



COPPE/UFRJ

ELABORAÇÃO E VALIDAÇÃO DE UM FLUIDO MIMETIZADOR DO SANGUE
HUMANO QUANTO ÀS SUAS PROPRIEDADES ULTRA-SÔNICAS, REOLÓGICA E
TÉRMICA

Marcelo Resende Machado

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: Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro
Março de 2009

ELABORAÇÃO E VALIDAÇÃO DE UM FLUIDO MIMETIZADOR DO SANGUE
HUMANO QUANTO ÀS SUAS PROPRIEDADES ACÚSTICA, REOLÓGICA E
TÉRMICA

Marcelo Resende Machado

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. Joaquim Miguel Maia, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2009

Machado, Marcelo Resende

Elaboração e Validação de um Fluido Mimetizador do Sangue Humano Quanto às suas Propriedades Acústica, Reológica e Térmica/ Marcelo Resende Machado. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XIV, 69, p. : il.: 29,7 cm.

Orientador : Marco Antônio von Krüger

Referências Bibliográficas: p. 51-54.

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

1. Ultra-som. 2. Elaboração e Validação de um Fluido Mimetizador. 3. Sangue Humano. I. von Krüger, Marco Antônio. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Às pessoas mais importantes da minha vida: meu precioso filho, Artur Machado, minha linda esposa, meu grandioso pai e minha valorosa mãe.

AGRADECIMENTOS

Principalmente a Jesus Cristo, Senhor e Salvador da minha vida e responsável pela minha existência. Agradeço por Sua misericórdia em minha vida e por sentir a Sua graça sempre em minha vida.

A minha preciosa esposa, Maria Clara, sempre presente e preocupada com o andamento desse trabalho. Obrigado pela paciência e compreensão. Amo você e quero muito continuar do seu lado, vencendo e vivendo em Cristo Jesus.

Ao nosso amado filho, Artur Silva Machado, pelos momentos que não estive ao seu lado, brincando e aprendendo. Que essa fase da minha vida profissional, representada por este trabalho, seja fonte de inspiração e estímulo para os anos de estudo que você terá pela frente.

Ao meu amado pai e companheiro, que sempre me incentivou a estudar e a crescer profissionalmente. As suas cobranças e estímulos me fizeram chegar até aqui e me impulsionarão aos meus projetos de vida.

A minha amada mãe e amiga, sempre prestativa e solícita. Mãe você foi fundamental nesse percurso da minha vida. Desculpe-me pelas preocupações que teve durante esse tempo.

Aos meus irmãos, Flávio e Eduardo, que sempre apoiaram as minhas decisões. Que esse trabalho sirva de estímulo para vocês estudarem e crescerem cada vez mais.

Ao meu avô, José Machado, que sempre acreditou em mim e se mostrava muito orgulhoso quando falava das minhas vitórias. Esse avô sempre soube tocar na minha auto-estima de maneira sutil.

Ao meu orientador, Prof. Markão que com muita paciência e sabedoria soube conduzir essa orientação. Obrigado pela compreensão e respeito às outras áreas da minha vida.

Aos professores do PEB que direta ou indiretamente contribuíram para a minha formação no mestrado e aos colegas do LUS, em especial ao Rodrigo Basto e ao Daniel Matusin.

À professora Lilian Pinto da Silva, cunhada e amiga, que sempre me incentivou e por ter sido companheira nas viagens até a COPPE.

Aos colegas do LTTC e do LADEQ que se dispuseram a me ajudar e abriram as portas dos seus laboratórios para nós do PEB.

À Direção Geral da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO), em especial a professora Marcelle Louzada, pelo respeito profissional e pelos dias de liberação no campus, necessários para a execução desse trabalho.

Aos colegas e amigos de trabalho da UNIVERSO – JF, em especial aos professores do Curso de Fisioterapia que me apoiaram e entenderam os momentos de ausência na instituição.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente me ajudaram e fizeram com que eu terminasse esse trabalho.

À CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro que contribuiu com o desenvolvimento do projeto.

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

ELABORAÇÃO E VALIDAÇÃO DE UM FLUIDO MIMETIZADOR DO SANGUE HUMANO QUANTO ÀS SUAS PROPRIEDADES ULTRA-SÔNICAS, REOLÓGICA E TÉRMICA

Marcelo Resende Machado

Março/2009

Orientador: Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

As técnicas que utilizam o ultra-som têm sido amplamente utilizadas para diagnóstico e terapia. Entre as preocupações envolvidas com a aplicação desta forma de irradiação estão a fidedignidade das medições e a segurança. No que diz respeito a medição de fluxo sanguíneo, têm sido propostos fluidos mimetizadores das propriedades acústicas do sangue para calibração de equipamentos Doppler. No que diz respeito a segurança, é importante determinar o grau de aquecimento gerado nos tecidos expostos ao ultra-som e, para que esta determinação seja real, é necessário levar em conta o transporte de calor efetuado pela perfusão sanguínea. Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação de um fluido (FMS) que mimetize as propriedades acústicas, reológicas e térmica do sangue humano. Este FMS destina-se a ser empregado em um sistema maior, a ser usado na validação e calibração de equipamentos Doppler ultra-sônicos e de ensaios de terapia por ultra-som. O FMS desenvolvido foi composto por água, glicerina, detergente, polyvinylpyrrolidone e pós de grafite e PVC. Os ensaios realizados apresentaram propriedades acústicas: (coeficiente de atenuação: $0,12 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}$, velocidade: $1520\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, retroespalhamento: $- 65 \text{ dB}$ em torno de 5 MHz), reológicas: ($\rho=1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$, $\mu=2,72\text{-}3,71 \text{ m}\cdot\text{Pa}\cdot\text{s}$) térmica: ($k=0,45 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$), similares às do sangue humano.

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

CONSTRUCTION AND VALIDATION OF A HUMAN BLOOD MIMICKING FLUID
REGARDING ITS' ACOUSTICAL, REOLOGICAL AND THERMAL PROPERTIES.

Marcelo Resende Machado

March/2009

Advisor: Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound has been widely used both in diagnostic and therapy. Among the concerns involved on the application of such form of irradiation are the accuracy of measurements and also the safety. In the case of blood flow measurements, blood mimicking fluids BMF are employed for calibration of Doppler flowmeters. Regarding safety, it is important to estimate the heating generated in tissues exposed to ultrasound, it must be pointed however that it is necessary to take into account the heat transport caused by blood perfusion. This work presents the development and validation of a BMF capable of mimicking acoustic, thermal and rheological properties of human blood. The intention is to employ such fluid in calibration and validation of Doppler ultrasound flowmeters and in evaluation of therapeutic ultrasound equipment and methods. The BMF developed consisted of a mixture of water, glycerine, detergent, polyvinylpyrrolidone, graphite powder and PVC powder. After testing the BMF it was found: acoustics properties (coefficient of attenuation: $0.12 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}$, speed: $1520 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ backscattering: -65 dB around 5 MHz), rheological properties ($\rho = 1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$, $\mu = 2.72\text{-}3.71 \text{ m}\cdot\text{Pa}\cdot\text{s}$) and thermophysical property ($k = 0.45 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$), all considered similar to human blood.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
II-1 Ultra-som aplicado à Fisioterapia	4
II-2 Ultra-som Doppler	5
II-3 <i>Phantoms</i> de sangue	5
II-4 Propriedades acústicas	6
II-4.1 A velocidade de propagação	6
II-4.2 Atenuação	6
II-4.3 Retroespalhamento	7
II-5 Propriedades térmicas	7
II-6 Propriedades reológicas	8
CAPÍTULO III - METODOLOGIA	10
III-1 Introdução	10
III-2 Elaboração dos tipos de FMS desenvolvidos	10
III-3 Protocolo de confecção do FMS	12
III-4 Análise acústica das amostras de FMS	15
III-4.1 Montagem experimental	15
III-4.2 Análises dos sinais coletados	19
III-5 Análise das propriedades reológicas das amostras de FMS	22
III-5.1 Análise da densidade	22
III-5.1.1 Montagem experimental	22
III-5.1.2 Determinação da massa específica de líquidos	25
III-5.2 Análise da viscosidade	25
III-6 Análise da propriedade térmica das amostras de FMS.....	28
III-6.1 Análise da condutividade térmica	28
III-6.1.1 Montagem Experimental.....	28
III-7 Análises granulométricas	30
III-8 Expressão de incertezas relacionadas aos cálculos das propriedades acústicas.....	30
III-8-1 Incertezas-padrão tipo A e B.....	31
III-8-2 Coeficientes de sensibilidade	33
III-8-3 Incerteza-padrão combinada	34

