, MARTIN e FERNANDEZ desenvolveram um método baseado em um modelo matemático, utilizando uma membrana cromotérmica acoplada a um material com características de absorvedor no fundo de um tanque acústico. Realizaram fotografias das imagens provenientes da irradiação desta membrana por um equipamento de US de Fisioterapia. Eles observaram que as cores visualizadas no mapa resultante eram relacionadas com a intensidade temporal local média.

MACEDO *et al.* (2003) realizaram um estudo baseado no método de MARTIN e FERNANDEZ (1997) para visualizar a distribuição do campo térmico produzido por transdutores de US de Fisioterapia. Para tal utilizou-se de forma similar uma membrana cromo-térmica acoplada a uma camada de material mimetizador de tecido biológico em um tanque acústico com um material absorvedor na parte posterior da membrana.

Os mapas obtidos foram similares aos da varredura planar com hidrofone e permitiram a detecção de irregularidades de intensidade existentes no campo próximo; entretanto, o estudo apresentou limitações, pois o campo não abrangeu uma área de queda de intensidade de 32 dB (norma NBR IEC 1689 (1998)) e ocorreu sensibilidade das membranas às temperaturas excessivas e alterações irreversíveis na cor de fundo do filme de cristais líquidos. Neste estudo, a irradiação por US em um filme contendo cristais líquidos gerou gradientes de temperatura que apresentaram a distribuição de temperatura neste filme (MACEDO *et al.*, 2003).

Os materiais mimetizadores de tecidos moles (*phantoms*) têm sido utilizados com o objetivo de avaliar os efeitos da radiação ultra-sônica em diagnóstico e em terapia (BASTO *et al.*, 2007). Geralmente são obtidos através de aquecimento e/ou resfriamento de substâncias como o agar (*phantoms* físicos) (BASTO *et al.*, 2007) ou pela polimerização (*phantoms* químicos) (LAFON *et al.*, 2005).

Os *phantoms* compostos por géis físicos apresentam como vantagens o seu fácil preparo, maior segurança e menor custo de seus componentes. Ao contrário, os géis químicos como a poliacrilamida são tóxicos nas fases iniciais do seu preparo, são mais caros e são obtidos por reações químicas cujo preparo é mais complexo. Entretanto, são mais estáveis e são facilmente ajustáveis em diversos formatos (BASTO *et al.*, 2007; LAFON *et al.*, 2005).

Os *phantoms* utilizados para avaliação da radiação de US para Fisioterapia devem, idealmente, apresentar um comportamento termofísico e acústico similar ao do tecido humano, pois estas técnicas que produzem aquecimento.

As propriedades acústicas que permitem a mimetização dos tecidos moles são a velocidade de propagação no meio (c) e o coeficiente de atenuação (α). As propriedades termofísicas avaliadas são o calor específico (C_p), a condutividade térmica (k), e a difusibilidade (X) (BINI *et al.*, 1994; MIYAKAWA & HOSHINA, 1996). Alguns dos valores referentes aos tecidos biológicos moles estão na Tabela III.1 (BACON e SHAW, 1993).

Tabela III.1. Características termo-acústicas dos tecidos moles humanos (BACON e SHAW, 1993)

	c (m/s)	α (dB/cm/MHz)	C_p (J/g/C)	X (mm ² /s)	k (W/°C/m)
Tecidos Moles Humanos	1560-1590	0,5-0,7	3800 - 3900	0,12 - 0,14	0,47 - 0,56

c = velocidade de propagação ultra-sônica; α = coeficiente de atenuação; C_p = calor específico; X = difusividade térmica; k = condutividade térmica

Certos tipos de gel foram utilizados como *phantoms* em US terapêutico, como agar (CHIN *et al.*, 1991) e gelatina (SHAW *et al.*, 1999). Entretanto, tais substâncias não apresentam propriedades termofísicas e acústicas similares àquelas dos tecidos humanos, nem durabilidade, esterilidade e estabilidade suficientes para a re-utilização, o que seria essencial no uso clínico (TAKEGAMI *et al.*, 2004).

MATHER *et al.* (2003b) avaliaram o coeficiente de atenuação para investigação da sua relação com a dose ultra-sônica em polímeros gelatinosos. Foi desenvolvido um gel composto por poliacrilamida e gelatina. Entretanto, este *phantom* apresentou um baixo coeficiente de atenuação e era composto por gelatina, que é um material orgânico.

PROKOP *et al.* (2003), desenvolveram um gel a base de poliacrilamida com o objetivo de utilizá-lo como meio de acoplamento em tratamentos com ultra-som com feixe focalizado e de alta intensidade (HIFU). O material foi desenvolvido utilizando uma solução de acrilamida a 40% de massa por volume (w/v) com uma relação de 19:1 em relação à bisacrilamida. Este material apresenta velocidade de propagação similar aos tecidos moles, porém com um coeficiente de atenuação cerca de oito vezes abaixo do valor encontrado nos tecidos moles, e propriedades termofísicas de condutividade térmica e de calor específico com o dobro dos valores obtidos nos tecidos moles. O gel é totalmente transparente, e não permite visualização do aumento de temperatura.

TAKEGAMI *et al.* (2004), desenvolveram um *phantom* de poliacrilamida com clara de ovo com o objetivo de avaliar o aumento de temperatura proveniente do US com feixe focalizado de alta intensidade (HIFU). Eles utilizaram 30% de clara de ovo de volume por volume (v/v), 40% de acrilamida (w/v), 44,5% de água destilada (v/v), 10% de persulfato de amônio (v/v) e 0,2% de TEMED (v/v). Este material apresenta velocidade de propagação similar aos tecidos moles, porém com um coeficiente de atenuação apresentando valores de até 0,3dB/cm, inferior aos 0,7dB/cm encontrados nos tecidos moles. Paralelamente, a utilização da clara de ovo torna o *phantom* opaco quando são aplicadas altas temperaturas.

Em outro estudo, KAWABATA *et al.* (2004) empregaram a poliacrilamida associada ao dióxido de titânio (TiO₂). Esta mistura é homogênea, mas estas partículas atuam como espalhadores de US, e como um dos objetivos do US terapêutico é gerar aquecimento, é desejável que os materiais utilizados na elaboração dos *phantoms* apresentem propriedades de absorvedores de US.

LAFON *et al.* (2005), com o objetivo de desenvolver um *phantom* para US focalizador, descreveram os resultados da caracterização das propriedades acústicas e ópticas de um *phantom* de poliacrilamida associado à albumina sérica bovina (BSA). Foi desenvolvido um material composto por BSA (3-9% do volume total do *phantom*)

associada ao gel de poliacrilamida com uma concentração de 40% (7% do volume total do *phantom*), e uma relação de 19:1 em relação à bisacrilamida. De forma similar ao *phantom* desenvolvido por PROKOP *et al.* (2003), este *phantom* apresenta impedância acústica e velocidade de propagação similar aos tecidos moles, porém com coeficiente de atenuação cerca de oito vezes inferior aos tecidos moles.

Em 2007, BASTO *et al.*, desenvolveram um *phantom* com propriedades acústicas em 1 e 2,88 MHz e propriedades termofísicas similares aos tecidos moles. Era composto basicamente de agar, pó de grafite, glicerina e água. Entretanto, é um material estruturalmente instável, requerendo cuidados específicos para a sua manipulação, além de não permitir a visualização direta do padrão de aquecimento.

No mesmo ano, DIVKOVIC *et al.* (2007) desenvolveram um *phantom* composto por acrilamida e clara de ovo de forma similar a LAFON *et al.* (2005). Foram avaliadas as propriedades acústicas e termofísicas deste material. De forma similar, a velocidade de propagação é, neste caso, similar aos tecidos moles, com o coeficiente de atenuação cerca de oito vezes inferior, e as propriedades termofísicas apresentando valores superiores (condutividade térmica e calor específico) aos tecidos moles.

Capítulo IV

Metodologia

Este capítulo tem como objetivos a descrição da confecção dos *phantoms* desenvolvidos, bem como da avaliação de suas propriedades acústicas, termofísicas e da estabilidade das propriedades acústicas. A calibração da temperatura e a imagem dos *phantoms* irradiados por US também são apresentadas.

IV-1 Fabricação do *phantom*

Os *phantoms* foram confeccionados utilizando poliacrilamida, cristais líquidos e PVAc. Este último como um material absorvedor de ultra-som em diferentes concentrações.

A acrilamida utilizada na confecção de *phantoms* apresenta concentração de 42 g/100 ml de solução e uma razão de 19:2 entre a acrilamida e a bisacrilamida (LAFON *et al.*, 2005; TAKEGAMI *et al.*, 2004; PROKOP *et al.*, 2003). Este polímero apresenta a propriedade de velocidade de propagação do US similar aos tecidos moles humanos (≈ 1540 m/s), porém um baixo coeficiente de atenuação, havendo a necessidade de adicionar materiais absorvedores de US.

O PVAc foi adicionado à solução inicial de acrilamida, pois apresenta características de absorção ultra-sônica (HAUPTMANN *et al.*, 1982). Com o intuito de alcançar as propriedades acústicas dos tecidos moles, foram testadas diferentes concentrações de PVAc na solução de acrilamida.

A concentração de PVAc utilizada foi calculada de acordo com a seguinte equação:

$$m\%_{PVAc} = m_{PVAc} \div VOL_{total} \quad (\text{Eq. IV.1})$$

onde $m\%_{PVAc}$ é a concentração de PVAc utilizada, m_{PVAc} é a massa de PVAc (em gramas) e VOL_{total} (em mililitros) é o volume total da solução aquosa de PVAc.

Os cristais líquidos utilizados são do tipo colestérico, nas especificações: azul (28 -

31°C), e vermelho (44 - 47°C). Inicialmente a mistura apresentou uma coloração roxa. O aumento de temperatura acima do ponto de transição em 28 - 31° torna o *phantom* avermelhado, enquanto temperaturas superiores a 44 - 47°C, o tornam branco.

Os protocolos para a confecção do *phantom* estão detalhados nos ANEXOS I e II.

IV-2 Caracterização das propriedades acústicas

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

- 1 Computador PC para análise e processamento dos sinais
- 2 Placa de transmissão e recepção (MATEC, SR-9000) para excitar o transdutor ultra-sônico
- 3 Osciloscópio TEK-2200 (Tektronics) para visualização e análise dos sinais
- 4 Tanque retangular (18x18x25 cm) com água destilada
- 5 Dois transdutores de 1 MHz (*KISM, Krautkramer*) com largura de banda de 0,70 a 1,30 MHz
- 6 Paquímetro (*SOMET*) para a avaliação da espessura dos *phantoms*
- 7 Algoritmo desenvolvido em *Labview* para calcular a velocidade de propagação e atenuação (*software AcousticsTrans*, desenvolvido no Laboratório de Ultra-Som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE, UFRJ)
- 8 Termopares para monitorização da temperatura da água do tanque acústico

A velocidade de propagação ultra-sônica e as medidas de atenuação foram estimadas utilizando o método de transmissão-recepção com temperatura controlada a 25°C (ZELL *et al.*, 2007). Foram utilizados dois transdutores com frequência de 1 MHz, em uma montagem experimental onde a face de cada um toca lados opostos da amostra (Figura IV.1). Ao ser excitado por um pulso elétrico gerado pela placa MATEC, o transdutor A emite um pulso ultra-sônico que se propaga pela água destilada e é captado pelo transdutor B. Os sinais são captados pelo osciloscópio e transferidos para um PC, onde as informações de amplitude e tempos de propagação dos sinais do *phantom* e de referência são usadas para o cálculo dos parâmetros acústicos.

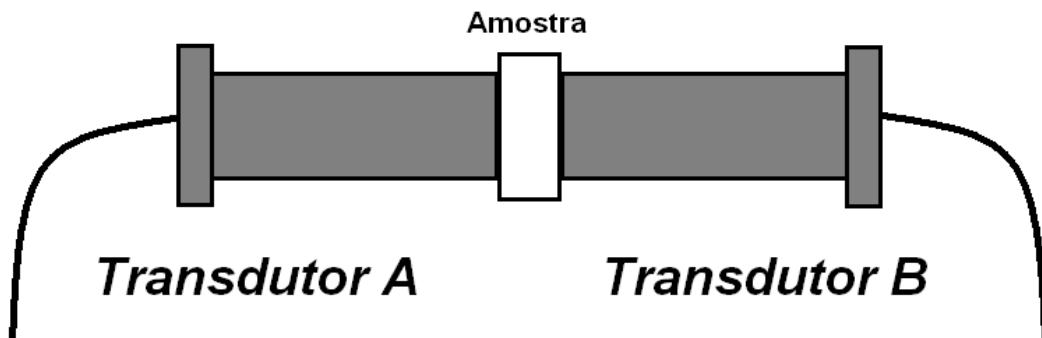


Figura IV.1 Esquema experimental para as medições de velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação utilizando dois transdutores de 1MHz: o transdutor A transmite o pulso proveniente da placa MATEC, e o transdutor B, capta o sinal, após se propagar pelo *phantom* ou pela água, enviando-o ao osciloscópio para visualização e daí para um PC para análise.

Foram realizadas cinco medições do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação ultra-sônica em posições diferentes do *phantom*, escolhidas aleatoriamente.

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

$$c_f = c_{\text{água}} \left(\frac{\Delta t_{\text{água}}}{\Delta t_{\text{phantom}}} \right) \quad (\text{Eq. IV.2})$$

onde $\Delta t_{\text{água}}$ é o tempo de propagação do pulso sem a amostra, $\Delta t_{\text{phantom}}$ é o tempo de propagação do pulso com o *phantom* e $c_{\text{água}}$ é a velocidade de propagação na água em uma temperatura de 25°C (1496 m/s) (BILANIUK e WONG, 1993).

O coeficiente de atenuação (α_f) é dado em dB/cm, e foi obtido utilizando a mesma configuração experimental e aplicando a seguinte equação:

$$\alpha_f = - \frac{\left[20 \log \left(\frac{A_p}{A_{p/f}} \right) \right]}{x} \quad (\text{Eq. IV.3})$$

onde A_p é o espectro de frequências do pulso incidente após a atenuação, e $A_{p/f}$ é o

espectro pulso sem atenuação. A distância entre os transdutores é x , que corresponde à espessura da amostra. Os espectros de frequência com e sem o *phantom* foram obtidos via FFT (Fast Fourier Transform). A tela principal do software *AcousticsTrans*, que foi utilizado para análise dos sinais, está na Figura IV.2. A seta no canto superior esquerdo é o ícone para leitura dos sinais obtidos no *phantom* e na água. São estimados os valores de velocidade de propagação, coeficiente de atenuação (dB/cm) e do coeficiente angular (dB/cm/MHz) e gerados gráficos dos sinais coletados (primeiro à esquerda), gráfico dos espectros de amplitude da referência (REF) e da amostra (PHA) considerando um nível de corte de 6dB e do coeficiente angular (inferiormente).