III-8-4 Incerteza-padrão expandida	34
III-8-5 Análise estatística das propriedades acústicas do FMS	35
CAPÍTULO IV – RESULTADOS	36
IV-1 Análise granulométrica do PVC	37
IV-2 Análise granulométrica do FMS	37
IV-3 Propriedades acústicas do FMS	38
IV-3.1 Velocidade de propagação do ultra-som no FMS	38
IV-3.2 Coeficiente de atenuação do ultra-som no FMS	40
IV-3.3 Coeficiente de Retroespalhamento do ultra-som no FMS	42
IV-4 Propriedades reológicas do FMS	42
IV-4.1 Densidade do FMS	42
IV-4.2 Viscosidade do FMS	42
IV-5 Propriedade térmica do FMS	43
IV-6 Cálculos de incertezas dos parâmetros acústicos	44
CAPÍTULO V – DISCUSSÃO	47
CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	51
ANEXO.....	55

LISTA DE FIGURAS

Figura III.1 – Componentes utilizados na confecção das amostras de *phantoms*: A – polyvinylpyrrolidone; B – água; C – pó de grafite; D – detergente industrial; E – pó de PVC; F – glicerol.

Figura III.2 – *Becker* contendo uma amostra de *phantom* e no interior de um dissecador com vácuo para a retirada das bolhas de ar da solução. A – dissecador com vácuo.

Figura III.3 – *Becker* com solução composta por água, glicerina, pós de grafite e PVC, detergente e polyvinylpyrrolidone, sendo misturadas para evitar a formação de grumos e manter uma maior homogeneização para as análises.

Figura III.4 – Componente polyvinylpyrrolidone (PVP 360), principal responsável pela viscosidade do *phantom*.

Figura III.5 – Osciloscópio TEK 2024B (*Tektronix*) utilizado para as coletas dos sinais.

Figura III-6 Organograma mostrando a combinação entre os sinais coletados na água e no FMS.

Figura III.7 – Metodologia Experimental utilizada para a medição das propriedades acústicas (velocidade de propagação do ultra-som, coeficiente de atenuação e retroespalhamento) pela técnica de pulso-eco, podendo ser observado o material refletor de aço e a posição do transdutor em relação ao FMS, contido no início do cilindro de PVC.

Figura III.8 – Visão lateral da montagem experimental. A movimentação do transdutor segundo o eixo vertical se deu em nove passos de 0,5 mm de forma que o foco do transdutor se deslocasse verticalmente nas colunas de FMS ou da água na região anterior a placa refletora.

Figura III.9 – *Layout* do *software* desenvolvido no Laboratório de Ultra-som, denominado *Acoustics Trans 2*, em *LabView* 8.2 para processamento das propriedades acústicas (velocidade de propagação do ultra-som e coeficiente de atenuação). No interior do quadro azul, de cima para baixo, os valores do coeficiente de atenuação, da velocidade de propagação e do coeficiente angular.

Figura III.10 – Mensuração da temperatura do FMS antes das medições acústicas, utilizando um Termômetro Digital com termopares.

Figura III.11 – Balança AM 220 – Marca Marte.

Figura III.12 – Densímetro sendo utilizado no LTTC.

Figura III.13 – Componentes do Densímetro.

Figura III.14 – Diagrama esquemático do Reômetro.

Figura III.15 – Spindle Cônico preso ao Reômetro.

Figura III.16 – Copo do Reômetro.

Figura III.17 – A Geometria cone-placa montada no reômetro.

Figura III.18 - Reômetro LV DV-IIIU operando no LTTC.

Figura III.19 – Sonda Linear Hukseflux TP-02 do LTTC.

Figura III.20 – Conexões da Sonda TP-02.

Figura III.21 – Montagem Experimental do Método da Sonda Linear no UNIMET/LTTC com a Sonda TP-02 (*Hukseflux*).

Figura IV-1 Resultado da análise granulométrica do PVC diluído em água medida utilizando a metodologia *Universal Liquid Module*.

Figura IV-2 Resultado da análise granulométrica do FMS utilizando a metodologia *Universal Liquid Module*.

Figura IV-3 Gráfico comparando os coeficientes de atenuação (dB/cm) do sangue humano (linha contínua) com os valores obtidos do FMS (pontos) nas frequências de 1 MHz, 2,25 MHz e 5 MHz.

Figura IV-4 Valores da viscosidade do FMS nas temperaturas de 25°C, 30°C e 35°C. De acordo com RAMNARINE *et al.* (1998), a viscosidade do sangue se situa entre 3 a 4 m·Pa·s a 37°C enquanto seu FMS apresentou uma viscosidade de 4,1 m·Pas a 22°C.

LISTA DE TABELAS

Tabela II.1 Propriedades acústicas, reológicas e térmica de diversos *phantoms* reportados na literatura. *Blood-mimicking Fluid*.

Tabela III.1 Nome e concentração das substâncias do FMS proposto por Gitelman & von Krüger (2006). Composição (componentes em massa %).

Tabela III.2 Nome e concentração das substâncias do FMS proposto por Ramnarine *et al.* (1998). Composição (componentes em massa %).

Tabela III.3 Nome e concentração das substâncias do FMS proposto pelo Programa de Engenharia Biomédica (PEB). Composição (componentes em massa %).

Tabela IV-1 Valores de velocidade de propagação (m/s) para montagens diferentes na utilização do transdutor de 1 MHz.

Tabela IV-2 Análise Estatística da velocidade de propagação para as quatro montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

Tabela IV-3 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias das velocidades de propagação das quatro montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

Tabela IV-4 Valores de velocidade de propagação (m/s) para montagens diferentes na utilização do transdutor de 2,25 MHz.

Tabela IV-5 Análise Estatística da velocidade de propagação (m/s) para as três montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

Tabela IV-6 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias das velocidades de propagação (m/s) das três montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

Tabela IV-7 Valores de velocidade de propagação (m/s) para montagens diferentes na utilização do transdutor de 5 MHz.

Tabela IV-8 Análise Estatística da velocidade de propagação para as quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

Tabela IV-9 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias das velocidades de propagação das quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

Tabela IV-10 Valores do coeficiente de atenuação para montagens diferentes na utilização do transdutor de 1 MHz.

Tabela IV-11 Análise estatística do coeficiente de atenuação para as três montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

Tabela IV-12 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias dos coeficientes de atenuação das três montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

Tabela IV-13 Valores do coeficiente de atenuação para montagens diferentes na utilização do transdutor de 2,25 MHz.

Tabela IV-14 Análise estatística do coeficiente de atenuação para as seis montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

Tabela IV-15 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias dos coeficientes de atenuação das seis montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

Tabela IV-16 Valores do coeficiente de atenuação para montagens diferentes na utilização do transdutor de 5 MHz.

Tabela IV-17 Análise estatística do coeficiente de atenuação para as quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

Tabela IV-18 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias dos coeficientes de atenuação das quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

Tabela IV-19 Valor da densidade do FMS.

Tabela IV-20 Valor da condutividade térmica do FMS.

Tabela IV.21 Propriedades acústicas, reológicas e térmicas de diversos FMS reportados na literatura.

Tabela IV.22 Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o FMS.

Tabela IV.23 Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o FMS.

Tabela IV.24 Incertezas-padrão combinadas para o coeficiente de atenuação e para a velocidade de propagação do FMS.

Tabela IV.25 Graus de liberdade efetivos para as estimativas de coeficiente de atenuação e de velocidade de propagação.

Tabela IV.26 Incerteza-padrão expandida para o FMS, levando em consideração um nível de significância de 95%.

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Ao incidir sobre um alvo em movimento, a onda ultra-sônica é refletida com uma frequência diferente daquela em que foi emitida, em virtude do efeito Doppler (EVANS *et al.*, 1989). Podem-se citar vários exemplos de aplicação do Doppler ultra-sônico em medicina, destacando-se a investigação do fluxo sanguíneo de um vaso: investigação, *in vitro*, da correlação entre severidade de doença aterosclerótica e as medidas espectrais do Doppler na bifurcação da artéria carótida, respeitando sua anatomia e perfusão de fluxo (POEPING *et al.*, 2002); estudo da macrovasculatura por ultra-sonografia Doppler na esclerose sistêmica, avaliando a ocorrência e a distribuição das alterações macrovasculares em uma população com esclerose sistêmica também foi objeto de pesquisa (GODOI *et al.*, 2008). Pois se sabe que a aterosclerose tem sido relacionada à estenose sistêmica, por ser a principal causa de doença macrovascular.

Além de aplicações diagnósticas por imagem (COHEN *et al.*, 2006) e por efeito Doppler, o ultra-som também vem sendo aplicado em terapia (diatermia e hipertermia) já há vários anos. Neste caso, os *phantoms* também devem simular as propriedades térmicas do tecido biológico. Entre as preocupações envolvidas com a aplicação destas técnicas está a segurança biológica e a efetividade do tratamento (HAAR, 1999, HAAR, 2007).

A preocupação com o aquecimento tecidual, por meio da termoterapia, é porque acima da faixa terapêutica de 40-45°C, surgem efeitos prejudiciais (deletérios) desse aquecimento nos tecidos irradiados, como desnaturação protéica, riscos de queimaduras e lesão por hipóxia secundária associada à lesão por aquecimento como efeito do aumento do metabolismo tecidual (LOW & REED, 2001). Mantendo a temperatura da terapia dentro da faixa terapêutica por pelo menos cinco minutos, podem ser percebidos os seguintes efeitos fisiológicos e terapêuticos: vasodilatação (aumento do fluxo sanguíneo), aumento da extensibilidade do tecido colagenoso, diminuição da rigidez articular, redução de espasmos musculares e, conseqüentemente, de quadros álgicos (SPEED, 2001).

Para ensaios de conformidade de equipamentos e transdutores Doppler para uso médico, é utilizado um *phantom* de sangue, fluido este capaz de reproduzir *in vivo* as mesmas propriedades acústicas e reológicas do sangue humano fresco (EVANS *et al.*, 1989; FISHER, 1990).

Várias pesquisas têm avaliado o desempenho de fluidos mimetizadores do sangue e validado o seu uso em objetos de teste para fluxo Doppler, preocupando-se com as características reológicas e acústicas desses fluidos (HOSKINS *et al.*, 1994, RAMNARINE *et al.*, 1999, LUBBERS, 1999, POEPPING *et al.*, 2002). Os *phantoms* atuais de fluxo sanguíneo são normalmente desenvolvidos para estudos de ultra-som Doppler, ou seja, aplicação puramente diagnóstica (RAMNARINE *et al.*, 1999).

O novo fluido mimetizador do sangue humano (FMS) deve apresentar as propriedades acústicas similares às do sangue humano, além de satisfazer às exigências da *International Electrotechnical Commission* 1685, preconizadora de um modelo descrito e padronizado por RAMNARINE *et al.* (1998), denominado *Blood Mimicking Fluid – Model 046*.

Não obstante, estudos demonstram que quantidades expressivas de aparelhos de ultra-som terapêutico encontram-se fora da norma da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT-IEC 61689 1998), comprometendo a aplicação de protocolos eficazes, e, portanto, o efeito terapêutico desejado (GUIRRO *et al.*, 1997; ISHIKAWA *et al.*, 2000).

A difusão dessas técnicas de US em Medicina despertou a consciência da necessidade de se estabelecer padrões de qualidade e monitorar sistematicamente o desempenho desses equipamentos (RAMNARINE *et al.*, 1999; CASAROTTO *et al.*, 2004). A proliferação de modelos e marcas também levou à necessidade de se fazer comparações e testes de conformidade (HOSKINS *et al.*, 1994).

O desempenho do equipamento de ultra-som Doppler pode ser avaliado e desenvolvido em vários objetos de teste (IEC 61206, 1993; HOSKINS *et al.*, 1994). A título de exemplo pode ser citado, o teste de fluxo Doppler para mimetizar fluxos sanguíneos em artérias humanas (LUBBERS, 1999), para medições de batimentos cardíacos fetais (COIADO & COSTA, 2008) ou a simulação *in vitro* de sinais ultra-sônicos de fluxo em vasos sanguíneos (PAIS *et al.*, 2006).

Em resposta a essa demanda surgiram várias propostas de testes de equipamentos médicos de US, estando o Doppler entre eles. No que se refere à elaboração de FMS, a literatura indica alguns trabalhos que propõem a elaboração de fluidos com mimetização das propriedades de velocidade, atenuação e retroespalhamento da onda de US em tecidos biológicos (RAMNARINE, 1998; LUBBERS, 1999), porém não se preocupam com as propriedades térmicas e alguns nem com as propriedades reológicas (COIADO & COSTA, 2008).

Este trabalho tem como objetivo elaborar e validar um FMS que apresente propriedades acústicas, reológicas e térmicas, similares às do sangue humano, visando aplicação em ensaios de fluxo Doppler e, assim como dos padrões de aquecimento gerados em termoterapia por ultra-som.

No capítulo II apresenta uma revisão da literatura científica sobre *phantoms* de sangue, assim como as propriedades físicas do ultra-som e os fundamentos teóricos apresentados nas construções desses materiais.

A metodologia empregada na confecção do FMS e as técnicas para validá-lo quanto às propriedades acústicas, reológicas e térmicas são relatadas no capítulo III.

O capítulo IV aborda os resultados das medições das propriedades supracitadas, a estatística utilizada e o modelo de FMS confeccionado.

A discussão dos resultados e os pontos significativos do trabalho se encontram no capítulo V.