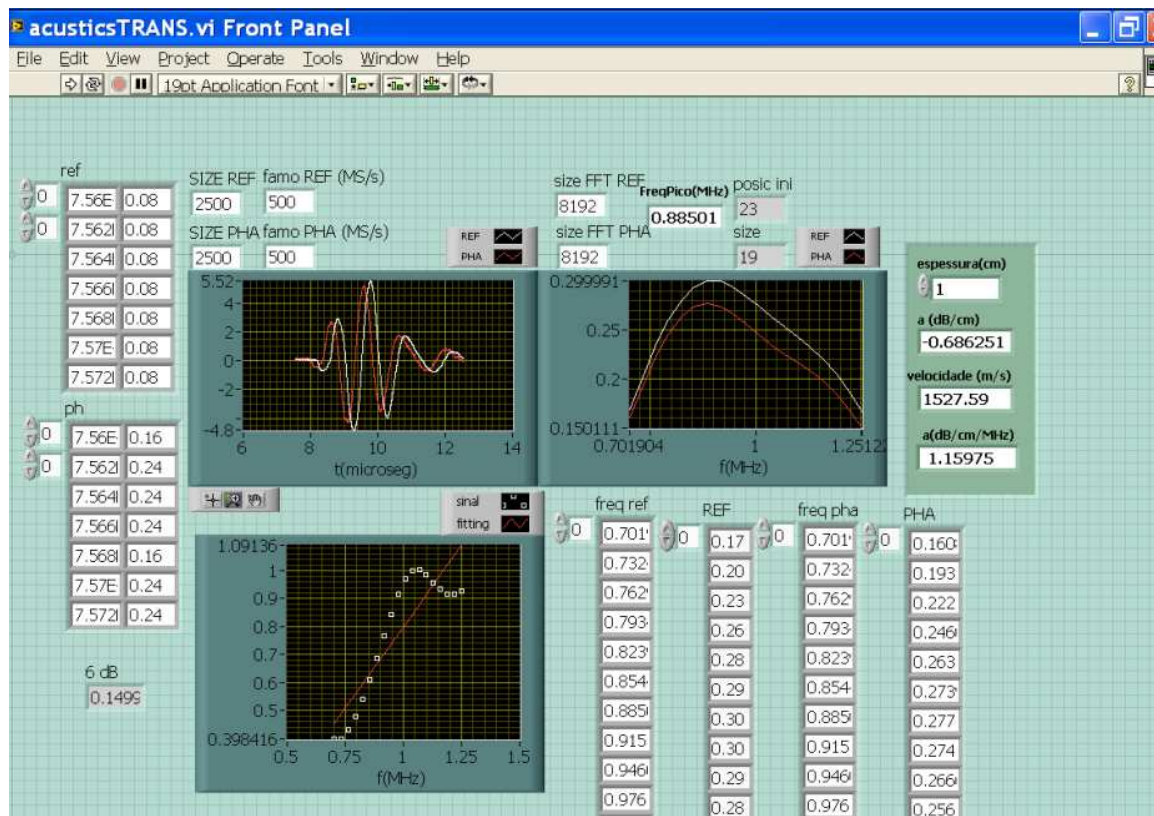


Figura IV.2 Tela principal do software *AcousticsTrans*. Para estimativa das propriedades acústicas, é necessário fornecer a espessura do *phantom*.

IV-2-1 Expressão de incertezas relacionadas aos cálculos das propriedades acústicas

O primeiro passo para a determinação das incertezas relacionadas aos cálculos da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação é a definição dos mensurandos, cujas funções foram anteriormente representadas pelas equações IV.2 e IV.3. Posteriormente, são calculadas as incertezas-padrão tipo A e tipo B para cada parâmetro envolvido nestas equações (ABNT, 2003).

As incertezas-padrão tipo A são aquelas decorrentes de observações repetidas. As incertezas-padrão tipo B são determinadas a partir de uma grandeza que não tenha sido obtida por observações repetidas, sendo baseadas por um conjunto de informações diversas, que podem ser dados de medições prévias, especificações do fabricante, ou mesmo por certificados de calibração (INMETRO, 2003).

As incertezas-padrão para o coeficiente de atenuação são decorrentes das medições de cada uma das grandezas envolvidas no seu cálculo, que são aquelas referentes à espessura da amostra, e à amplitude do espectro de frequências para o sinal obtido com o *phantom* e só na água (referência). O cálculo da velocidade de propagação no *phantom* apresenta incertezas relacionadas à estimativa da velocidade da água, bem como da avaliação temporal dos sinais de US no *phantom* e na água (SOUZA *et al.*, 2008).

A incerteza-padrão tipo A da espessura (D) do *phantom* ($\mu_A(D)$) é obtida pelo cálculo do desvio-padrão (DP) de n medições (SOUZA *et al.*, 2008), no caso, $n = 10$, dada por:

$$\mu_A(D) = \frac{DP(D)}{\sqrt{n}} \quad (\text{Eq.IV.4})$$

A incerteza-padrão tipo B da espessura ($\mu_B(D)$) é dada pela menor divisão do paquímetro utilizado na medição (*pac*), sendo dada por (SOUZA *et al.*, 2008):

$$\mu_B(D) = \frac{pac}{\sqrt{12}} \quad (\text{Eq.IV.5})$$

O denominador da Equação IV.5 é $\sqrt{12}$, pois no caso da incerteza-padrão tipo B da espessura, leva-se em conta uma distribuição retangular (SOUZA *et al.*, 2008).

Para os cálculos das incertezas-padrão tipo A da amplitude, é obtido o desvio-padrão de cinco medições deste parâmetro (SOUZA *et al.*, 2008). Posteriormente, estes valores são divididos pela raiz quadrada do número de medições (n), de acordo com as seguintes equações:

$$\mu_A(AMPL) = \frac{DP(AMPL)}{\sqrt{n}} \quad (\text{Eq.IV.6})$$

onde $\mu_A(AMPL)$ é a incerteza-padrão tipo A da amplitude dos sinais na frequência de pico e $DP(AMPL)$ é o desvio-padrão dos valores de cinco medições de amplitude ($n = 5$).

A incerteza-padrão tipo A para o tempo [$\mu_A(t)$] é dada por:

$$\mu_A(t) = \frac{DP(t)}{\sqrt{n}} \quad (\text{Eq.IV.7})$$

onde $\mu_A(t)$ é a incerteza-padrão tipo A da amplitude dos sinais e $DP(t)$ é o desvio-padrão dos valores de cinco medições de tempo de propagação.

A incerteza-padrão tipo B dos parâmetros de amplitude depende da exatidão dos equipamentos de medição que, neste caso, são o gerador de pulsos e o osciloscópio. Já a incerteza tipo B para o tempo de propagação é relacionada apenas ao osciloscópio (SOUZA *et al.*, 2008).

Um dos fatores que contribui para as incertezas-padrão das medições de amplitude decorre da resolução da placa do gerador de pulsos, que possui um conversor D/A de 16 bits e da tensão nominal aplicada na placa (T). No caso deste estudo, o valor da tensão nominal na placa do gerador de pulsos foi de 130V. A incerteza-tipo B das amplitudes dos sinais decorrente da influência do gerador de pulsos é dada pela seguinte equação (SOUZA *et al.*, 2008):

$$\mu_{BGer}(AMPL) = \frac{1/2^{16}}{2\sqrt{3}} * T \quad (\text{Eq.IV.8})$$

onde $\mu_{BGer}(AMPL)$ é a incerteza-padrão tipo B da amplitude dos sinais e T é a tensão nominal aplicada na placa.

O segundo fator que contribui para a incerteza-padrão tipo B da amplitude dos sinais é relacionado ao osciloscópio. Entretanto, não foi encontrada nenhuma referência com este cálculo.

A contribuição do osciloscópio nas medições de tempo é dada por (SOUZA *et al.*, 2008):

$$\mu_{B}Osc(t) = \frac{1}{\sqrt{3}} * (I_a + 1ppm * l_t + 0,6ns) \quad (\text{Eq.IV.9})$$

onde $\mu_{B}Osc(t)$ é a incerteza-padrão tipo B das medições de tempo pela contribuição do osciloscópio.

I_a é o intervalo de amostragem (inverso da frequência de amostragem)

l_t é a leitura de tempo de propagação do sinal do *phantom* ou da água

ns é nanosegundos

Os coeficientes de sensibilidade correspondem às derivadas parciais de cada mensurando em relação às variáveis que compõem a incerteza. Eles descrevem como a estimativa do parâmetro em questão varia em função de cada uma de suas variáveis de entrada (INMETRO, 2003).

São seis as variáveis de entrada que tiveram os coeficientes de sensibilidade calculados neste estudo, sendo as três primeiras relacionadas ao cálculo do coeficiente de atenuação (amplitude do sinal do *phantom*, amplitude do sinal na água e espessura) e as três últimas relacionadas ao cálculo da velocidade de propagação (velocidade de propagação na água, leitura de tempo de propagação da onda de US na água e leitura de tempo de propagação do sinal do *phantom*). Estes coeficientes de sensibilidade são dados, respectivamente, pelas seguintes equações (Equações IV.10 a IV.15):

$$\frac{\partial \alpha}{\partial Ampl_{phantom}} = -\frac{20 \log e}{D * Ampl_{phantom}} \quad (\text{Eq.IV.10})$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial Ampl_{\acute{a}gua}} = -\frac{20 \log e}{D * Ampl_{\acute{a}gua}} \quad (\text{Eq.IV.11})$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial D} = -\frac{20 \log \frac{Ampl_{phantom}}{Ampl_{\acute{a}gua}}}{D^2} \quad (\text{Eq.IV.12})$$

$$\frac{\partial C_{phantom}}{\partial C_{\acute{a}gua}} = \frac{t_{\acute{a}gua}}{t_{phantom}} \quad (\text{Eq.IV.13})$$

$$\frac{\partial C_{phantom}}{\partial t_{\acute{a}gua}} = \frac{C_{\acute{a}gua}}{t_{phantom}} \quad (\text{Eq.IV.14})$$

$$\frac{\partial C_{phantom}}{\partial t_{phantom}} = \frac{C_{\acute{a}gua} t_{\acute{a}gua}}{t_{phantom}^2} \quad (\text{Eq.IV.15})$$

A variância combinada será a soma quadrática do produto de cada componente da incerteza pelo seu respectivo coeficiente de sensibilidade (ABNT, 2003). A raiz quadrada da variância combinada corresponde à incerteza-padrão combinada (μ_{ci}), sendo dada pela Equação IV.1 a seguir:

$$\mu_{ci} = \sqrt{\sum [c_i \mu(x_i)]^2} \quad (\text{Eq.IV.16})$$

A incerteza-padrão expandida (U) dependerá da incerteza-padrão combinada μ_c e do fator de abrangência k_a , que é relacionado ao número de graus de liberdade efetivos dos mensurandos, de acordo com um nível de significância $p = 0,95$ da tabela t de *Student*, sendo dada por (INMETRO, 2003):

$$U = k_a \cdot \mu_{ci} \quad (\text{Eq.IV.17})$$

Para o cálculo do número de graus de liberdade efetivos é necessário o conhecimento da incerteza-padrão combinada (μ_c), das componentes da incerteza-padrão combinada e dos graus de liberdade da componente da incerteza-padrão combinada que está em estudo (SOUZA *et al.*, 2008).

O número de graus de liberdade para o cálculo da velocidade de propagação – $V_{eff}(c)$ - e para o coeficiente de atenuação - $V_{eff}(af)$ - são dados, respectivamente, pelas Equações IV.18 e IV.19 a seguir (SOUZA *et al.*, 2008):

$$V_{eff}(\alpha_f) = \frac{\mu C \alpha^4}{\frac{\mu \Delta \text{Ampl}_{phantomi}^4}{4} + \frac{\mu \Delta \text{Ampl}_{referência}^4}{4} + \frac{\mu \Delta(D)}{9}} \quad (\text{Eq.IV.18})$$

$$V_{eff}(c) = \frac{\mu C c^4}{\frac{\mu \Delta t_{phantomi}^4}{4} + \frac{\mu \Delta t_{referência}^4}{4}} \quad (\text{Eq.IV.19})$$

IV-2-2 Estabilidade das propriedades acústicas

Foi realizada avaliação periódica das propriedades acústicas, a fim de verificar o tempo máximo que as amostras mantêm seus valores de velocidade de propagação e coeficiente de atenuação. As amostras foram inicialmente avaliadas aproximadamente 1 hora após a sua preparação e, posteriormente, periodicamente por, no mínimo, 24 semanas.

IV-3 Caracterização das propriedades termofísicas

IV-3-1 Densidade

A densidade foi estimada pela utilização de um densímetro (*Sartorius* YDK 01, montado na balança Marte AM 220). O densímetro (Figura IV.3) é constituído pelos seguintes componentes: 1 proveta, 1 armação para a fixação dos componentes do densímetro na balança, 1 termômetro, 1 prumo de vidro para a determinação da densidade de líquidos, 1 suporte para amostras sólidas, 1 plataforma de metal para o suporte das peças do densímetro na balança e uma peça adaptadora (MASSARD *et al.*, 2007).

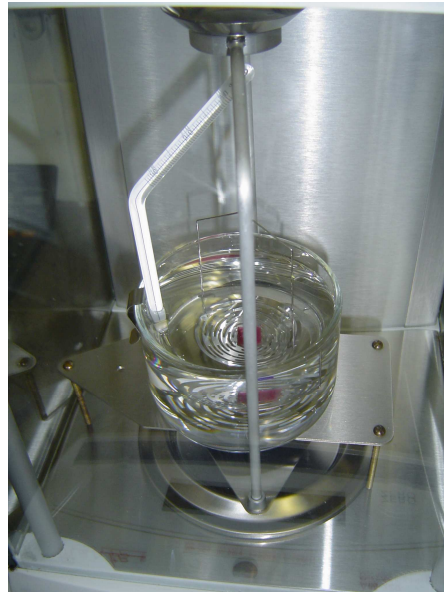


Figura IV.3. Densímetro *Sartorius* YDK 01, montado na balança Marte AM 220.

A massa específica do *phantom* foi obtida da seguinte forma:

- 1) Centralização da proveta na plataforma de metal;
- 2) Colocação de água destilada até aproximadamente 5 mm abaixo da borda;
- 3) Adição de 3 gotas de detergente na água destilada, para romper a tensão superficial de diminuir a resistência à colocação do suporte da amostra no líquido;
- 4) Colocação do termômetro na borda da proveta;
- 5) Pendurar o suporte de amostras na armação;
- 6) Tarar a balança;
- 7) Colocação da amostra no prato superior do suporte de amostras e fez-se a medida;
- 8) Anotação da massa ($W(a)$);
- 9) Tarar a balança com a amostra no prato superior de suporte;
- 10) Colocação da amostra no suporte de amostras e então mergulhar a amostra no líquido;
- 11) Medir $G [W(a)-W(fl)]$, que é mostrado no display da balança;
- 12) Anotação da temperatura do líquido;
- 13) A partir de uma tabela disponível no manual do densímetro, determinar a massa específica da água $\rho(fl)$ na temperatura equivalente;
- 14) Calcular a densidade utilizando a seguinte equação:

$$\rho = \frac{W(a) \cdot \rho(fl)}{W(a) - W(fl)} \quad (\text{Eq. IV.20})$$

IV-3-2 Condutividade térmica

A condutividade térmica de um material é definida como a taxa em que o calor é trocado através de uma área unitária de material, quando sujeito a um gradiente de temperatura unitário (CANEVAROLO, 2004). A condutividade térmica do *phantom* foi determinada utilizando o método da sonda linear, desenvolvido por BLACKWELL, 1954. É utilizada uma sonda capaz de aquecer e detectar a temperatura do meio avaliado (MASSARD *et al.*, 2007).

A sonda utilizada no estudo foi a do modelo *TP-08 (Hukseflux)* (Figura IV.4), no Laboratório de Transmissão e Tecnologia do Calor (LTTC, UFRJ). Ela consiste em uma agulha de aço de 70 mm de comprimento e 1,2 mm de diâmetro, com uma junção de termopares tipo K localizados a cerca de 15 mm da ponta e uma outra junção localizada na base, e um fio de resistência de aquecimento (MASSARD *et al.*, 2007).

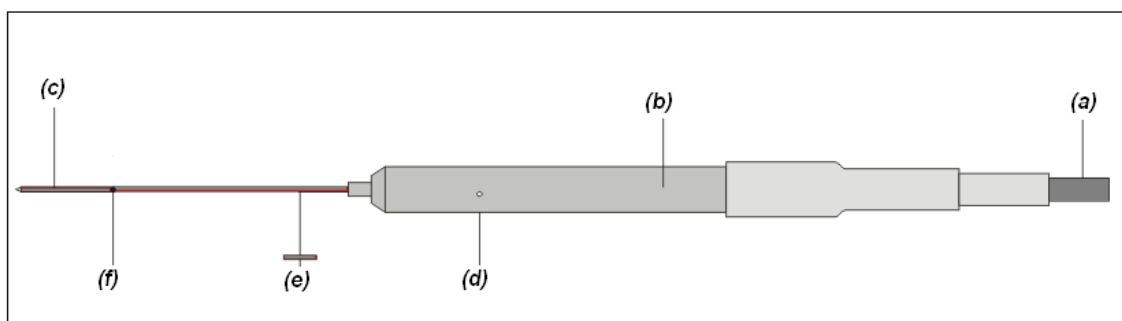


Figura IV.4 Sonda TP-08 utilizada no método da sonda linear. Consiste em uma agulha (c) que contém uma junção de termopares (f) e um filamento aquecedor (e). A sonda é inserida no meio a ser investigado de tal forma que este filamento esteja imerso no *phantom*. Adicionalmente, há uma base (b) ligada a um cabo de conexão (a) e um sensor de temperatura (d).