O capítulo VI trata a conclusão do trabalho e sugestões para o aperfeiçoamento desse FMS, além de propostas para novos FMS que poderão ser utilizados na termoterapia e em *phantoms* Doppler.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

II-1 Ultra-som aplicado à Fisioterapia

As primeiras aplicações médicas do ultra-som iniciaram-se nas técnicas do modo A. Em 1927 foi reconhecido que o ultra-som (US) poderia produzir mudanças em sistemas biológicos, permitindo que os estudos evoluíssem tanto nas questões de biossegurança, quanto nas aplicações terapêuticas (HAAR, 2007).

Entende-se por terapia ultra-sônica o tratamento médico mediante vibrações mecânicas com uma frequência superior a 20.000 Hz (SANTOS *et al.*, 2005). Essa terapia física transfere radiação não ionizante, em forma de ondas mecânicas, para os tecidos biológicos sendo parte dessa energia transformada em calor, promovendo efeitos térmicos nesses tecidos irradiados (ZAPATA, 2004).

Nos tratamentos fisioterapêuticos utiliza-se geralmente a frequência de 1 MHz para tratamento dos tecidos profundos e 3 MHz para os superficiais (SANTOS *et al.*, 2005 e FURTADO, 2005).

A profundidade de penetração das ondas ultra-sônicas está relacionada com a intensidade da atenuação sofrida por essas ondas ao longo do seu eixo de propagação. A absorção e o espalhamento são os principais processos responsáveis por essa perda de energia durante sua propagação no meio (FISHER, 1990).

A efetividade da terapia com ultra-som depende das corretas escolhas de aplicação dos parâmetros tal como a frequência do transdutor, da intensidade, do tempo de irradiação, do modo de aplicação, contínuo ou pulsado, do tipo de agente acoplador e da técnica de acoplamento. Com todos esses parâmetros cria-se a dose para um determinado tratamento (CASAROTTO *et al.*, 2004).

É conveniente dividir as aplicações do US terapêutico em duas classes, aplicações que usam baixa intensidade (0,125 – 3,0 W/cm²) e as que usam intensidades altas ($\geq 5,0$ W/cm²). A intenção dos tratamentos de baixa intensidade é estimular respostas fisiológicas normais nos tecidos lesionados, acelerando os processos de recuperação dos danos teciduais (HAAR, 1999).

A fim de garantir o surgimento dos efeitos fisiológicos e terapêuticos desejados e a total segurança aos pacientes durante a execução das terapias, se faz necessário a elaboração

de parâmetros de desempenho e calibração dos equipamentos de US terapêuticos. A elevação da temperatura tecidual a uma faixa de 40 a 45°C por aproximadamente cinco minutos (SPEED, 2001) produz efeitos terapêuticos desejados, por exemplo, alívio da dor, redução da rigidez articular e aumento da extensibilidade dos tecidos moles, em especial do tecido colagenoso. Manter a temperatura do tecido irradiado acima dessa faixa, chamada de terapêutica possibilita-se a morte instantânea das células (HAAR, 2007).

Protocolos para a calibração de equipamentos de US para a Fisioterapia são relatados na literatura há quase 40 anos. Mas somente em 1998 chegou ao Brasil, segundo a denominação NBR-IEC 1689, a norma IEC 1689, publicada em outubro de 1996 pela Comunidade Européia. Essa norma trouxe melhora à caracterização das medições e dos parâmetros de desempenho dos equipamentos de US terapêutico (ISHIKAWA *et al.*, 2002).

Ressalta-se que pesquisas demonstram que grande parte dos equipamentos de US terapêuticos não atende totalmente a norma NBR-IEC 1689 (GUIRRO *et al.*, 1997 e ISHIKAWA *et al.*, 2002).

II-2 Ultra-som Doppler

O exame de ultra-som Doppler baseia-se na aplicação de ondas de alta frequência (faixa de 1 MHz a 15 MHz) para investigar fluxos sanguíneos, por exemplo, de diversos vasos do corpo humano. Ao se dirigir para um alvo em movimento a onda ultra-sônica é refletida com uma frequência diferente daquela do sinal emitido, fenômeno este denominado efeito Doppler. Essa diferença de frequência chama-se desvio Doppler (EVANS *et al.*, 1989).

As hemácias são as principais células do sangue responsáveis pelas ondas refletidas e isso é a base para o uso da tecnologia Doppler na avaliação de parâmetros relacionados ao fluxo de sangue (COIADO & COSTA, 2008).

II-3 *Phantoms* de sangue

Vários estudos têm avaliado o desempenho de fluidos mimetizadores do sangue e validado o seu uso em objetos de teste para fluxo Doppler, preocupando-se com as características acústicas desses fluidos, como retroespalhamento (RAMNARINE, 1999); propagação não-linear do ultra-som (KHARIN & VINCE, 2004); estudo *in vitro* do fluxo Doppler na bifurcação estenosada da artéria carótida (POEPPING *et al.*, 2002).

LUBBERS (1999) aplicou um novo fluido mimetizador do sangue em objeto de teste para fluxo Doppler e para isso fez modificações no *phantom* descrito por RAMNARINE *et al.* (1998), a fim de obter velocidades mais altas sem fluxos turbulentos. A modificação principal foi na concentração de glicerina, aumentando-a, a fim de obter maior velocidade do ultra-som no fluido. Houve também a alteração do componente responsável pela viscosidade, o *Dextran* 180 KDa, pelo *Dextran* 5-40 MDa, para que aumentasse também o valor da viscosidade.

Para a elaboração de um fluido que mimetize o sangue humano, várias propriedades devem ser consideradas. Em geral, os trabalhos que descrevem esses tipos de *phantom* não dão muitos detalhes das relevantes propriedades físicas e acústicas (RAMNARINE, 1998).

O presente trabalho descreve a formulação e caracterização das propriedades acústicas (velocidade de propagação do ultra-som, coeficiente de atenuação e retroespalhamento), térmica (condutividade) e reológicas (densidade e viscosidade) de um fluido mimetizador do sangue (Tabela II.1), a ser empregado no estudo dos efeitos da perfusão sangüínea em tecidos irradiados com ultra-som. Pretende-se que este fluido faça parte de um sistema maior, que deverá ser usado na validação e calibração de equipamentos Doppler ultra-sônicos e de ensaios de terapia por US.

II-4 Propriedades acústicas

II-4.1 A velocidade de propagação

A velocidade de propagação do ultra-som no sangue é de aproximadamente 1580 m/s e é possível conseguir atingir esse valor para o *phantom* com a adição de glicerina (glicerol puro) na sua elaboração. A proporção água/glicerol torna-se a base do *phantom* e essa proporção determina a velocidade do ultra-som, assim como a densidade do *phantom*. A presença da glicerina como um dos componentes do *phantom* permite uma maior consistência das propriedades reológicas e acústicas, por possuir uma volatilidade baixa devido ao seu alto ponto de ebulição (RAMNARINE *et al.*, 1998).

II-4.2 Atenuação

O coeficiente de atenuação é uma das principais propriedades a ser reproduzida pelo FMS, quando se pretende mimetizar um tecido biológico, em particular nessa dissertação, o sangue humano fresco. A atenuação consiste na combinação da absorção e espalhamento. Por

meio da absorção o FMS apresenta um padrão de aquecimento similar ao tecido biológico que se quer mimetizar; e o espalhamento, um dos componentes da atenuação, é o responsável pelos desvios na propagação da energia ultra-sônica, sendo causado por pequenas partículas que dão uma descontinuidade ao meio.

A caracterização de tecidos biológicos, como o plasma do sangue humano (FILHO & MACHADO, 2004) e tecido hepático (MEZIRI *et al.*, 2004), por meio de parâmetros acústicos também é objeto de investigação.