Este método é baseado na relação entre a condutividade térmica e a variação de temperatura do meio, que dependem da potência (Q) dissipada por comprimento de sonda

durante um curto período de tempo. A diferença de temperatura obtida entre a sonda e o meio é utilizada para o cálculo da condutividade térmica de acordo com a equação:

$$\Delta T = T - T_0 \cong \frac{1}{4\pi k} Q \left[\ln(t) - y - \ln \frac{r^2}{4X} \right] \quad (\text{Eq. IV.21})$$

onde Q = potência dissipada por comprimento da sonda;

k = condutividade térmica do meio;

y = é a constante de Euler (0.5772156649)

r = raio da amostra;

x = difusividade térmica do meio;

t = tempo;

Em um gráfico de ΔT em função de $\ln(t)$, há uma porção linear cujo coeficiente angular é $m = Q \div 4\pi k$. Nesta fase, a inclinação do gráfico é inversamente proporcional à condutividade térmica (MASSARD, 2007). A relação de ΔT (°C) em função de $\ln(t)$ está exemplificada na Figura IV.5 Portanto, a condutividade térmica do meio pode ser obtida como:

$$k = Q / 4\pi m \quad (\text{Eq. IV.22})$$

A potência por unidade de comprimento da sonda (Q) é dada por:

$$Q = I^2 \cdot Rem \quad (\text{Eq. IV.23})$$

onde I é a corrente elétrica na sonda e Rem é a resistência elétrica por comprimento de sonda.

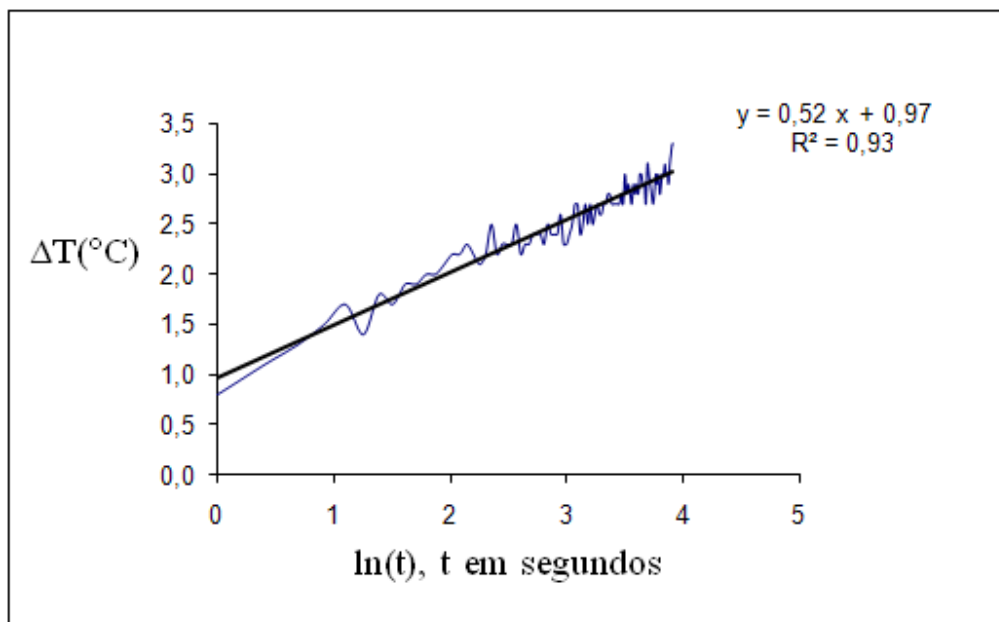


Figura IV.5 Relaciona ΔT (°C) em função de $\ln(t)$ e mostra a relação entre os dados experimentais (em linha contínua fina) e o ajuste linear dos dados (em linha contínua grossa).

Para a realização de medidas de alta qualidade é necessário que a base esteja com uma temperatura estável. Geralmente isto é obtido fixando-se a base no mesmo material (metálico) que segura a amostra (MASSARD *et al.*, 2007).

Na base da sonda há um sensor de temperatura para a medição da temperatura da junta dos termopares e que pode ser usado para a medição da temperatura real da sonda e do meio (MASSARD *et al.*, 2007). O *phantom* avaliado deve ter um raio superior a 50 mm, e comprimento mínimo que permita o contato direto com a sonda, cobrindo-a cerca de 35 mm, e deve apresentar estabilidade térmica. Há uma saída para o cabo de conexão dos sensores de temperatura e da resistência elétrica. A região aquecida deve ser completamente imersa no meio avaliado, cujo raio deve ser maior que 40 mm.

É necessária a utilização de uma fonte de tensão para entrega de potência ao aquecedor e uma placa de aquisição de sinais capaz de comutar, ler tensões e correntes e ter um “timing” com acurácia suficiente (MASSARD *et al.*, 2007). A Figura IV.6 mostra o diagrama experimental utilizado para a estimativa da condutividade térmica dos *phantoms*.

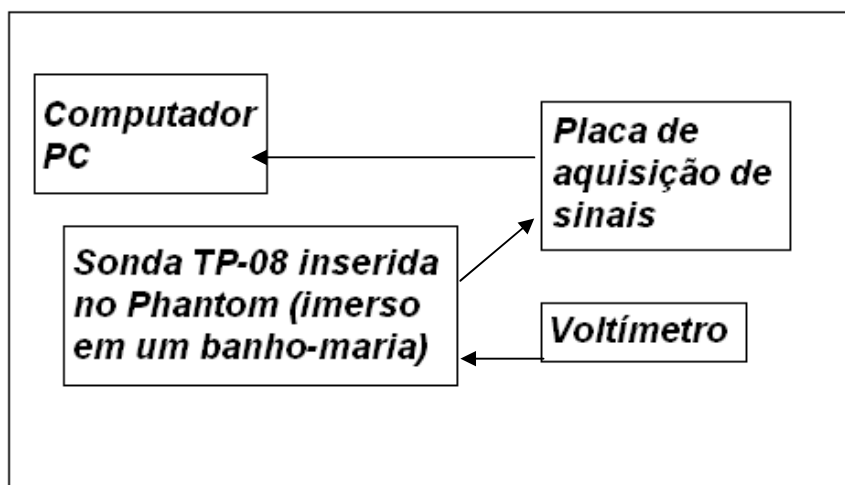


Figura IV.6 Diagrama experimental para o cálculo da condutividade térmica utilizando o método da sonda linear.

A sonda permite avaliação de materiais em temperaturas na faixa de -55 a 180°C e pode ser utilizada para a identificação da condutividade térmica de materiais pastosos, gelatinosos e fluidos viscosos, com condutividade térmica entre $0,1$ e $6,0$ W/m/K (MASSARD *et al.*, 2007).

A resistência elétrica da sonda foi conectada a uma fonte DC (Instrutherm, modelo FA3050). A corrente através da resistência elétrica, o potencial elétrico gerado entre as duas juntas de termopares e a resistência elétrica do sensor de temperatura foram medidos com um sistema de aquisição de dados Agilent 34970 A.

O método da sonda linear deve ser realizado em um ambiente sem variações térmicas, sendo necessário o fechamento de janelas para evitar convecção desnecessária.

Em experimentos onde é necessário trabalhar em diferentes temperaturas pode-se colocar o *TP-08* em um banho-maria e permitir que o meio e a sonda alcancem o equilíbrio térmico. Neste procedimento, geralmente é recomendado adotar um controle climático e desligar a ventilação.

Os *phantoms* foram desenvolvidos para serem utilizados à temperatura ambiente (25 a 28°C). Em tecidos moles, 45°C é a temperatura limite para terapia, visto que valores superiores causam danos teciduais. Por estes motivos, as propriedades termofísicas foram testadas na faixa de 28 a 45°C .

IV-3-3 Calor específico

O calor específico (capacidade térmica por unidade de massa) é definido como a quantidade de calor necessária para aumentar de um grau uma unidade de massa deste material (CANEVAROLO, 2004). A calorimetria de varredura diferencial (DSC) é o método que pode ser utilizado para determinação do calor específico do *phantom*. Neste estudo, foi utilizado o DSC 7 (*Perkin Elmer*) no Laboratório de Processos de Separação com Membranas e Polímeros (PAM) da COPPE/UFRJ.

O DSC é um método comparativo em que é necessário controlar a potência térmica fornecida à amostra tendo como referência um material padrão inerte (HAINES, 2002). O DSC também é utilizado na determinação de temperaturas de transição, como a temperatura de transição vítrea, temperatura de cristalização e de fusão de polímeros, bem como do calor de fusão, de cristalização e de reação (LUCAS *et al.*, 2001).

O equipamento de DSC (Figura IV.7) é composto por uma célula, local onde há um compartimento para a amostra analisada (A) e para a referência (R) com fontes de aquecimento individuais (Figura IV.8), em que a temperatura e a energia são monitoradas e geradas por filamentos de platina idênticos, que atuam como termômetros resistivos e aquecedores. Essa célula é conectada a um controlador de temperatura e um controlador de atmosfera (geralmente sendo utilizado o nitrogênio, por ser um gás inerte). Há uma placa para aquisição dos sinais, que é conectada a um computador PC, onde os sinais são processados e, posteriormente, analisados (HAINES, 2002). A representação esquemática de um equipamento de DSC está na Figura IV.9.



Figura IV.7 Equipamento de DSC 7 (*PerkinElmer*) operando no Laboratório de Processos de Separação com Membranas e Polímeros (PAM) da COPPE/UFRJ)

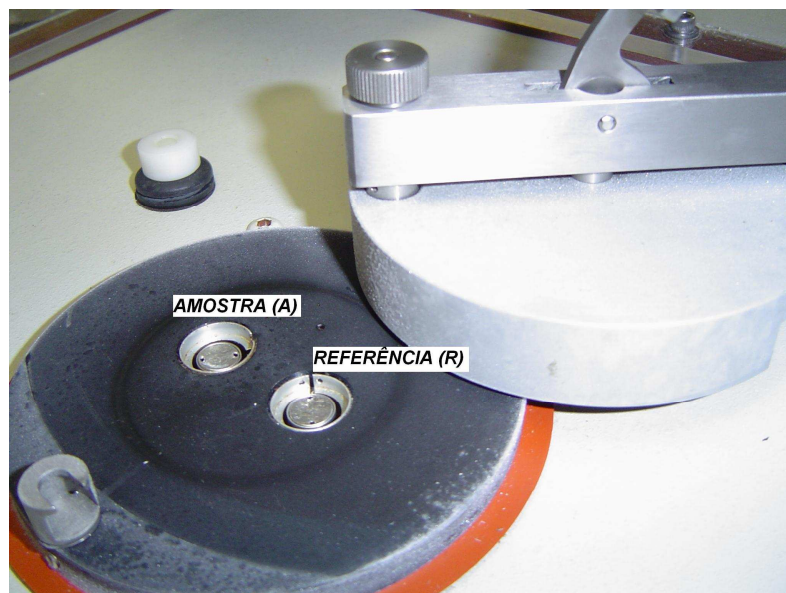


Figura IV.8 Célula de um equipamento de DSC, com dois compartimentos onde são colocadas as panelinhas de alumínio para a amostra e para o material de referência.

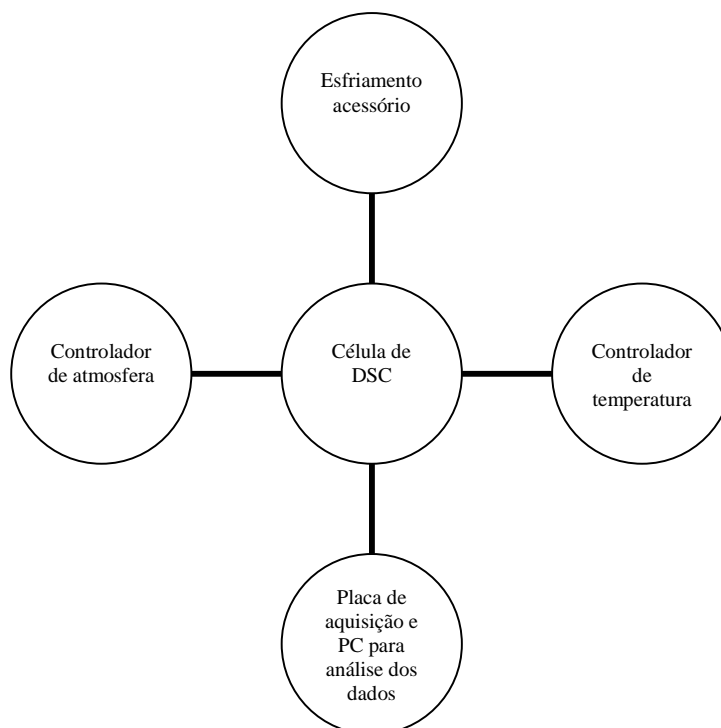


Figura IV.9 Representação esquemática de um equipamento de DSC, indicando o local onde o *phantom* ou o material de referência são colocados e onde contém sensores de temperatura (célula de DSC); um computador PC que opera para aquisição e análise dos dados, o controlador de atmosfera (geralmente uma substância inerte, como o N₂) e o controlador de temperatura.

Nesta técnica, a amostra a ser investigada e um material de referência são aquecidos concomitantemente e submetidos a uma temperatura controlada. Geralmente é utilizada uma substância-padrão, com temperatura e calor de fusão bem determinados e padronizados, como por exemplo, a água, o índio (In) ou uma safira (HAINES, 2002).

O princípio básico da técnica obedece à categoria de compensação de potência, mantendo-se a diferença de temperatura entre a amostra e a referência constante. O equipamento controla a temperatura da amostra para que ela acompanhe a da referência através de perda ou ganho de calor (HAINES, 2002; LUCAS *et al.*, 2001). Qualquer evento físico-químico que ocorra na amostra (fusão, cristalização, transição vítrea) que envolva a troca de calor com o meio deverá ser compensado com o fornecimento ou retirada de energia para que a diferença de temperatura permaneça constante. Desta forma, a técnica fornece uma curva que representa a diferença entre a quantidade de energia entregue para a amostra e a referência, registrada em função da temperatura ou do tempo (HAINES, 2002).

O registro da curva de DSC é expresso em termos de fluxo de calor (miliwatts, mW) versus temperatura (°C) ou tempo (minutos). A faixa de temperatura de operação varia de -170 a 700°C (LUCAS *et al.*, 2001; HAINES, 2002). Quando há picos negativos no fluxo de calor está ocorrendo um evento exotérmico.

O procedimento experimental para a determinação do calor específico (LUCAS *et al.*, 2001; HAINES, 2002):

- 1) Ligar o equipamento;
- 2) Ajustar a atmosfera no compartimento da amostra. Geralmente é utilizado com fluxo de gás inerte, como o nitrogênio (N₂). Este procedimento tem a duração de uma hora;
- 3) Obtenção da linha-base, que é realizado pela aquisição dos sinais de temperatura na ausência de fluxo de calor (com os compartimentos da célula de DSC vazios);
- 4) Calibração, com a utilização de uma amostra padrão sendo comparada com uma cápsula vazia;
- 5) Novo registro da linha-base;
- 6) Seleção da faixa de temperatura e do fluxo de calor;
- 7) Análise da amostra, que consiste em utilizar um material de poucos miligramas em uma cápsula de alumínio (panelinha), que é coberta por uma tampa, devendo haver contato máximo entre as superfícies da cápsula e da amostra. A outra panelinha comportará um material padrão. O calor específico varia em função da temperatura da amostra, e é determinado comparando-se as variações de fluxo de calor com a temperatura medida para este material e para uma substância-padrão. Como este material está sendo desenvolvido para ser utilizado em níveis de aquecimento terapêutico, foi utilizada uma faixa de temperatura de 28 a 45°C.