Tipicamente os FMS consistem de partículas suspensas em fluidos. Várias partículas têm sido utilizadas na elaboração de *phantoms*, incluindo *shepadex* (HOSKINS *et al.*, 1989), *nylon* (RICKEY *et al.*, 1995), *starch* (VOYLES, *et al.*, 1985) e células vermelhas do sangue endurecidas.

II-4.3 Retroespalhamento

O coeficiente de retroespalhamento é muito utilizado para a caracterização de tecidos biológicos, *in vivo* e *in vitro*, por exemplo, de tecido hepático (MEZIRI *et al.*, 2005), cardíaco (BALDWIN *et al.*, 2005), ósseo (GARCIA *et al.*, 2003), ou até mesmo em pseudoartrose (MATUSIN *et al.*, 2008).

O retroespalhamento de ultra-som é uma característica importante de FMS uma vez que o desvio Doppler de frequência é medido no sinal retroespalhado. No caso de medições de “*Transit Time*” ou de transporte de calor pela circulação sanguínea a simulação do retroespalhamento no FMS não se faz necessária.

O coeficiente de retroespalhamento quantifica a intensidade da energia ultra-sônica que retorna ao transdutor emissor ao ser retroespalhada pelo meio de propagação. É medido em $\text{Sr}^{-1}\cdot\text{mm}^{-1}$ (Sr = esferorradianos) e pode ser modelado como produzido por espalhadores esféricos elásticos (ROBERJOT & BRIDAL, 1996), como partículas de *orgasol*TM, microesferas de poliestireno, ou *cellulose pulver* (RAMNARINE *et al.*, 1998, LUBBERS, 1999).

II-5 Propriedade térmica

Os *phantoms* caracterizados na literatura, desenvolvidos por RAMNARINE *et al.* (1998), JAAP (1999), KHARIN & VINCE (2004) apresentaram propriedades acústicas e

reológicas similares as do sangue humano, no entanto não mimetizaram as propriedades térmicas.

Segundo TOUBAL *et al.* (1999) a condutividade térmica do sangue coagulado está entre 0,45 e 0,48 $\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$. Para FERREIRA & YANAGIHARA (1999) o sangue humano apresenta uma condutividade térmica de 0,47 $\text{W}/\text{m}\cdot^{\circ}\text{C}$. Já NAHIRNYAK *et al.* (2006) avaliou as propriedades mecânico-acústicas e térmicas do sangue coagulado, obtendo uma condutividade térmica de $0,59 \pm 0,11 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$.

Nenhum dos *phantoms* estudados na literatura apresenta a grafite como componente na sua elaboração, ou qualquer outro similar, capaz de permitir o ajuste das propriedades térmicas. Entretanto, BASTO (2007) utiliza o pó de grafite para ajustar as propriedades térmicas de um *phantom* de tecido humano.

II-6 Propriedades reológicas

As propriedades reológicas, viscosidade e densidade são abordadas em alguns *phantoms* (RAMNARINE *et al.*, 1998, LUBBERS, 1999, KHARIN & VINCE, 2004) com o objetivo de ajustar também as propriedades acústicas, em particular, o retroespalhamento.

LUBBERS (1999) para conseguir um FMS com alta viscosidade substituiu a substância *dextran* com peso molecular de 180 KDa (*Sigma D 4876*), utilizada por RAMNARINE (1998), pela de peso molecular na escala 5-40 MDa (*Sigma D 5501*). LUBBERS (1999) também incluiu na confecção do seu FMS a NaN_3 , substância antifúngica.

KHARIN & VINCE (2004) utilizaram somente água destilada e glicerol na confecção do seu FMS, a fim de obter uma viscosidade de 3 a 4 $\text{m}\cdot\text{Pa}\cdot\text{s}$, similar à do sangue humano fresco.

Tabela II.1 Propriedades acústicas, reológicas e térmica de diversos FMS reportados na literatura. *Blood-mimicking Fluid (BMF)*.

Propriedades	BMF <i>Lubbers</i> (1999)	BMF <i>Ramnarine</i> (1998)	Sangue humano
Partícula	<i>Orgasol</i> TM 5 µm	<i>Orgasol</i> TM 5 µm	Hemácias 7-8 µm
Densidade (Kg·m ⁻³)	1035	1037 ± 2	1055 (37 °C)**
Viscosidade (m·Pa·s) 1 cP = 1 m·Pa·s	3,78 (22 °C)	4,1 ± 0,01 (22 °C)	3 – 4 (37 °C)
Velocidade ultra-som (m·s ⁻¹)	1547	1548 ± 5	1584**
Coeficiente de Atenuação (dB·cm ⁻¹ ·MHz)	0,06 (22 °C)	0,05 ± 0,01(22 °C)	0,15 (37 °C)*
Retroespalhamento	- 35,2 (dB)***** (5 MHz)	- 36 (dB) (5 MHz)	4·10 ⁻³¹ (f ⁴ ·m ⁻¹ ·sr ⁻¹)*
Condutividade Térmica (W/m °C)	-----	-----	0,47***

* (RAMNARINE *et al.*, 1998).

** *Tables of Physical and Chemical Constants* (KAYE & LABY, 1995).

*** (FERREIRA & YANAGIHARA, 1999).

***** $0 \text{ dB} = 1 \text{ m}^{-1} \text{ sterad}^{-1}$

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

III-1 Introdução

Os *phantoms* físicos desenvolvidos foram confeccionados com diferentes concentrações de pó de PVC, grafite, detergente, glicerol e polyvinylpyrrolidone (PVP 360), a fim de se obter a combinação de materiais mais adequada para mimetizar as propriedades acústicas, reológicas e térmica do sangue humano. Detalhes da confecção desse *phantom* no anexo I.

III-2 Elaboração dos tipos de *phantoms* desenvolvidos

Os FMS desenvolvidos partiram de uma amostra inicial confeccionada por GITELMAN & VON KRÜGER (2006), para a qual se utilizou água, glicerina pura, pó de PVC, detergente e adoçante Zero-cal[®], nas seguintes proporções: 83,86 %, 10,06 %, 0,91 %, 0,90 % e 3,36 %, respectivamente (Tabela III.1).

GITELMAN & VON KRÜGER (2006) construíram seu FMS baseado no *blood-mimicking fluid (phantom)* proposto por RAMNARINE *et al.* (1998) (Tabela III.2), os quais utilizaram as seguintes substâncias e respectivas concentrações: *ultrafine polyamide particles* (Orgasol[®] ELF Atochem, Paris, França - diâmetros de 5, 10 e 20 µm), 1,82 %, água pura, 83,59 %, *sigma D4876 dextran*, 3,42 %, *ICI synperonic N surfactant*, 0,92 %.

GITELMAN & VON KRÜGER (2006) e RAMNARINE *et al.* (1998) tinham como objetivo reproduzir um FMS que mimetizasse as propriedades acústicas do sangue humano, não se preocupando, porém em mimetizar as propriedades térmicas.

A partir das amostras supracitadas confeccionou-se o FMS do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) com os seguintes componentes: água, pó de PVC e grafite, glicerina, Cottoclarin MJ (detergente industrial) e polyvinylpyrrolidone, alterando-se principalmente as concentrações do pó de PVC e, conseqüentemente, da água (Tabela III.3).

Tabela III.1 Nome e concentração das substâncias do FMS proposto por Gitelman & von Krüger (2006). Composição (componentes em massa %).

Materiais	FMS 1 Massa [%]
Pó de PVC	1,82
Água	83,86
Glicerina, P. A.	10,06
Zero-cal [®]	3,36
Detergente	0,90

Tabela III.2 Nome e concentração das substâncias do FMS proposto por Ramnarine *et al.* (1998). Composição (componentes em massa %).

Materiais	FMS 2 Massa [%]
<i>Orgasol[®] ELF Atochem</i>	1,82
Água	83,59
Glycerol puro	10,25
Sigma D4876 dextran	3,42
ICI synperonic N surfactant	0,92

Tabela III.3 Nome e concentração das substâncias do FMS proposto pelo Programa de Engenharia Biomédica (PEB). Composição (componentes em massa %).

Materiais	FMS 3 Massa [%]
Pó de PVC	0,4
Pó de grafite	0,4
Água	94,0
Glicerina, P. A.	2,4
Polyvinylpyrrolidone – PVP 360	1,6
Cottoclarin MJ - 275587	1,2

III-3 Protocolo de confecção dos *phantoms*

Os equipamentos utilizados para a confecção do phantom do PEB estão listados abaixo:

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

Iniciava-se a confecção dos *phantoms* a partir do pó de PVC, o qual era colocado em um *Becker* de 300 ml a uma proporção de 0,4% do total da amostra (2 g), sendo adicionado logo após o detergente industrial Cottoclarin MJ a uma proporção de 1,2% da amostra a ser elaborada. Misturavam-se bem esses componentes e adicionava-se a glicerina pura, a uma proporção de 2,4 %. Misturavam-se novamente esses componentes de forma a evitar a formação de grumos. Adicionava-se a grafite a uma proporção de 0,4%, mexia-se bem essa mistura, adicionava-se o polyvinylpyrrolidone (PVP 360) a uma proporção de 1,6% do total da amostra. Adicionava-se à mistura 250 ml de água, mexia-se bem e transportava-se toda essa mistura para um *Becker* de 500 ml, onde se adicionava o restante do componente água, 220 ml, totalizando 470 ml de água (94% da amostra).

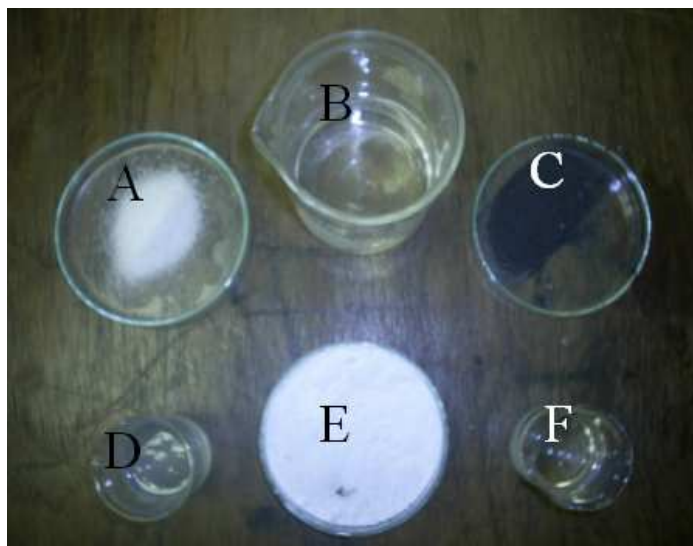


Figura III.1 – Componentes utilizados na confecção das amostras de *phantoms*: A – polyvinylpyrrolidone; B – água; C – pó de grafite; D – detergente industrial; E – pó de PVC; F – glicerol.

Após a adição de todos os componentes no *Becker* (Fig. III.3) o *phantom* foi filtrado, duas vezes, através de uma peneira de inox com uma malha de 400 *mesh* e abertura de 38 μm para a remoção de resíduos e pequenos grumos. Realizado essa etapa, o *phantom* era colocado aproximadamente por 1 hora em um recipiente, onde se promovia o vácuo (Fig. III.2) para a retirada das bolhas de ar, estando então pronto para as medições e análises.

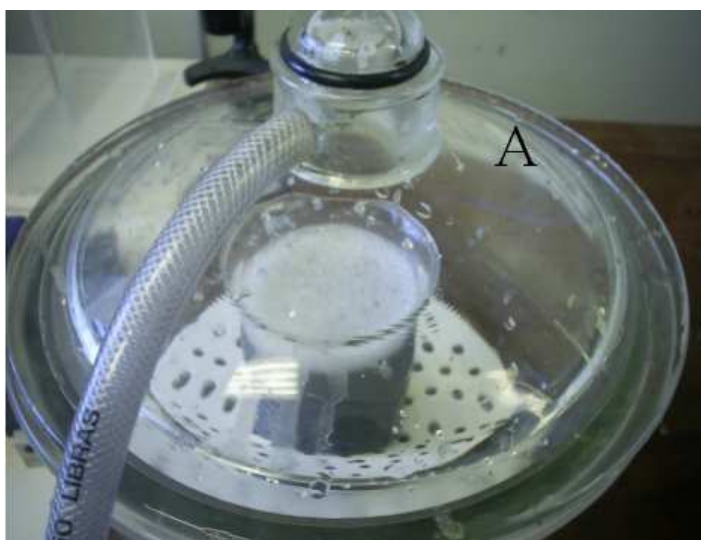


Figura III.2 – *Becker* contendo uma amostra de *phantom* e no interior de um dissecador com vácuo para a retirada das bolhas de ar da solução. A – dissecador com vácuo.

Segundo Ramnarine *et al.* (1998), as partículas ultrafinas de *polyamide* (*Orgasol*[®] *ELF Atochem*) de 5 μm , 10 μm ou 20 μm de diâmetro, utilizadas no seu *phantom*, são usadas como partículas de espalhamento. A mistura água/glicerina determina principalmente a

velocidade ultra-sônica no *phantom*, assim como sua densidade. A substância *Sigma D4876 dextran* serve para aumentar a viscosidade cinemática do *phantom*. A *ICI synperonic N surfactant* tem como intuito evitar a formação de grumos, permitindo uma maior dispersão do pós de PVC e grafite.



Figura III.3 – Becker com solução composta por água, glicerina, pós de grafite e PVC, detergente e polyvinylpyrrolidone, sendo misturadas para evitar a formação de grumos e manter uma maior homogeneização para as análises.

A escolha do pó de PVC foi devida à possibilidade de suas partículas mimetizarem, no próprio *phantom*, as hemácias, células vermelhas do sangue humano. A glicerina foi utilizada por apresentar uma velocidade de propagação ultra-sônica de aproximadamente $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a uma temperatura de $24,5^\circ\text{C}$ ($\pm 0,1^\circ\text{C}$), valor próximo ao do sangue humano, de $1583 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. O polyvinylpyrrolidone foi substituído pelo *Sigma D4876 dextran* por apresentar, quando adicionado à água, viscosidades similares à do sangue humano. Com o objetivo de também reduzir a formação de grumos no *phantom* do PEB, conseqüentes das aglomerações dos pós de grafite e PVC, adicionou-se o detergente Cottoclarin MJ. Este componente também possuía um antiespumante, responsável pela redução de bolhas de ar existentes na mistura, pois as bolhas de ar dificultam muito as medições reológicas e acústicas do *phantom*.



Figura III.4 – Componente polyvinylpyrrolidone (PVP 360), principal responsável pela viscosidade do FMS.