Quando uma amostra é submetida a uma variação linear de temperatura, o calor específico é proporcional à velocidade com a qual o calor atravessa a amostra, de acordo com a seguinte equação:

$$\frac{C_{pa}}{C_{ps}} = \frac{Y_a}{Y_s} \cdot \frac{m_s}{m_a} \quad (\text{Eq. IV.24})$$

onde C_{pa} é o calor específico do *phantom*;

Cps é o calor específico do material de referência;

Ya é o deslocamento do sinal a uma dada temperatura, demonstrando a variação de fluxo de calor no *phantom*;

Ys é o deslocamento do sinal a uma dada temperatura, demonstrando a variação de fluxo de calor no material de referência (safira);

ma é a massa do *phantom*

ms é a massa da safira

Assim, com duas estas duas medidas, pode-se determinar a razão entre os Cp .

IV-3-4 Difusividade térmica

A difusividade térmica é uma medida da rapidez com a qual o calor se propaga através de um material. Esta propriedade tem grande interesse em aplicações onde materiais são expostos a altas temperaturas por um intervalo de tempo tão curto que o equilíbrio térmico sequer é atingido (choque térmico) (CANEVAROLO, 2004).

Após a obtenção dos valores de condutividade térmica, calor específico, e densidade, a difusividade térmica será obtida pela seguinte equação:

$$\chi = \frac{k}{\rho \cdot Cp} \quad (\text{Eq. IV.25})$$

onde χ é a difusividade térmica;

k é o coeficiente de condutividade térmica

ρ é a massa específica do material

Cp é o calor específico.

IV-4 Calibração da Temperatura

A calibração da temperatura foi realizada utilizando o método da espectrofotometria no ultravioleta/visível por refletância difusa (FERNANDES, 2004), com o

espectrofotômetro *Shimadzu 2450*, no Laboratório de Fotoquímica do Instituto de Química da UFRJ (Figura IV.10)



Figura IV. 10. Espectrofotômetro *Shimadzu 2450* em operação no Laboratório de Fotoquímica da UFRJ.

O espectrofotômetro é um instrumento que permite comparar a radiação absorvida, transmitida ou refletida por uma solução que contém uma quantidade desconhecida de soluto, e uma quantidade conhecida da mesma substância. É obtido um espectro de ultravioleta diretamente do equipamento. São gerados espectros de comprimentos de onda versus a intensidade de absorção (absortância ou transmitância) ou de reflexão na faixa do espectro eletromagnético da luz visível. A transmitância é a relação entre a intensidade incidente e a intensidade de radiação que emerge da amostra. A diferença entre o estado fundamental e o estado excitado do material é o que determina o comprimento de onda de absorção (SILVERSTEIN *et al.*, 2000).

Durante a espectrofotometria, as amostras (uma padrão e uma contendo cristais líquidos) são posicionadas em locais específicos (Figura IV.11). O início do experimento se dá com a incidência da luz de UV na amostra padrão. São comparadas as relações entre as intensidades luminosas e a reflexão das amostras de *phantom* com a referência. Desta forma, é possível realizar um estudo do espectro eletromagnético das amostras nas

temperaturas de interesse.

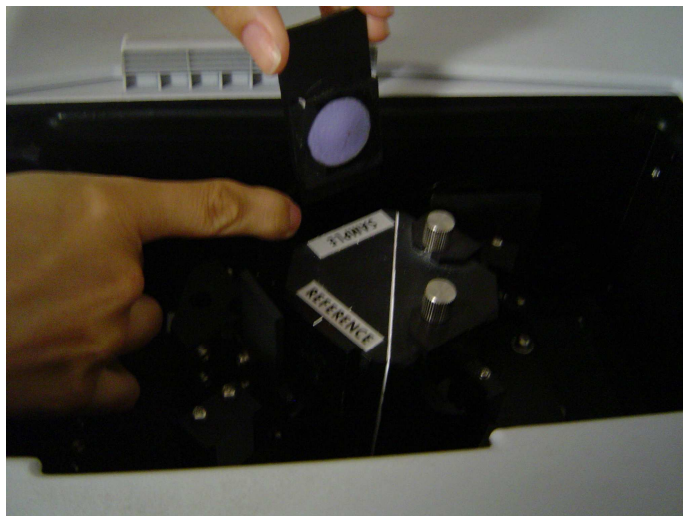


Figura IV.11. Posicionamento de uma amostra de *phantom* no espectrofotômetro. Há um local para a amostra e para a referência. Há uma incidência de radiação UV/visível, e a determinação do percentual de intensidade de radiação refletida (R%)

IV-5 Visualização da imagem térmica do *phantom*

A imagem térmica do *phantom* foi obtida irradiando-o com um transdutor de 1 MHz calibrado com ERA de $3,31\text{cm}^2$ (método da balança de radiação e cálculo da ERA em tanque acústico) do equipamento de ultra-som utilizado em Fisioterapia (Avatar III, KLD – Figura IV.12).



Figura IV.12 Equipamento de US de Fisioterapia (Avatar III, KLD).

O *phantom* foi acoplado a um adaptador circular de PVC de 1,4 cm de altura contendo água destilada a 25°C, que atua como meio de acoplamento (Figura IV.13). A frequência de operação utilizada foi de 1 MHz, utilizando uma intensidade de 2,0 W/cm² no modo contínuo, por 4 minutos.

A obtenção da imagem térmica no *phantom* foi obtida posicionando-o a uma distância da face do transdutor de 1,4 cm, sendo este espaço preenchido por água destilada a 25°C. O ambiente foi iluminado por luz fluorescente comum. Foi utilizada uma câmera fotográfica (Sony® DSC-P73), e capturadas imagens nos tempos de 0 s, 30 s e 1 min., 1,5 min., 2 min., 2,5 min., 3 min., 3,5 min. e 4 min. de exposição do *phantom* ao feixe de US. O processamento da imagem foi realizado em Matlab 7.4.

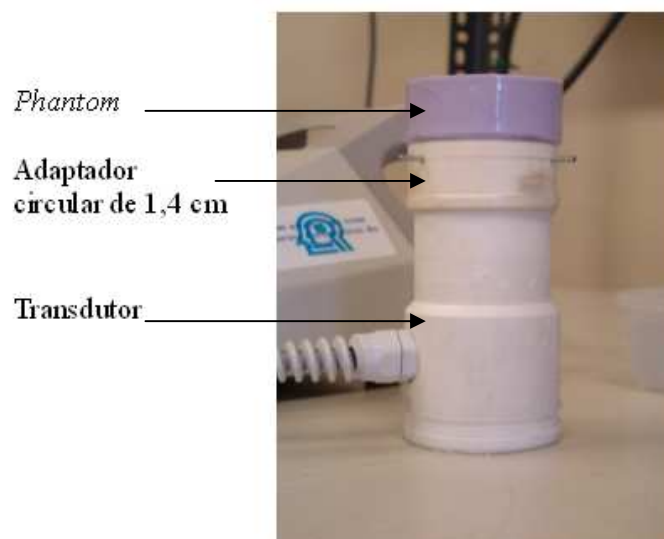


Figura IV.13 Método de irradiação do *phantom* para obtenção da imagem térmica do *phantom* utilizando um adaptador circular de 1,4 cm de altura contendo água destilada.

O procedimento experimental foi realizado a uma temperatura ambiente de 25°C. Nesta temperatura, o *phantom* apresenta cor roxa. Aumentos de temperatura superiores a 31°C geram uma coloração rosa, e superiores a 47°C, uma coloração branca.

Capítulo V

Resultados

V.1 Introdução

Este capítulo apresenta os resultados obtidos a partir da montagem experimental descrita no capítulo anterior, com amostras confeccionadas com duas diferentes concentrações de PVAc (protocolo A e protocolo B), mantendo as concentrações básicas de água, acrilamida e cristais líquidos. Foram analisadas as propriedades acústicas de cada amostra, mensurando a velocidade de propagação (m/s), e o coeficiente de atenuação (dB/cm) a 1 MHz, assim como a densidade (g/cm^3) e as propriedades termofísicas: difusividade térmica (mm^2/s), condutividade térmica ($\text{W/m}^\circ\text{C}$) e calor específico ($\text{J/g}^\circ\text{C}$).

V.2 Obtenção das Propriedades Acústicas

Os resultados a seguir demonstram os valores de atenuação e velocidade de propagação mensurados nos *phantoms*, construídos com duas concentrações de PVAc. Para cada uma delas foram desenvolvidas cinco amostras, a fim de se medirem suas propriedades acústicas, que foram avaliadas em cinco locais aleatoriamente escolhidos em cada *phantom*. Para cada amostra, as propriedades acústicas foram obtidas em cinco locais distintos aleatoriamente escolhidos, gerando valores de média e desvio-padrão (DP).

Inicialmente foi desenvolvido um *phantom* a partir de uma solução de 24 ml, contendo 18 ml de uma solução de PVAc (*mPVAc%*) de 60%, de acordo com o protocolo de confecção descrito no ANEXO I (protocolo A). Foram desenvolvidos cinco *phantoms* de acordo com esta receita, cujas propriedades acústicas obtidas com o método transmissão-recepção, estão nas Tabelas V.1 a V.5. Os coeficientes de atenuação obtidos foram superiores àqueles encontrados nos tecidos biológicos moles (0,5 - 0,7dB/cm em 1 MHz). Como o PVAc é o responsável pelo aumento do coeficiente de atenuação neste *phantom* (HAUPTMANN, 1982), foi desenvolvido outro protocolo com menor quantidade desta substância (protocolo B) e elaboradas mais cinco amostras com o mesmo (Tabelas V.6 a

V.10).

Tabela V.1 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação (CV) das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 1* com o protocolo A (PA)

<i>Phantom 1 PA</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,90	1535,49
DP	0,01	0,95

Tabela V.2 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 2* do protocolo A

<i>Phantom 2 PA</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,95	1531,82
DP	0,10	2,73

Tabela V.3 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 3* do protocolo A

<i>Phantom 3 PA</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Media	0,90	1533,16
DP	0,04	0,93

Tabela V.4 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 4* do protocolo A

<i>Phantom 4 PA</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Media	0,92	1533,96
DP	0,07	2.60

Tabela V.5 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 5* do protocolo A

<i>Phantom 4 PA</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Media	0,90	1548,53
DP	0,06	0,70

Tabela V.6 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 1* com o protocolo B (PB)

<i>Phantom 1 PB</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,70	1533,40
DP	0,01	0,54

Tabela V.7 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 2* do protocolo B

<i>Phantom 2 PB</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,61	1542
DP	0,02	1,40

Tabela V.8 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 3* do protocolo B

<i>Phantom 3 PB</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,64	1534,37
DP	0,01	1,80

Tabela V.9 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 4* do protocolo B

<i>Phantom 4 PB</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,67	1534,32
DP	0,01	1,45

Tabela V.10 Média, desvio-padrão e coeficiente de variação das propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em 1 MHz) obtidas de cinco medições em locais distintos do *phantom 5* do protocolo B

<i>Phantom 4 PB</i>	α (dB/cm)	c (m/s)
Média	0,59	1536,45
DP	0,02	0,57

V.3 Estimativa das incertezas relacionadas ao cálculo dos parâmetros acústicos

A estimativa das incertezas quanto ao cálculo do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação ultra-sônica foi determinada em seis *phantoms*: três do protocolo A (*phantoms* 1, 2 e 5) e três do protocolo B (*phantoms* 1, 2 e 5). As incertezas-padrão das variáveis que descrevem os mensurandos estão nas Tabelas V.11 a V.18 a seguir. Verifica-se que a incerteza-padrão tipo B para a estimativa de amplitude é a principal responsável pela incerteza-padrão combinada do coeficiente de atenuação (Tabelas V.11 a V.16). Em todos os casos avaliados, a incerteza-padrão tipo B decorrente do osciloscópio foi predominante. Para a velocidade de propagação, em metade dos experimentos, o principal componente de incerteza-padrão combinada foi a estimativa da velocidade de propagação na água (Tabelas V.17 a V.22).

Tabela V.11. Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o *phantom 1* do protocolo A

Componente da Incerteza	μx_i	c_i	$ c_i \mu(x_i)$
$\mu A(\text{Ampl pha})$	$4,00 \times 10^{-3}$	-2,47	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{\text{Ger}}(\text{Ampl ph})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-2,47	$5,02 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{ampl ref})$	$6,00 \times 10^{-3}$	-2,27	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{\text{Ger}}(\text{ampl ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-2,27	$4,61 \times 10^{-16}$
$\mu A(D)$	$6,00 \times 10^{-3}$	0,57	$3,00 \times 10^{-3}$
$\mu B(D)$	$3,00 \times 10^{-4}$	0,57	$1,71 \times 10^{-4}$

Tabela V.12. Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o *phantom 2* do protocolo A

Componente da Incerteza	μx_i (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu(x_i)$
$\mu A(\text{Ampl pha})$	$4,00 \times 10^{-3}$	-2,57	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{\text{Ger}}(\text{Ampl ph})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-2,57	$5,22 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{ampl ref})$	$2,00 \times 10^{-3}$	-2,36	$5,00 \times 10^{-3}$
$\mu B_{\text{Ger}}(\text{ampl ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-2,36	$4,79 \times 10^{-16}$
$\mu A(D)$	$1,00 \times 10^{-2}$	0,61	$9,00 \times 10^{-3}$
$\mu B(D)$	$3,00 \times 10^{-4}$	0,61	$2,00 \times 10^{-4}$

Tabela V.13. Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o *phantom 5* do protocolo A

Componente da Incerteza	μx_i (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu(x_i)$
$\mu A(\text{Ampl pha})$	$3,00 \times 10^{-2}$	-1,05	$3,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{\text{Ger}}(\text{Ampl ph})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-1,05	$2,13 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{ampl ref})$	$2,00 \times 10^{-2}$	-0,89	$2,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{\text{Ger}}(\text{ampl ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-0,89	$1,81 \times 10^{-16}$
$\mu A(D)$	$1,00 \times 10^{-2}$	0,90	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B(D)$	$3,00 \times 10^{-5}$	0,90	$2,90 \times 10^{-4}$

Tabela V.14. Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o *phantom 1* do protocolo B

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu(x_i)$
$\mu A(\text{Ampl pha})$	$3,00 \times 10^{-4}$	0,19	$1,70 \times 10^{-2}$
$\mu B_{Ger}(\text{Ampl ph})$	$8,00 \times 10^{-3}$	-1,34	$3,25 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{ampl ref})$	$8,00 \times 10^{-3}$	-1,21	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{ger}(\text{ampl ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-1,21	$2,89 \times 10^{-16}$
$\mu A(D)$	$8,00 \times 10^{-3}$	0,19	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B(D)$	$3,00 \times 10^{-4}$	0,19	$9,37 \times 10^{-5}$

Tabela V.15. Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o *phantom 2* do protocolo B

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu(x_i)$
$\mu A(\text{Ampl pha})$	$1,30 \times 10^{-2}$	-1,34	$1,70 \times 10^{-2}$
$\mu B_{Ger}(\text{Ampl ph})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-1,34	$2,73 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{ampl ref})$	$8,00 \times 10^{-3}$	-1,21	$1,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{ger}(\text{ampl ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-1,21	$2,46 \times 10^{-16}$
$\mu A(D)$	$8,00 \times 10^{-3}$	0,19	$1,00 \times 10^{-3}$
$\mu B(D)$	$3,00 \times 10^{-4}$	0,19	$6,17 \times 10^{-5}$

Tabela V.16. Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o *phantom 5* do protocolo B

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu(x_i)$
$\mu A(\text{Ampl pha})$	$2,00 \times 10^{-2}$	-1,01	$2,00 \times 10^{-2}$
$\mu B_{Ger}(\text{Ampl ph})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-1,01	$2,04 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{ampl ref})$	$2,00 \times 10^{-3}$	-0,93	$2,00 \times 10^{-3}$
$\mu B_{ger}(\text{ampl ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	-0,93	$1,88 \times 10^{-16}$
$\mu A(D)$	$2,00 \times 10^{-3}$	0,47	$9,00 \times 10^{-4}$
$\mu B(D)$	$3,00 \times 10^{-4}$	0,47	$1,00 \times 10^{-4}$

Tabela V.17. Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o *phantom 1* do protocolo A

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu B(\text{cáguas})$	$1,80 \times 10^{-1}$	-0,15	$2,80 \times 10^{-2}$
$\mu A(\text{tphantom})$	5,35	1,02	5,46
$\mu B(\text{tphantom})$	$2,03 \times 10^{-16}$	1,02	$2,07 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{tref})$	4,89	0,15	$7,54 \times 10^{-1}$
$\mu B(\text{t ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	0,15	$3,12 \times 10^{-17}$

Tabela V.18. Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o *phantom 2* do protocolo A

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu B(\text{cáguas})$	$1,80 \times 10^{-1}$	-122,5	22,06
$\mu A(\text{tphantom})$	$5,80 \times 10^{-1}$	0,96	$5,6 \times 10^{-1}$
$\mu B(\text{tphantom})$	$2,03 \times 10^{-16}$	0,96	$1,96 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{tref})$	$2,00 \times 10^{-3}$	126,86	$2,30 \times 10^{-1}$
$\mu B(\text{t ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	126,86	$2,57 \times 10^{-14}$

Tabela V.19. Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o *phantom 5* do protocolo A

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu B(\text{cáguas})$	$1,80 \times 10^{-1}$	-149,97	26,99
$\mu A(\text{tphantom})$	$4,00 \times 10^{-3}$	1,03	$4,00 \times 10^{-3}$
$\mu B(\text{tphantom})$	$2,03 \times 10^{-16}$	1,03	$2,09 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{tref})$	$3,00 \times 10^{-4}$	145,06	$5,00 \times 10^{-2}$
$\mu B(\text{t ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	145,06	$2,94 \times 10^{-14}$

Tabela V.20. Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o *phantom 1* do protocolo B

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu B(\text{cáguas})$	$1,80 \times 10^{-1}$	-88,20	15,88
$\mu A(\text{tphantom})$	$8,00 \times 10^{-2}$	1,02	$9,00 \times 10^{-2}$
$\mu B(\text{tphantom})$	$2,03 \times 10^{-16}$	1,02	$2,07 \times 10^{-16}$
$\mu A(\text{tref})$	$1,00 \times 10^{-3}$	86,55	$9,00 \times 10^{-2}$
$\mu B(\text{t ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	86,55	$1,76 \times 10^{-14}$

Tabela V.21. Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o *phantom 2* do protocolo B

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu_B(\text{cáguá})$	$1,80 \times 10^{-1}$	-102,45	18,44
$\mu_A(\text{tphantom})$	$5,00 \times 10^{-2}$	1,03	$5,00 \times 10^{-2}$
$\mu_B(\text{tphantom})$	$2,03 \times 10^{-16}$	1,03	$2,10 \times 10^{-16}$
$\mu_A(\text{tref})$	$7,00 \times 10^{-3}$	98,59	$7,00 \times 10^{-1}$
$\mu_B(\text{t ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	98,59	$2,00 \times 10^{-14}$

Tabela V.22. Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o *phantom 5* do protocolo B

Componente da Incerteza	μ_{xi} (Incerteza-padrão)	c_i (Coeficiente de sensibilidade)	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu_B(\text{cáguá})$	$1,80 \times 10^{-1}$	-156,98	28,25
$\mu_A(\text{tphantom})$	$1,6 \times 10^{-3}$	1,02	$1,6 \times 10^{-3}$
$\mu_B(\text{tphantom})$	$2,03 \times 10^{-16}$	1,02	$2,08 \times 10^{-16}$
$\mu_A(\text{tref})$	$2,00 \times 10^{-4}$	153,06	$3,00 \times 10^{-2}$
$\mu_B(\text{t ref})$	$2,03 \times 10^{-16}$	153,06	$3,10 \times 10^{-14}$

A incerteza-padrão combinada do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação para cada *phantom* foi estimada de acordo com a Equação IV.1, cujos valores estão na Tabela V. 23. O valor esperado para cada um destes parâmetros foi obtido pela média de cinco medições.

Tabela V.23. Incertezas-padrão combinadas para o coeficiente de atenuação ($\mu_{c\alpha}$) e para a velocidade de propagação ($\mu_{c\epsilon}$) dos *phantoms 1, 2, e 5* dos protocolos A e B

Mensurando	<i>Phantom 1</i> (protocolo A)	<i>Phantom 2</i> (protocolo A)	<i>Phantom 5</i> (protocolo A)	<i>Phantom 1</i> (protocolo B)	<i>Phantom 2</i> (protocolo B)	<i>Phantom 5</i> (protocolo B)
$\mu_{c\alpha}$ (dB/cm)	0,02	0,01	0,03	0,01	0,02	0,02
Valor esperado (dB/cm)	0,66	0,74	1,14	0,50	0,43	0,59
$\mu_{c\epsilon}$ (m/s)	5,51	22,07	26,99	15,87	18,45	28,25
Valor esperado (m/s)	1530,34	1533,54	1547,83	1543,75	1534,15	1536,45

Os graus de liberdade estão na Tabela V.24 e foram calculados de acordo com as Equações IV.20 e IV.21. Para as incertezas-padrão do tipo B, os graus de liberdade foram considerados infinitos por se tratarem de valores teóricos fornecidos pelos fabricantes ou por certificados de calibração.

Tabela V.24. Graus de liberdade efetivos para as estimativas de coeficiente de atenuação (α) e de velocidade de propagação (c)

Mensurando	<i>Phantom 1</i> (protocolo A)	<i>Phantom 2</i> (protocolo A)	<i>Phantom 5</i> (protocolo A)	<i>Phantom 1</i> (protocolo B)	<i>Phantom 2</i> (protocolo B)	<i>Phantom 5</i> (protocolo B)
α (dB/cm)	163,18	8,97	8,60	14,66	19,12	4,17
c (m/s)	2,65	$8,01 \times 10^7$	$8,05 \times 10^{15}$	$5,34 \times 10^9$	$6,31 \times 10^{10}$	$3,65 \times 10^7$

As incertezas-padrão expandidas foram estimadas de acordo com a Equação IV.19, considerando o nível de significância de 95%. Os resultados estão na Tabela V.25.

Tabela V.25. Incerteza-padrão expandida para os *phantoms* 1, 2, 3, 4, 5 e 6 levando em consideração um nível de significância de 95%. Valores percentuais da incerteza-padrão expandida em relação ao valor esperado para o coeficiente de atenuação ($\mu\alpha\%$) e para a velocidade de propagação ($\mu c\%$)

Mensurando	<i>Phantom 1</i> (protocolo A)	<i>Phantom 2</i> (protocolo A)	<i>Phantom 5</i> (protocolo A)	<i>Phantom 1</i> (protocolo B)	<i>Phantom 2</i> (protocolo B)	<i>Phantom 5</i> (protocolo B)
α (dB/cm)	0,03	0,03	0,08	0,03	0,04	0,05
$\mu\alpha\%$	5,30%	4,32%	6,92%	5,60%	9,53%	8,47%
c (m/s)	8,42	43,25	52,91	31,11	36,17	55,38
$\mu c\%$	0,55%	2,82%	3,41%	2,01%	2,35%	3,60%

V.4 Estabilidade das propriedades acústicas

Foi realizada a avaliação periódica das propriedades acústicas, para verificar a estabilidade dos valores de velocidade de propagação e coeficiente de atenuação ao longo do tempo. Após a confecção e caracterização inicial das propriedades acústicas (realizada aproximadamente 1 hora após sua preparação), as amostras ficaram reservadas em um recipiente plástico com tampa, em um refrigerador. Posteriormente, as amostras eram retiradas deste recipiente e colocadas em um tanque acústico contendo água destilada até o equilíbrio térmico (25°C). A estabilidade foi avaliada por um total de 24 semanas, para o *phantom 1* do protocolo A, de 27 semanas para o *phantom 1* e 30 semanas para o *phantom 2* (ambos do protocolo B).

Os gráficos (Figuras V.1 e V.2) relacionam os valores de média e desvio-padrão do coeficiente de atenuação da velocidade de propagação obtidos em cinco posições do *phantom 1* do protocolo A em função do tempo (em semanas).

Os *phantoms* elaborados de acordo com o protocolo A apresentam, inicialmente, altos valores de coeficiente de atenuação a 1 MHz. Porém ocorre uma queda progressiva destes, alcançando valores similares aos tecidos moles (0,7dB/cm) a partir do início da segunda semana, mantendo-se estável a partir de então, pois não houve diferenças estatisticamente significativas entre as demais semanas de experimento (semanas 2 a 24). Os valores de velocidade de propagação oscilaram, porém com valores próximos ao valor médio para os tecidos moles.

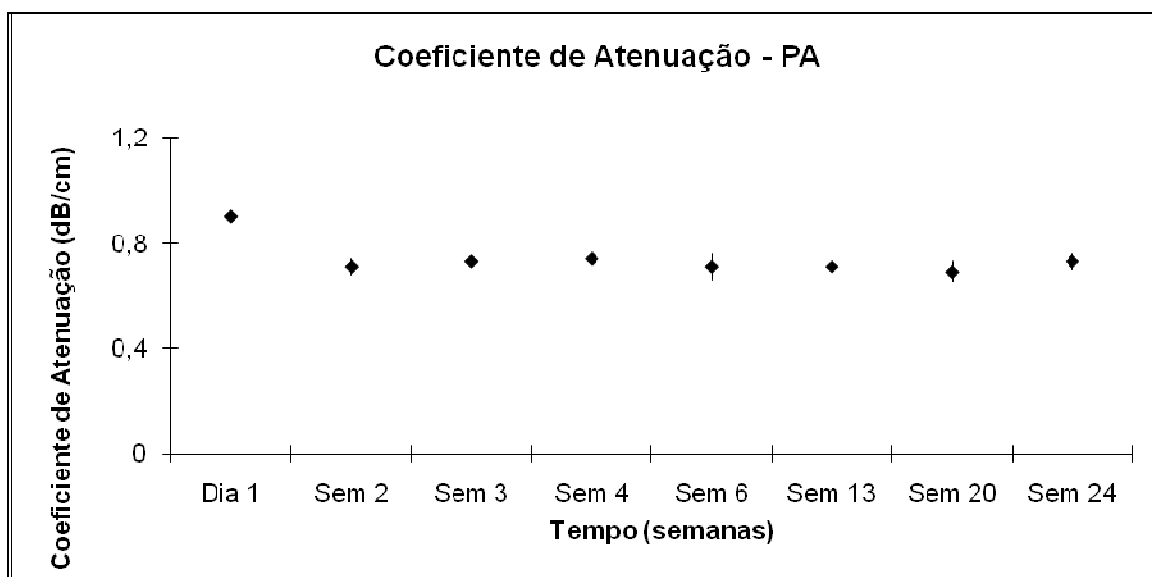


Figura V.1 Valores de coeficiente de atenuação obtidos em medições periódicas durante 24 semanas, com o *phantom* 1 do protocolo A, utilizando o método transmissão-recepção a 1 MHz.

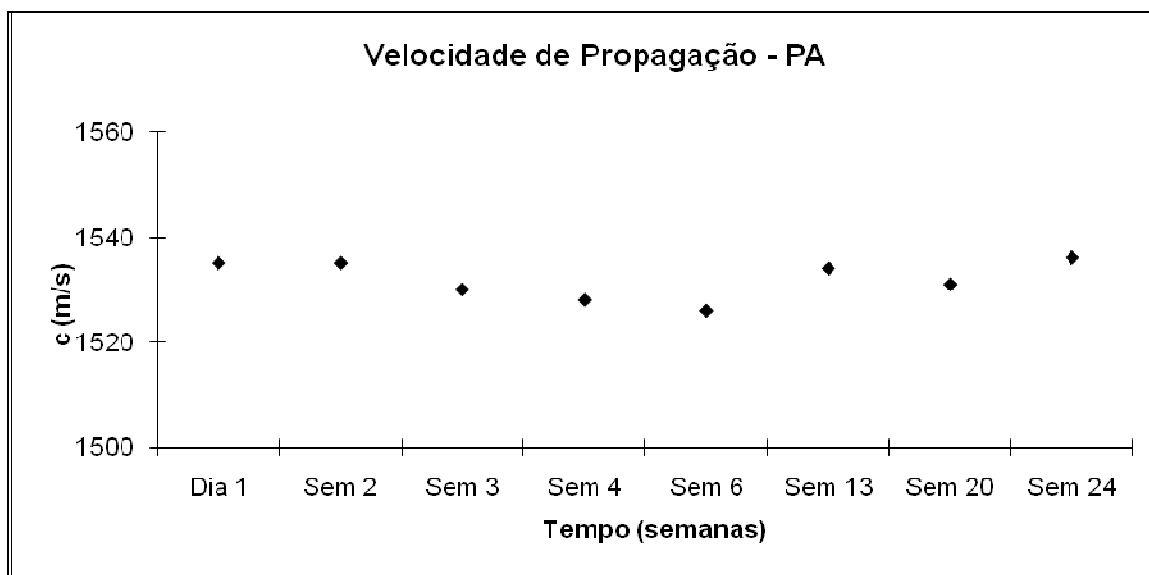


Figura V.2 Valores de velocidade de propagação obtidos em medições periódicas durante 24 semanas, com o *phantom* 1 do protocolo A, utilizando o método transmissão-recepção em 1 MHz.

As figuras V.3 e V.4 relacionam os valores de média e desvio-padrão do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação obtidos de cinco posições distintas do *phantom* 1 confeccionado de acordo com o protocolo B.

Em relação aos *phantoms* desenvolvidos de acordo com o protocolo B (Figuras V.4 e V.6), observa-se que há uma oscilação nos valores de velocidade de propagação. Entretanto, os valores obtidos em todos os casos foram próximos aos encontrados para os tecidos moles (1540 m/s).

O coeficiente de atenuação apresentou um perfil similar nos dois *phantoms* do protocolo B (Figuras V.3 e V.5), com uma ligeira queda até a terceira semana, mantendo-se aproximadamente constante a partir de então, apresentando valores em torno de 0,5dB/cm.

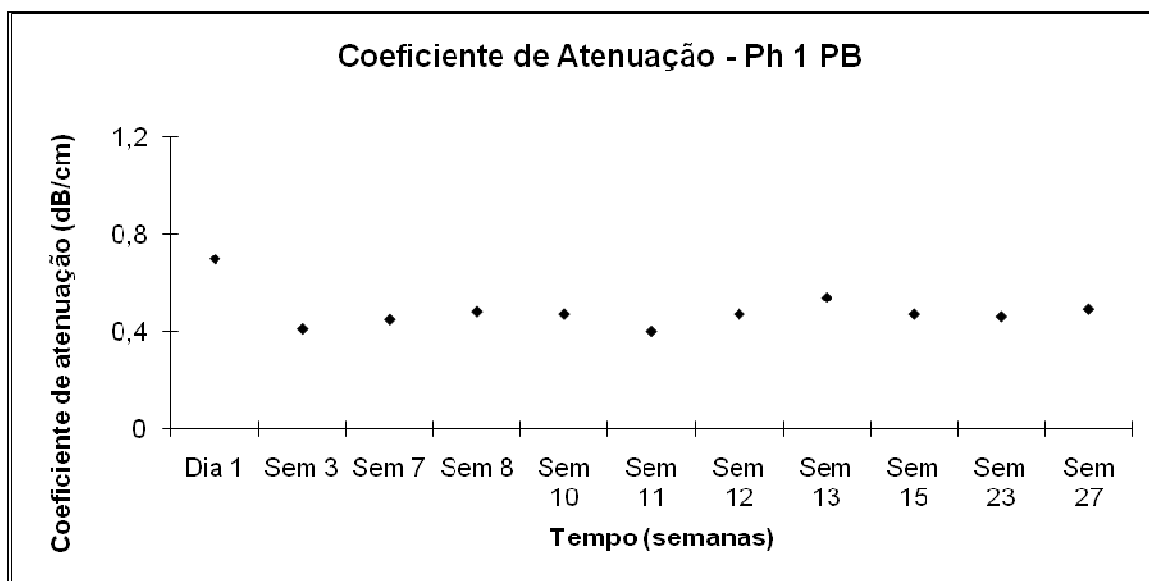


Figura V.3 Valores de coeficiente de atenuação obtidos em medições periódicas durante 27 semanas, com o *phantom* 1 (Ph1) do protocolo B, utilizando o método transmissão-recepção em 1 MHz.