III-4 Análise Acústica das Amostras de *Phantom*

III-4.1 Montagem Experimental

Todos os equipamentos, materiais e programas utilizados nas análises acústicas dos *phantoms* estão listados abaixo:

- **Computador PC**
- **Placa de transição e recepção (MATEC, SR 9000)**
- **Osciloscópio TEK 2024B (Tektronix)**
- **Alvo refletor de aço (placa com 14 cm de comprimento x 8 cm de largura x 1 cm de altura)**
- **Cilindro de PVC (10 cm de altura e 5 cm de diâmetro)**
- **Transdutor de 1 MHz Krautkramer, 2,25 MHz (PANAMETRICS, NDT – V306) e 5 MHz (PANAMETRICS, NDT - V326)**
- **Atenuadores (Mini-circuits, Modelo CAT-20)**
- **Algoritmo desenvolvido em Matlab 7.4.0.287 (R2008a) para calcular a velocidade de propagação do ultra-som e coeficiente de atenuação**

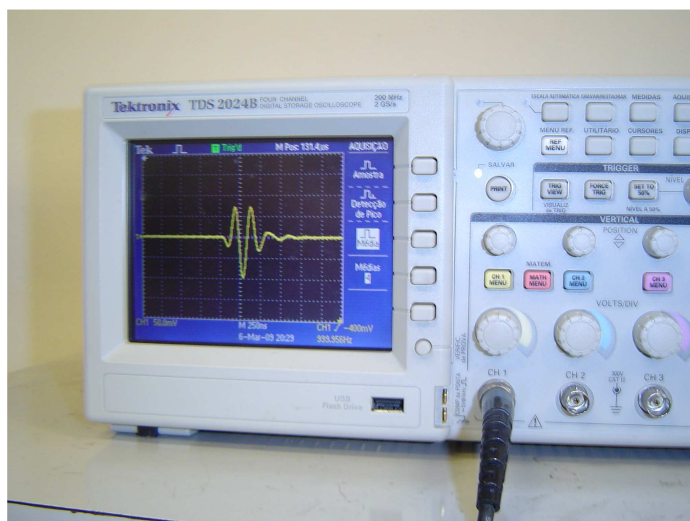


Figura III.5 – Osciloscópio TEK 2024B (Tektronix) utilizado para as coletas dos sinais.

Mensuraram-se as propriedades acústicas, utilizando transdutores de frequências 1 MHz, 2,25 MHz e 5 MHz. Para cada frequência de transdutor montou-se o experimento diversas vezes e para cada montagem coletaram-se três (03) sinais da água e três (03) sinais do *phantom*. Esses seis (06) sinais permitiram a obtenção de nove (09) valores de coeficiente de atenuação e velocidade de propagação (Figura IV-3).

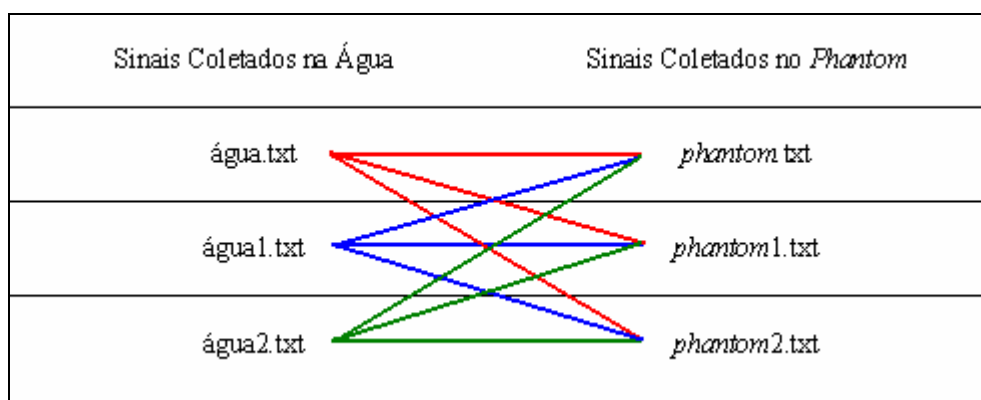


Figura III-6 Organograma mostrando a combinação entre os sinais coletados na água e no FMS.

A mensuração da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação se deve por meio do método de substituição, onde dois percursos da onda ultra-sônica são analisados (WELLS, 1977). Primeiro utiliza-se como referência a distância entre o transdutor e uma placa de aço (material refletor) com água destilada no interior do PVC, ocupando todo o seu volume. A placa MATEC transmite um pulso elétrico até o transdutor ultra-sônico, o qual gera um pulso ultra-sônico que se propaga pela água destilada e retorna ao transdutor após ser refletida pela própria placa de aço. Sinais de eco são captados pelo osciloscópio, permitindo

a mensuração da amplitude e do intervalo de tempo entre os pulsos ultra-sônicos subsequentes. Estes sinais são transferidos para um PC onde as informações de amplitude e tempo são processadas.

Coloca-se o FMS dentro do cilindro de PVC e repetem-se todos os procedimentos descritos anteriormente.

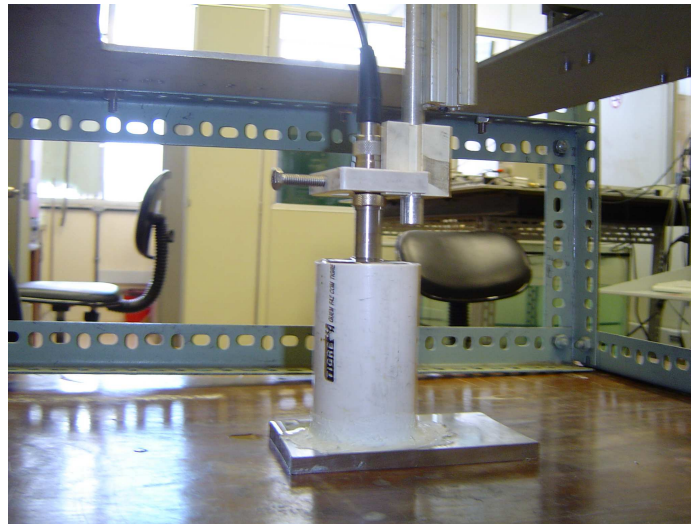


Figura III.7 – Metodologia Experimental utilizada para a medição das propriedades acústicas (velocidade de propagação do ultra-som, coeficiente de atenuação e retroespalhamento) pela técnica de pulso-eco, podendo ser observado o material refletor de aço e a posição do transdutor em relação ao FMS, contido no início do cilindro de PVC.

Para a medição do retroespalhamento utilizou-se a metodologia proposta por ROBERJOT *et al* (1996), na qual é empregado o método de substituição semelhante àquela adotada para a obtenção do coeficiente de atenuação e da velocidade do ultra-som no FMS (Fig. III.6).

Para a aquisição dos sinais de retroespalhamento foi empregado um transdutor de 5 MHz (frequência central) com distancia focal de 38 mm. Este foi posicionado de forma que o foco se situasse logo acima da placa refletora de aço no fundo do recipiente onde é colocado tanto o FMS quanto a água (meio de referência). Foi utilizado um agitador para evitar a decantação das partículas de grafite e PVC e durante a coleta do sinal de RF a agitação era interrompida. Tanto para o FMS quanto para a água a coleta do sinal de RF, foi feita em uma janela de 4 μ s anterior ao sinal de eco proveniente da placa refletora a nove níveis de profundidade, espaçados de 0,5 mm. Ao todo nove sinais de retroespalhamento ultra-sônico foram colhidos tanto para o FMS quanto para a referência. Foi Foram calculados os nove

espectros de potência para todos os sinais RF e calculado o espectro médio para os sinais obtidos com o FMS e para sinais obtidos com a água.