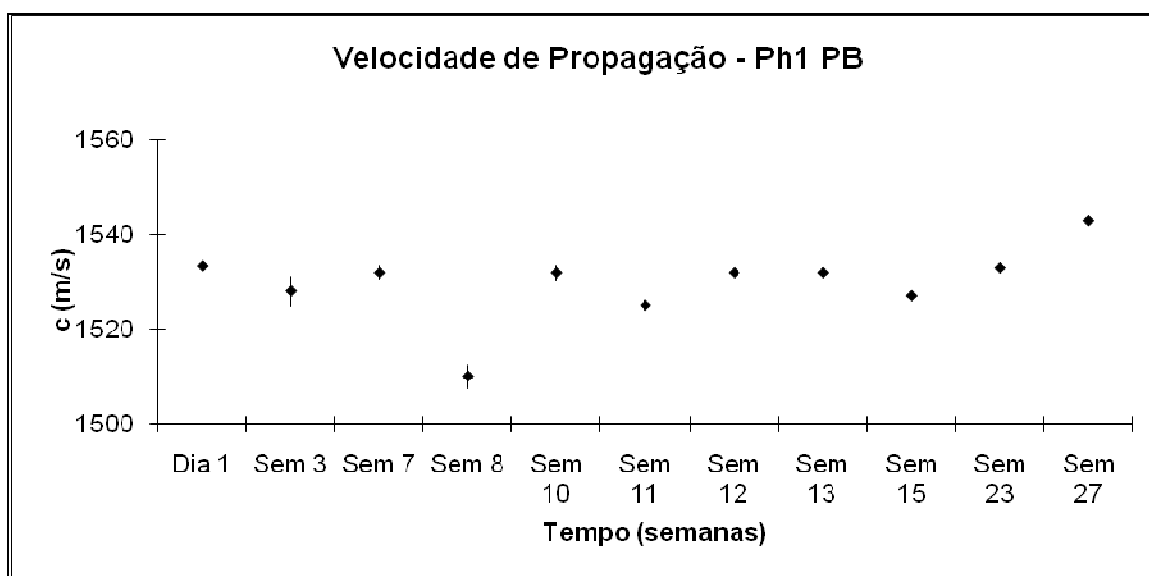


Figura V.4 Valores de velocidade de propagação obtidos em medições periódicas durante 27 semanas, com o *phantom* 1 (Ph1) do protocolo B, utilizando o método transmissão-recepção em 1 MHz.

As figuras V.5 e V.6 relacionam os valores de média e desvio-padrão do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação obtidos de cinco posições distintas do *phantom* 2 confeccionado de acordo com o protocolo B.

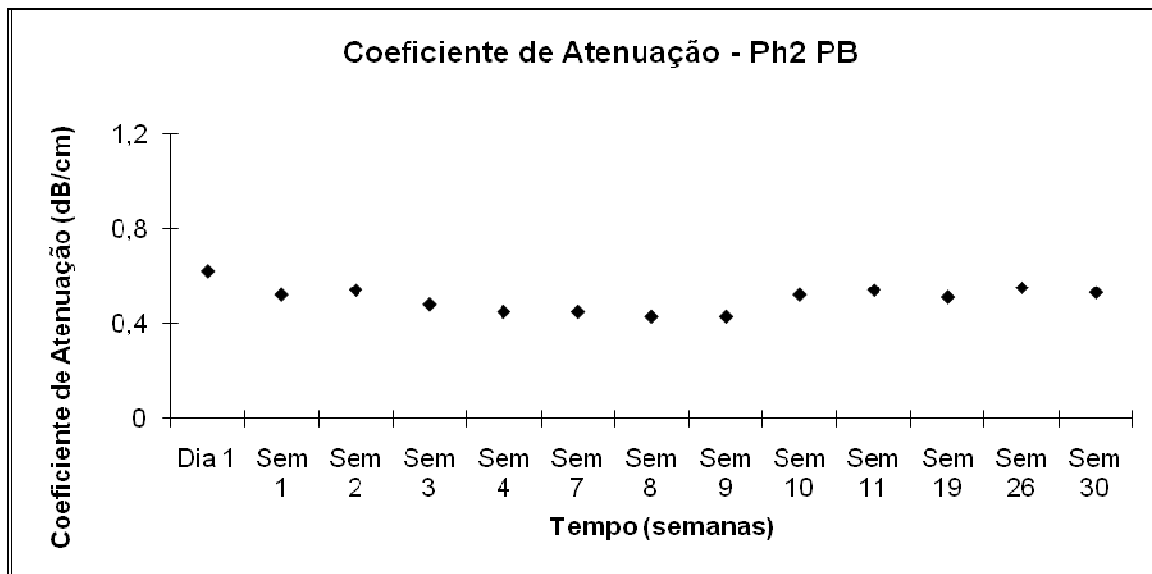


Figura V.5 Valores de coeficiente de atenuação obtidos em medições periódicas durante 30 semanas, com o *phantom 2* (Ph2) do protocolo B, utilizando o método transmissão-recepção em 1 MHz.

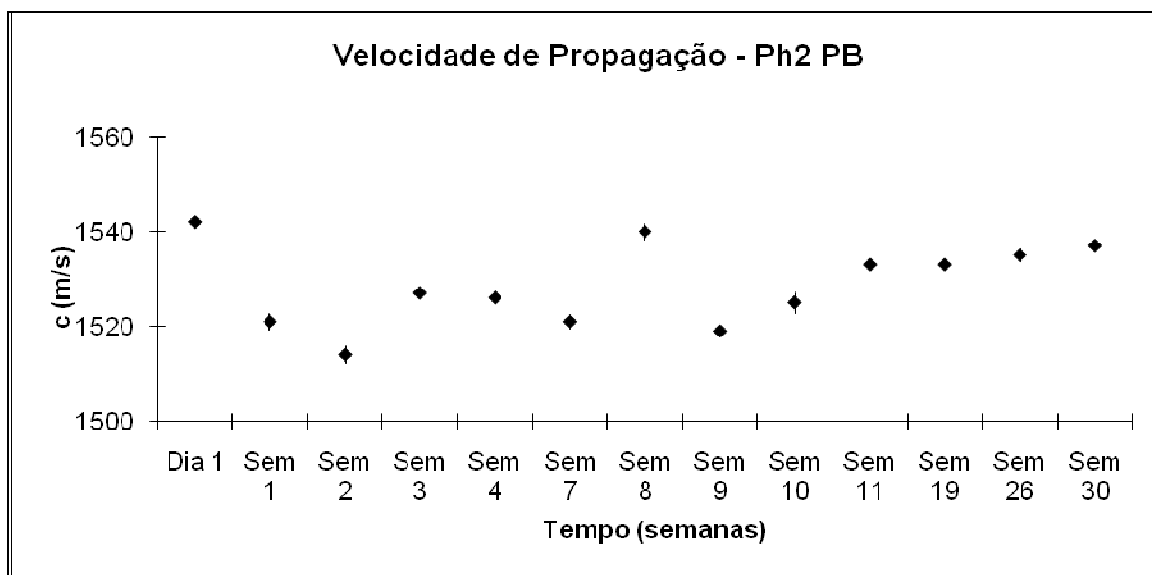


Figura V.6 Valores de velocidade de propagação atenuação obtidos em medições periódicas durante 30 semanas, com o *phantom 2* (Ph2) do protocolo B, utilizando o método transmissão-recepção em 1 MHz.

V. 5 – Propriedades termofísicas

V. 5.1 Densidade

A determinação da densidade foi realizada utilizando um densímetro (*Sartorius* YDK 01, montado na balança Marte AM 220). O *phantom* avaliado foi elaborado de acordo com o protocolo A, pois este apresenta as propriedades acústicas similares aos tecidos biológicos moles, sendo então escolhido para a avaliação das propriedades termofísicas.

A avaliação das propriedades termofísicas foi realizada 1 hora após a polimerização da acrilamida. O *phantom* apresenta densidade similar a dos tecidos moles, como exposto na Tabela V.26, a seguir:

Tabela V.26 Mostra os valores de média de densidade obtido em cinco amostras do protocolo A utilizando um densímetro

	Tecidos Moles – densidade (g/cm ³)	Phantom – densidade (g/cm ³)
Amostra 1	1,00	1,04
Amostra 2		1,02
Amostra 3		1,01
Amostra 4		1,03
Amostra 5		1,03

V. 5.2 Condutividade Térmica

A condutividade térmica foi determinada utilizando o método da sonda linear. A parte distal da sonda TP-08 foi imersa no *phantom*, que foi desenvolvido em um molde metálico imerso em um banho-maria com temperatura controlada.

O *phantom* foi desenvolvido de acordo com o protocolo A, mantendo as devidas concentrações, porém com uma solução inicial de 330 ml, visto que é necessário utilizar maiores volumes para obter um *phantom* com raio superior a 50 mm, com altura superior a 35mm.

As temperaturas da sonda e do banho-maria foram aumentadas até alcançarem o equilíbrio térmico, de acordo com os valores desejados: 28, 35 e 45 °C.

É gerado um aumento de potência na sonda, que promove um aumento de temperatura na mesma. A diferença de temperatura entre a sonda e o meio foi utilizada para o cálculo da condutividade térmica do *phantom* de acordo com a Equação IV.22. Foram realizados cinco testes para cada valor de temperatura. Foram considerados apenas valores de k (coeficiente angular da reta ajustada) cujo valor de R² (coeficiente de correlação) fosse superior a 0,9. A Tabela V.27 expõe os valores de condutividade térmica obtidos em 28, 35 e 45°C e aqueles encontrados nos tecidos moles.

Tabela V.27 Valores de média e desvio-padrão de cinco medições de condutividade térmica (k) realizados em 28, 35 e 45°C.

Temperatura (°C)	Média – k (W/m°C)	Desvio – Padrão (W/m°C)	Tecidos Moles (BACON e SHAW, 1993) – k (W/m°C)
28	0,50	0,02	0,46-0,53
35	0,52	0,04	
45	0,47	0,01	

Observa-se que a condutividade térmica é de $\approx 0,50$ W/m°C em 28°C. Esses valores aumentam em 35°C ($\approx 0,52$ W/m°C), porém diminuem em 45°C ($\approx 0,47$ W/m°C). Entretanto, todos estes valores são similares aos encontrados nos tecidos moles.

V.5.3 Calor específico

As massas de cada amostra de *phantom* do protocolo A e do material de referência estão na Tabela V.28. As cinco amostras avaliadas foram, respectivamente, intituladas de Ph1, Ph2, Ph3, Ph4 e Ph5.

Tabela V.28. Valores de massa das cinco amostras de *phantom* e de suas respectivas amostras de referência (safira)

	Ph1	Ph2	Ph3	Ph4	Ph5
Massa do <i>Phantom</i> (mg)	11,85	4,20	12,18	9,48	14,01
Massa da Safira (mg)	29,06	8,35	8,35	8,35	8,35

Foram obtidas três curvas relacionando a diferença de energia entregue para o *phantom* e para o material de referência: linha-base; curva de calibração e curva de comparação entre o *phantom* e o material de referência. O registro da curva de análise térmica foi expresso em termos de fluxo de calor (miliwatts, mW) versus temperatura (°C). A faixa de temperatura de operação utilizada foi de 25 a 45°C com uma taxa de aquecimento de 5°C por minuto.

O cálculo do calor específico foi realizado utilizando a Equação IV.24. Para tal, foram utilizados os valores obtidos de variação de fluxo de calor pelo *phantom* (Y_a) e pelo

material de referência (Y_s), os valores de massa do *phantom* (m_a) e da safira (m_s), bem como o calor específico da safira para cada faixa de temperatura (referência do manual).

Os valores de calor específico em 28, 35 e 45°C obtidos para cinco amostras de *phantoms* do protocolo A estão na Tabela V.29.

Tabela V.29. Calor específico (C_p) para cinco amostras de *phantom* do protocolo A utilizando o método DSC nas temperaturas de 28, 35 e 45°C.

Temperatura	C_p - Média (J/g°C)	C_p - DP (J/g°C)	C_p - Tecidos Moles (BACON e SHAW, 1993) - (J/g°C)
28°C	3501	187	3800-3900
35°C	3768	287	3800-3900
45°C	3884	302	3800-3900

V. 5.4 Difusividade Térmica

A difusividade térmica foi determinada de acordo com a Equação IV.25. Foram utilizados os valores de densidade, condutividade térmica e calor específico obtidos anteriormente. Os resultados desta estimativa estão na Tabela V.30. Verifica-se que há uma queda da difusividade térmica em função da temperatura.

Tabela V.30. Difusividade térmica (X) do *phantom* do protocolo A.

Temperatura	X - Média (mm ² /s)	X - DP (mm ² /s)	DP/média	X - Tecidos Moles (BACON e SHAW, 1993) - mm ² /s
28°C	1,40	0,02	1,40%	1,20-1,40
35°C	1,34	0,01	0,70%	
45°C	1,19	0,07	5,88%	

V.6 Calibração da Temperatura

A calibração da temperatura foi realizada pelo método de espectrofotometria ultravioleta por refletância. Inicialmente foram confeccionadas três amostras de *phantom* em um molde cilíndrico de acrílico de coloração preta (1 cm de raio e 0,5 cm de altura).

Duas amostras foram construídas de acordo com o protocolo A e a terceira amostra foi utilizada como padrão, utilizando o mesmo protocolo, porém sem a adição de cristais líquidos colestéricos (Figura V.11)



Figura V.11. Posicionadores de acrílico utilizados no experimento de espectrofotometria por refletância. Foram confeccionadas três amostras: padrão (à esquerda) e duas conforme o protocolo A (no centro e à direita).

Foi realizado o estudo do espectro da amostra-padrão. Posteriormente, os *phantoms* foram aquecidos e analisados nas temperaturas de 25°C (ambiente), 30, 35, 40, 45 e 55°C. De acordo com o fabricante, a mudança de coloração dos cristais líquidos nas cores azul e vermelho ocorre nas faixas de 28 – 31°C e de 44 – 47°C, respectivamente.

As Figuras V.12 e V.13 representam a relação entre os comprimentos de onda (em nanômetros – nm) e a refletância das amostras (%R). Os espectros para as diferentes temperaturas estão expostos em diferentes curvas. As deflexões no espectro representam comprimentos de onda com maior absorção.

As duas amostras analisadas apresentam o mesmo comportamento. Em 25 °C há uma maior absorção na região espectral que corresponde ao vermelho (cerca de 600 nm) e a outra para o azul (cerca de 400 nm). O aumento de temperatura diminuiu, inicialmente, a absorção na faixa de comprimento de onda para o azul. Posteriormente, ao ultrapassar os 45 °C, houve uma redução da absorção para o vermelho.

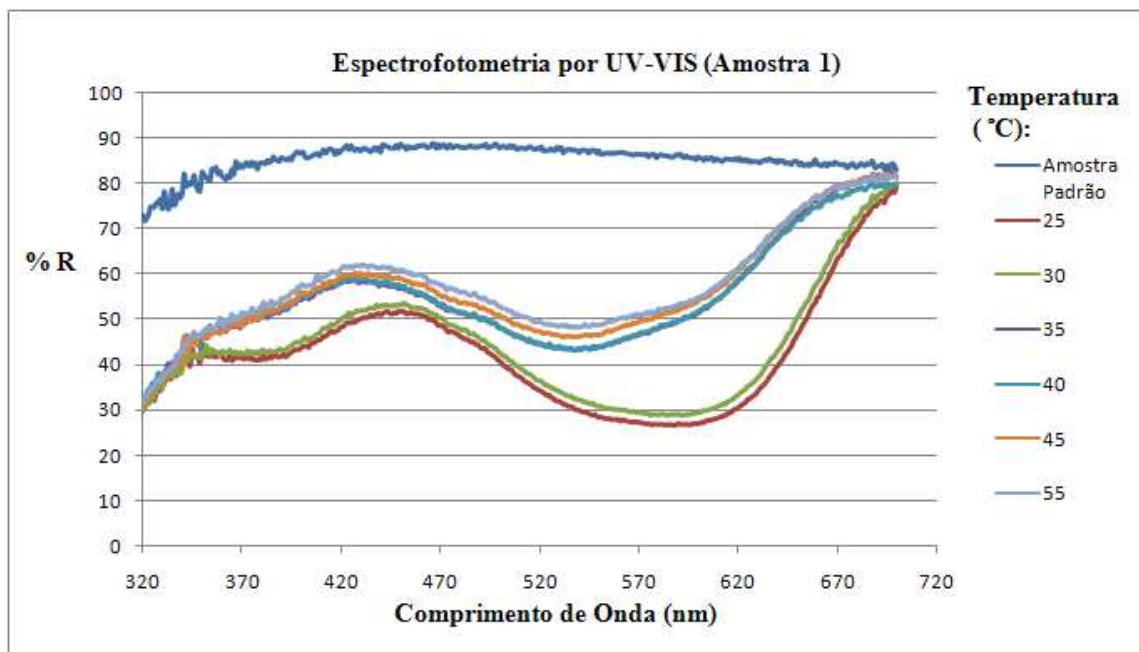


Figura V.13. Espectro na região visível por refletância para a amostra 1 do protocolo A e de uma amostra padrão do protocolo A sem cristais líquidos colestéricos.

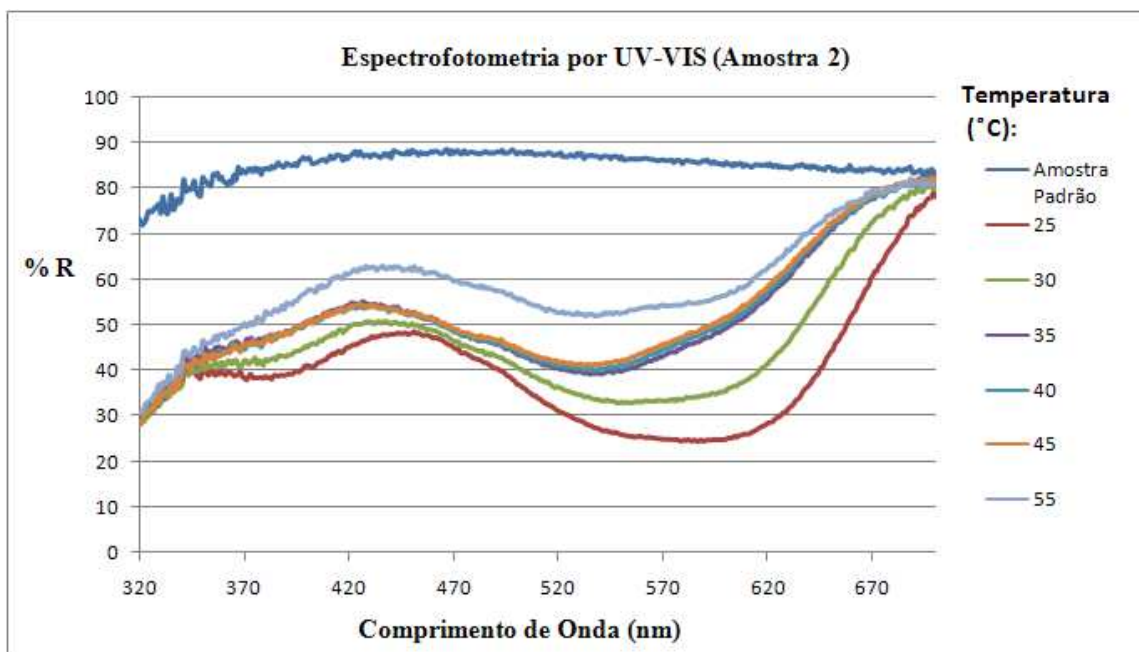


Figura V.14. Espectro na região visível por refletância para a amostra 2 do protocolo A e de uma amostra padrão do protocolo A sem cristais líquidos colestéricos.

V.7 Imagem Térmica

A visualização da imagem térmica do *phantom* foi realizada utilizando o *phantom* 1 do protocolo A, cujas propriedades acústicas estão nas Tabelas V.11 e V.17. Foram capturadas as imagens de (a) a (g), respectivamente, nos tempos de 30 s , 1,5 min., 2 min., 2,5 min., 3 min., 3,5 min. e 4 min. de exposição do *phantom* ao feixe de US (a 2 W/cm²). Os resultados estão na Figura V.15. Os contornos foram feitos de forma automática, com o auxílio de um software desenvolvido no LUS (GOMEZ-FLORES, 2006), apenas para facilitar a visualização das áreas de temperatura diferente. A coloração roxa está presente em regiões com temperatura inferior a 31°C; a cor rosa, locais com temperaturas de 28 – 31°C até 44 – 47°C, e a cor branca, temperaturas superiores a 44 - -47°C.

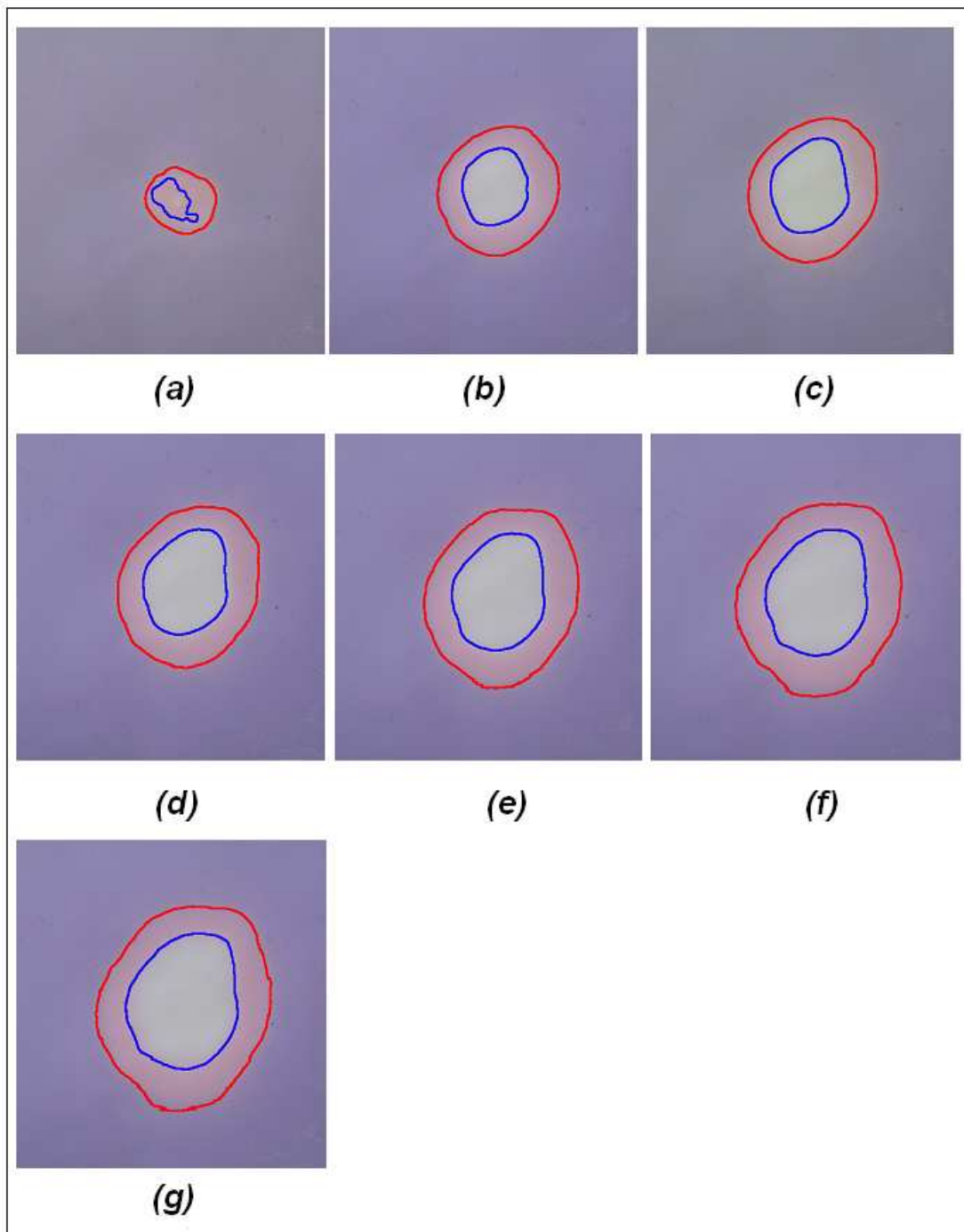


Figura V.15. Imagens da irradiação de um *phantom* do protocolo A (*phantom* 1) utilizando um transdutor de 1 MHz com uma intensidade de 2 W/cm^2 . As imagens foram obtidas com os seguintes tempos de irradiação: (a) 30s, (b) 1 min e 30s (c) 2 min, (d) 2 min e 30s (e) 3 min (f) 3 min e 30s (g) 4 min. A coloração roxa representa temperaturas inferiores a $28 - 31^\circ\text{C}$; a cor rosa, temperaturas superiores a 31°C , e o branco, superiores a $44 - 47^\circ\text{C}$.

Capítulo V

Discussão

O objetivo inicial deste estudo foi desenvolver um *phantom* com propriedades acústicas e termofísicas similares aos tecidos biológicos moles e que permitisse a visualização do campo térmico proveniente de equipamentos de US de Fisioterapia. A poliacrilamida foi o material escolhido devido à sua transparência e estabilidade mesmo em altas temperaturas. Foram adicionados cristais líquidos colestéricos ao *phantom* para que fosse possível realizar uma avaliação da temperatura do *phantom*. Desta forma, ao acoplá-lo a um transdutor de Fisioterapia, o aumento de temperatura promoveria a visualização de diferentes cores, de acordo com a temperatura local, permitindo a avaliação do campo térmico com uma escala de cores.

A poliacrilamida é um polímero que teve suas propriedades acústicas avaliadas em diversos estudos (ZELL *et al.*, 2007; LAFON *et al.*, 2005; TAKEGAMI *et al.*, 2004; PROKOP *et al.*, 2003 e MATHER *et al.*, 2003b) e apresenta valores de velocidade de propagação similares aos tecidos moles (1540-1590 m/s), quando a concentração de acrilamida é cerca de 40%, de forma similar a este estudo (LAFON *et al.*, 2005; TAKEGAMI *et al.*, 2004; PROKOP *et al.*, 2003), porém o coeficiente de atenuação é cerca de cinco a sete vezes inferior ao dos tecidos moles [0,08 dB/cm (PROKOP *et al.*, 2003) - 0,2 dB/cm (TAKEGAMI *et al.*, 2004)]. Isto tornou necessária a busca por materiais para aumentar os valores do coeficiente de atenuação sem, no entanto, impedir a visualização da distribuição do campo térmico. Com este intuito, foram adicionadas diversas substâncias à poliacrilamida, como será descrito a seguir.

Inicialmente foram comparadas três diferentes concentrações de acrilamida (%T a 30, 40 e 42%). Não ocorreram diferenças nas propriedades acústicas, porém o material apresentou-se mais sólido com a concentração de 42%. Este foi o motivo pelo qual esta foi a concentração utilizada neste estudo.

Partículas de dióxido de titânio (TiO₂) já foram utilizadas com sucesso em *phantoms* de poliacrilamida (KAWABATA *et al.*, 2004), gerando uma mistura homogênea. Outras partículas sólidas foram testadas neste estudo, como o pó de alumina, pó de PVC e

microesferas de vidro de 400 μ m. Entretanto, em virtude do tempo de polimerização, não foi possível obter uma mistura homogênea, devido ao decantamento das partículas.

Outras substâncias foram testadas em diferentes concentrações, como a resina epóxi, álcool isopropílico, óleo de silicone e silicone RTV-11, porém não foi possível utilizá-las, pois são imiscíveis com a solução aquosa de acrilamida.

O silicone branco de cura neutra (*Dow Corning*) foi testado em diferentes concentrações. Porém apresenta um baixo coeficiente de atenuação quando associado à poliacrilamida. Adicionalmente, a partir de certa concentração de silicone, este decanta, não sendo possível utilizar maiores concentrações para atingir o coeficiente de atenuação desejado.

A albumina em pó aumenta discretamente a atenuação, mas também decanta quando são utilizadas maiores concentrações para aumentar o coeficiente de atenuação. Além disso, por ser uma proteína, desnatura-se quando são utilizadas temperaturas superiores a 45°C, impedindo a sua utilização em *phantoms* para US terapêutico.

A adição de PVAc à poliacrilamida aumentou o coeficiente de atenuação do *phantom*, sem alterar os valores de velocidade de propagação. Por este motivo, foi o material escolhido para a confecção dos *phantoms*. Não foram encontrados na literatura, estudos sobre as propriedades acústicas do PVAc puro ou associado à poliacrilamida, a 1 MHz.

O *phantom* desenvolvido de acordo com o protocolo A apresentou valores de coeficiente de atenuação superiores aos tecidos moles, cerca de uma hora após a sua preparação ($\pm 0,91$ dB/cm). Foi desenvolvido um *phantom* com menor concentração de PVAc (protocolo B), que apresentou valores de coeficiente de atenuação similares aos tecidos moles ($\pm 0,65$ dB/cm). Foram confeccionadas cinco amostras de cada protocolo.

As cinco amostras do protocolo A não diferem estatisticamente entre si em relação ao coeficiente de atenuação (teste de *Kruskal-Wallis*). Para a velocidade de propagação, apenas o *phantom* 5 do protocolo A apresentou um valor de média estatisticamente diferente das demais amostras. Entretanto, seu valor de velocidade média de propagação ainda é similar aos tecidos moles. Verifica-se, portanto, que a reprodutibilidade do método é aceitável para a aplicação desejada.

As amostras do protocolo B apresentaram-se homogêneas em relação à velocidade de propagação, exceto o *phantom 2*. Para o coeficiente de atenuação, verificou-se a homogeneidade em 75% das amostras. Entretanto, em todos os casos as propriedades das amostras apresentaram-se similares aos tecidos moles (BACON e SHAW, 1993).

Ao iniciar a avaliação da estabilidade das propriedades acústicas, verificou-se que os *phantoms* de ambos os protocolos apresentaram uma queda do coeficiente de atenuação. As amostras do protocolo B apresentam, a partir da terceira semana, valores inferiores aos tecidos moles. Os *phantoms* deste protocolo apresentaram diferenças estatisticamente significativas das propriedades acústicas entre as semanas de experimento (teste de *Kruskal-Wallis*). Entretanto, a velocidade de propagação manteve valores bem próximos aos dos tecidos moles. Já o coeficiente de atenuação oscilou em uma pequena faixa, em torno de 0,5dB/cm, que é o limite inferior de referência para os tecidos moles (BACON e SHAW, 1993).

As incertezas relacionadas aos cálculos das propriedades acústicas foram avaliadas em seis *phantoms* (três do protocolo A e três do protocolo B). Para a velocidade de propagação, as incertezas foram consideradas aceitáveis para o experimento, pois apresentaram valores de menos de 4% do valor esperado para tais medições. Para o coeficiente de atenuação, os maiores valores de incerteza foram para as amostras do protocolo B. Para as demais, a incerteza foi, no máximo, de 6%, o que é aceitável para a aplicação desejada, visto que os *phantoms* permanecem na faixa dos tecidos moles. Entretanto, torna-se necessário aperfeiçoar o protocolo experimental, e acrescentar a estimativa para a incerteza-padrão tipo B do osciloscópio para a amplitude.

O protocolo A apresentou resultados satisfatórios, com valores similares aos tecidos moles a partir da segunda semana. O coeficiente de atenuação apresentou uma queda até a segunda semana após a sua confecção, mantendo-se estável a partir de então, por um total de 24 semanas, de acordo com o teste de *Kruskal-Wallis*. A velocidade de propagação apresentou diferenças significativas entre as semanas de experimento, porém os valores sempre se apresentaram similares aos tecidos moles.

Como o *phantom* com o protocolo A foi o que permaneceu com as propriedades acústicas desejadas estáveis por mais tempo, este protocolo foi o de escolha para a avaliação da densidade e das propriedades termofísicas.

Os valores da condutividade térmica do *phantom* foram similares aos tecidos moles em toda a faixa de temperatura estudada (28 a 45°C). Este parâmetro apresenta uma oscilação, com pico em 35°C e uma queda em 45°C. Entretanto, não houve diferenças significativas entre os valores estimados em diferentes temperaturas.

O calor específico foi avaliado na faixa de temperatura de 25 a 45°C, demonstrando valores similares aos tecidos moles. Houve um aumento deste parâmetro, porém sem diferenças significativas entre as diferentes temperaturas e amostras.

A difusividade térmica apresentou diferenças estatisticamente significativas entre as médias das três temperaturas analisadas, porém em todos os casos a estimativa foi similar aos tecidos moles (BACON e SHAW, 1993).

O *phantom* desenvolvido neste estudo apresentou propriedades acústicas e termofísicas bem próximas aquelas dos tecidos moles. O *phantom* de poliacrilamida desenvolvido por PROKOP *et al* (2003) obteve valores de condutividade térmica de $0,8 \pm 0,1$ W/m°C e de calor específico de 6500 ± 700 J/g°C, que são muito superiores aos valores dos tecidos moles. O PVAc seria o responsável pela diminuição destes valores obtidos nas amostras do presente estudo.

Uma limitação deste estudo foi que, apesar das propriedades termofísicas terem sido avaliadas em *phantoms* desenvolvidos com o protocolo A, cada experimento foi realizado em *phantoms* diferentes, quando o ideal seria que todas as propriedades fossem obtidas para cada um dos *phantoms*.

É preciso aperfeiçoar o protocolo de medição das propriedades acústicas para minimizar os erros de medição, principalmente para a velocidade de propagação. Adicionalmente, é necessário avaliar a estabilidade das propriedades termofísicas de um maior número de amostras.

O estudo da estabilidade das propriedades termofísicas forneceria maiores detalhes a respeito da vida útil deste *phantom*, porém não foi possível realizar estes experimentos por motivos operacionais (disponibilidade de equipamentos em outras unidades, etc).

Foi realizada a calibração da temperatura das amostras pelo método de espectrofotometria por refletância difusa. Verificou-se que, à temperatura ambiente, os *phantoms* apresentam dois picos de absorção: na região do azul e do vermelho. A partir de 30°C ocorre uma redução da absorção no azul. Ao ultrapassar os 40°C, há uma redução do

vermelho, com um aumento da reflexão de luz. Estes achados estão de acordo com as especificações do fabricante dos cristais líquidos, de que aqueles de coloração azul mudam de cor ao ultrapassar 28 - 31°C, e os vermelhos, após 44 – 47°C.

Um estudo mais detalhado pode ser feito com o uso de cristais líquidos que abrangem uma faixa mais ampla de temperatura (25 a 45°C) e com maior sensibilidade.

O *phantom* do protocolo A pode ser confeccionado quando o objetivo é obter um objeto de teste com propriedades acústicas por um longo período. Para aplicações imediatas, pode-se utilizar o *phantom* do protocolo B, pois este apresenta valores similares aos tecidos moles por até duas semanas.

Por fim, vale a pena mencionar que o *phantom* do presente estudo requer cuidados específicos para a sua confecção e o seu manuseio, em especial pela toxicidade dos produtos usados na reação.

Capítulo VI

Conclusão

O presente estudo desenvolveu um *phantom* com propriedades acústicas e termofísicas similares aquelas tecidos biológicos moles. As propriedades acústicas são estáveis por, no mínimo, seis meses. O método desenvolvido permitiu visualizar a não-homogeneidade do feixe ultra-sônico de transdutores de Fisioterapia. Portanto, sua aplicação é possível para avaliar estes transdutores em ambiente laboratorial, sendo, seu resultado, uma informação a mais para caracterizar os equipamentos de ultra-som em Fisioterapia.

Como trabalhos futuros, para realizar uma avaliação mais detalhada do campo térmico, é necessário estudar a correlação de diferentes intensidades com a imagem térmica, se possível, com técnicas quantitativas.

É importante desenvolver um método para facilitar a manipulação das amostras, reduzindo os riscos de danos aos *phantoms*.

Referências Bibliográficas

ALVARENGA, A. V., CARDONA, M. A. R., COSTA-FÉLIX, R. P. B., 2005, “Implementação de um sistema de mapeamento do campo acústico de ultra-som do laboratório de ultra-som do Inmetro”, METROSAÚDE 2005 – Simpósio de Metrologia na Área de Saúde, São Paulo, 9 e 10 de novembro de 2005

ANDREUCETI, D., BINI, M., IGNESI, A., 1988, “Use of polyacrylamide as a tissue-equivalent material in the microwave range”; *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, v. 35, n. 4, pp. 275-277.

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

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2003, *Guia para a expressão da incerteza de medição*, 3ª ed., Rio de Janeiro, ABNT.

BACON, D.R., SHAW A., 1993, “Experimental validation of predicted temperature rises in tissue mimicking materials”; *Physics and Medicine Biology*, v. 38, n. 11, pp. 1647-1659.

BASTO, R., 2007, *Construção de um Phantom Sintético com Propriedades Termofísicas e Ultra-sônicas Similares às do Tecido Biológico Humano em 1,0 e 2,8 MHz*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

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

BINI, M. G., IGNESTI, A., MILLANTA, L., OLMÍ, R., RUBINO, N., VANNI, R., 1994, “The polyacrylamide as a phantom material for electromagnetic hyperthermia studies”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 31, n. 3, pp. 317-322.

BLACKWELL, J. H., 1954, “A Transient-Flow Method for Determination of Thermal Constants of Insulating Materials in Bulk Part I—Theory”, *Journal of Applied Physics*, v. 25, n. 2, pp. 137-144.

CANEVAROLO JR., S. V., 2004, *Técnicas de caracterização de polímeros*, 1ª ed., São Paulo, Artliber.

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

CORTELA G, A., PEREIRA, W. C., NEGREIRA, C. A., 2004, “Simulación del campo térmico generado por transductores ultrasónicos circulares”, In: IFMBE Proc., v. 5, pp. 1-4, 1619-1622, João Pessoa, 22 a 25 de setembro.

DIVKOVIC, G. W., LIEBLER, M., BRAUN, K., DREYER, T., HUBER, P. E., e JENNE, J. W., 2007, “Thermal properties and changes of acoustic parameters in an egg white phantom during heating and coagulation by high intensity focused ultrasound”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 33, n. 6, pp. 981-986.

DUCK, F.A., BACKER, A.C., STARRIT, M.C., 1997, *Ultrasound in Medicine*, 1ª ed, Reino Unido, Medical Science Series.

FISH, P., 1994, *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*, 1 ed., New York, John Wiley & Sons.

FERNANDES, R. B. A., BARRÓN, V., TORRENT, J., *et al.*, 2004, “Quantificação de óxidos de ferro de latossolos brasileiros por espectroscopia de refletância difusa”, *Revista Brasileira de Ciência do Solo*, v. 28, n.2, pp; 245-257.

FORMARIZ, T. P.; URBAN, M. C. C.; SILVA JÚNIOR, A. A.; *et al.*, 2005, “Microemulsões e fases líquidas cristalinas como sistema de liberação de fármacos”, *Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas*, v. 41, n. 3, pp. 301-313.

GANN, N., 2003, “Relationship between applied pressure and temperature change in a simulated model during therapeutic ultrasound”, *Physiotherapy*, v. 89, n. 12, pp. 708-713.

GOMEZ-FLORES W., 2006, *Método para la Caracterización de Sistemas de Terapia Ultrasonica Mediante una Técnica de Termografía Basada em Cristales Líquidos Termocromáticos*, Tese M. Sc., Cinvestav-IPN, Engenharia elétrica, Cidade do México, México.

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

HAINES, P. J., 2002, *Principles of thermal analysis and calorimetry*, 1ª ed., Reino Unido, The Royal Society of Chemistry.

HAUPTMANN, P., SÄUBERLICH, R., WARTEWIG, S., 1982, “Ultrasonic attenuation and mobility in polymer solutions and dispersions. Poly (vinyl alcohol) and poly (vinyl acetate)”, *Polymer Bulletin*, v. 8, n.5-6, pp. 269-274.

HEKKENBERG, R.T., OOSTERBAN, W.A., VAN BEEKUM, W.T. (1986) “Evaluation of ultrasound therapy devices”, *Physiotherapy*, v. 72, n. 8, p. 390-395.

ISHIKAWA, N.L. (2000), Avaliação de equipamentos de ultra-som para fisioterapia segundo a norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Biomédica, COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, 68 p.

KAWABATA, K., WAKI, Y., MATSUMURA, T., UMEMURA, S., 2004, “Tissue mimicking *phantom* for ultrasonic elastography with finely adjustable elastic and echographic properties”, *IEEE Ultrasonics Symposium*, v. 2, 1502-1506, 23 a 27 de agosto.

KHOO, I. C., 1995, *Optics and nonlinear optics of liquid crystals*, 1ª ed., New York, John Wiley.

KITCHEN, S., 2003, "Terapia com Ultra-Som", In: *Eletroterapia – Prática Baseada em Evidências*, 11 ed., capítulo 14, São Paulo: Manole.

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

LOW, J. e REED., 2001, *Eletroterapia explicada, Princípios e Prática*, 3ª ed., São Paulo, Manole.

LUCAS, E. F., SOARES, B. G. e MONTEIRO, E. E. C, 2001, *Caracterização de polímeros: determinação de peso molecular e análise térmica*, 1ª ed., Rio de Janeiro, E-Papers.

MACEDO, A. R., ALVARENGA, A. R., PEREIRA, W. C. A., MACHADO, J. C., 2003, “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.

MANO, E. B., DIAS, M. L., OLIVEIRA, C. M. F., 2004, *Química experimental de polímeros*, 1ª Ed., São Paulo, Edgard Blücher.

MANO, E. B., MENDES, L. C., 1999, *Introdução a polímeros*, 1ª ed., São Paulo, Edgard Blücher.

MARQUEZ, G., WANF, L. V., WANG, C., HU, Z., 1999, “Development of tissue-simulating optical *phantoms*: poly-N-isopropylacrylamide solution entrapped inside a hydrogel”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 44, pp. 309-318.

MARTIN, K. e FERNANDEZ, R., 1997, “A thermal beam-shape *phantom* for ultrasound physiotherapy transducers”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 23, n. 8, pp. 1267-1274.

MASSARD, H., 2007, *Caracterização Termofísica de Nanofluidos*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

MATHER, M. L., COLLINGS, A. F., BAJENOV, N., WHITTAKER, A. K. e BALDOCK, C., 2003a, “Ultrasonic absorption in polymer gel dosimeters”, *Ultrasonics*, v. 41, pp. 551-559.

MATHER, M. L., CHARLESW, P. H. e BALDOCK, C., 2003b, “Measurement of ultrasonic attenuation coefficient in polymer gel dosimeters”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 48, pp. N269-N275.

MCCABLE, M. e PYE, S., 1997, “Therapeutic ultrasound: risk associated with poor calibration”, *Physiotherapy*, v. 83, n. 5, pp. 228.

MIYAKAWA, M e HOSHINA, S., 1996, “A new gel *phantom* used for three dimensional measurement of the local SAR”, *In: Microwave Symposium Digest IEEE Symposium*, v.2, pp. 1089 – 1092, 17 a 21 de junho.

MOREIRA, M. F., 2004, *Desenvolvimento e Caracterização de um Sistema Laser de Cristal Líquido Colestérico Aoplado à Fibra Óptica*. Tese de D.Sc. Departamento de Física da PUC-RJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

PÉREZ, H. M. G., 2000, “Electroforesis en geles de poliacrilamida: fundamentos, actualidad e importancia”, **Universo. Diagnóstico**, v. 1, n. 2, pp. 31-41.

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

PROKOP, A. F., VAEZY, S., NOBLE, M. L., KACZOWSKI, P. J., 2003, “Polyacrylamide gel as an acoustic coupling medium for focused ultrasound therapy”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 29, n. 9, pp. 1351-1358.

PYE, S., 1996, “Ultrasound therapy equipment: Does it perform?”, *Physiotherapy*, v. 81, n. 1, p. 39-44.

ROBERTSON, V. J., 2002, “Dosage and treatment response in randomized clinical trials of therapeutic ultrasound”, *Physical Therapy in Sport*, v. 3, pp. 124-133.

ROLDAN, E.A.V., 1977, *Polimerização da p(p-metacrilliloxibenzoato)butifersona em meio líquido-cristalino*. Dissertação de M.Sc., Departamento de Química Orgânica (UFRJ), Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

SATO, S. Y., VIEIRA, C. R. S., PEREIRA, W. C. A., “Materiais mimetizadores de tecido para a confecção de *phantoms* para ultra-som diagnóstico”, *Anais do CBEB 2000*, v. 1, 1105-1110, Florianópolis, Brasil.

SARVAZYAN, A. P., PASHOVKIN, T. N., SHILINIKOU, G. V., 1985, “An extremely simple and rapid method of registration of ultrasonic field patterns”, In: *Proceeding Ultrasound International*, Londres, pp. 324-328.

SHAW, A., PAY, N. M., PRESTON, C. *et al.*, 1999, “Proposed standard thermal test object for medical ultrasound”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 25, n. 3, pp. 121-132.

SILVERSTEIN, R. M., BASSLER, G. C., MORRILL, T. C., 2000, *Identificação Espectrométrica de Compostos Orgânicos*, 5ª ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

SOUZA, A. B. B., MAGGI, L. E, ICHINOSE, R. M., et al., 2008, “Expressão de Incertezas de Medição de Parâmetros Acústicos de *Phantoms* Ultra-sônicos”, *Anais do CBEB 2008*, v. 1, 1202-1205, Salvador, Brasil.

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

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

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

WATSON, T. *Ultrasound dose calculation*. Disponível em: <http://www.electrotherapy.org/downloads.htm>. Consultado em 31 de janeiro de 2009.

ZELL, K., SPERL, J. I., VOGEL, M. W. e HAISCH, C., 2007, “Acoustical properties of selected tissue *phantom* materials for ultrasound imaging”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, pp. N475-N484.

ZISKIN, M. C. & LEWIN, P. A., 1993, *Ultrasonic exposimetry*, 1ª ed., EUA, CRC Press: Boca Raton.

ANEXO I: FABRICAÇÃO DO *PHANTOM*

1) Os equipamentos utilizados para a confecção de todos os *phantoms*, são listados abaixo:

- Balança Helmac com resolução de 0,001 g
- 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)
- *Beckers* e agitadores de vidro
- Moldes de vidro com formatos retangular e circular

2) Protocolo de confecção:

- a) Diluição de 38 gramas de acrilamida e 4 gramas de bisacrilamida em 100 ml de água destilada para formar uma solução de 42% de acrilamida (%T), formando a solução A;
- b) Colocar no agitador magnético por 5 minutos;
- c) Em outro *becker*, diluir 12 gramas de PVA em 20 ml de água destilada e colocar no agitador magnético por 5 minutos, formando a solução B (*mPVAc%* de 60%);
- d) Em um terceiro *becker*, utilizar 6ml da solução A e misturar com 18 ml da solução B;
- e) Adicionar 0,05 gramas da solução de cristais líquidos azuis (31°C) e 0,05g de cristais líquidos vermelhos (47 °C);
- f) Misturar e colocar por 30 minutos na bomba de vácuo;
- g) Colocar no molde retangular em uma superfície nivelada e adicionar 120 µl de PSA;
- h) Misturar e colocar 10 µl de TEMED;
- i) Misturar 4 ml de n-butanol com água destilada. Aguardar a formação de duas camadas, utilizar a camada superior. Adicionar sobre o *phantom*, em quatro etapas de 1ml.
- j) Aguardar 1 hora e retirar o *phantom* do molde para realização dos experimentos de análise de propriedades acústicas ou termofísicas.
- l) Após a análise das propriedades acústicas, termofísicas ou de imagem, reservar o *phantom* em um recipiente coberto e contendo água destilada.

ANEXO II: PROTOCOLO B

A confecção dos *phantoms* do protocolo B segue o mesmo procedimento experimental do protocolo A, porém, é utilizado apenas 13 ml de PVAc e são adicionados 5 ml de água destilada.

ANEXO III

Produção da Dissertação

1. Depósito do protocolo experimental para patente. Título: *PHANTOM* ULTRA-SÔNICO.
2. BUNN, P. S., COSTA, R. M., MAGGI, L.E *et al.*, 2008, “Avaliação da Estabilidade de um *Phantom* com propriedades Acústicas Similares aos Tecidos Biológicos”, In: Anais do CBEB 2008, pp. 1135-1138, Salvador, Brasil, 16 a 20 de novembro.