O retroespalhamento aparente (ABTF) foi calculado de acordo com a Equação III.1 (HOFFMEISTER *et al.*, 2008):

$$ABTF = 10 \log_{10} \frac{\langle s_s(f, z) \rangle^2}{s_p(f, z)^2} \quad \text{Eq. III.1}$$

Onde:

$\langle s_s(f, z) \rangle^2 \rightarrow$ Média dos espectros de potência do sinal de espalhamento

$s_p(f, z)^2 \rightarrow$ Espectro de potência do sinal de referência

Após a obtenção do ABTF dependente da frequência, integra-se a curva obtida, na banda passante do transdutor de acordo com a Eq.III.2, obtendo o Retroespalhamento Aparente Integrado (AIB):

$$AIB = \frac{\int_{f_{\min}}^{f_{\max}} [ABTF] df}{f_{\max} - f_{\min}} \quad \text{Eq.III.2}$$

Onde:

$f_{\min} \rightarrow$ frequência mínima

$f_{\max} \rightarrow$ frequência máxima

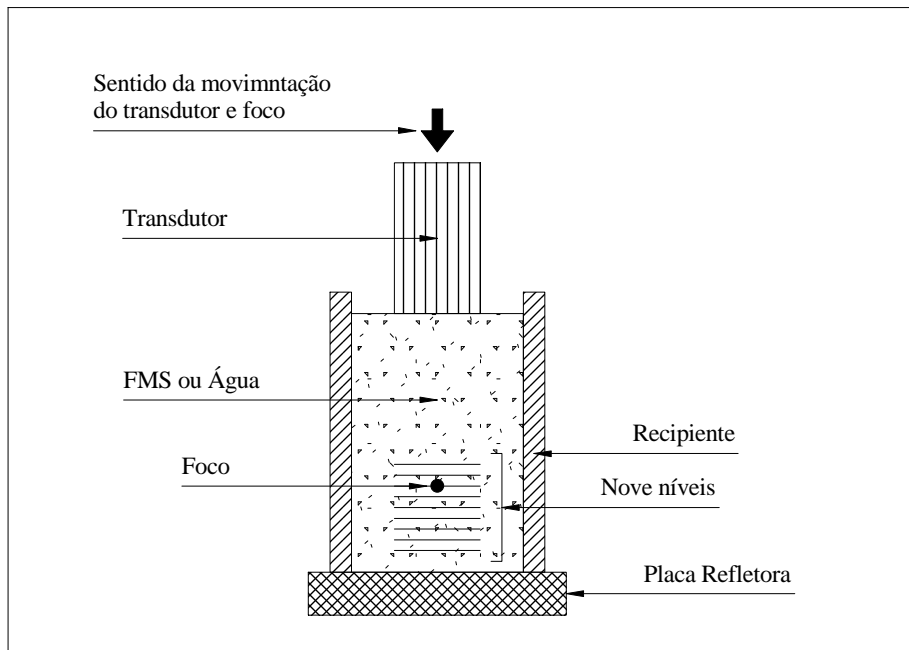


Figura III.8 – Visão lateral da montagem experimental. A movimentação do transdutor segundo o eixo vertical se deu em nove passos de 0,5 mm de forma que o foco do transdutor se deslocasse verticalmente nas colunas de FMS ou da água na região anterior a placa refletora.

III-4.2 Análises dos Sinais Coletados

Obtiveram-se ambos os sinais (sinal de referência e sinal do *phantom*) no domínio do tempo e desenvolveu-se um programa em *LabView 8.5* para o processamento destes sinais no domínio da frequência, para que se obtivesse o coeficiente de atenuação acústica e a velocidade do ultra-som das amostras de FMS, sendo calculado o módulo das transformadas de Fourier de ambos os sinais, como mostra a figura III.8.

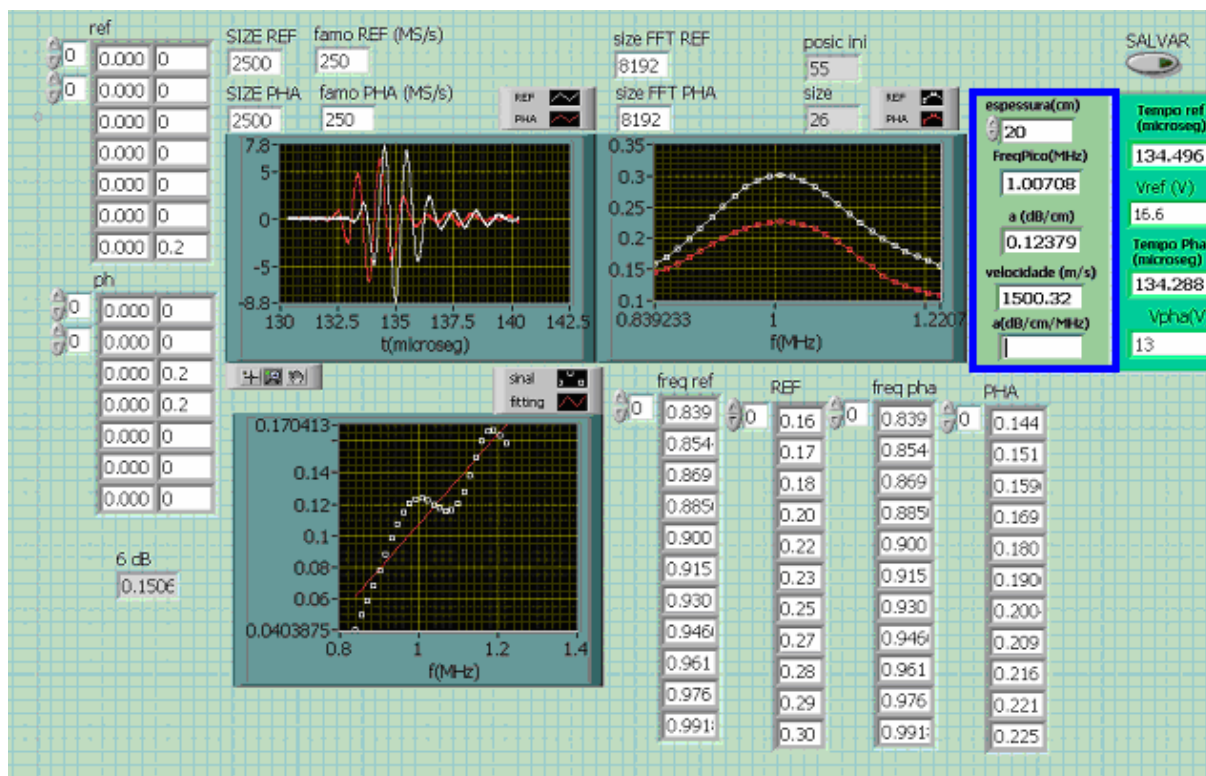


Figura III.9 – Layout do software desenvolvido no Laboratório de Ultra-som, denominado *Acoustics Trans 2*, em LabView 8.2 para processamento das propriedades acústicas (velocidade de propagação do ultra-som e coeficiente de atenuação). No interior do quadro azul, de cima para baixo, os valores do coeficiente de atenuação, da velocidade de propagação e do coeficiente angular.

Para calcular-se o coeficiente de atenuação, determina-se a banda útil de frequência, por meio do valor de pico do sinal de referência, medido sobre o sinal atenuado do FMS e sobre este mesmo sinal, encontrando as frequências onde não há interferência do sinal referência pelo sinal atenuado.

Divide-se os espectros de amplitudes do sinal de referência A_0 , pelo sinal atenuado A (sinal do *phantom*), o que fica explicitado na equação III.3. O coeficiente de atenuação α é dado em dB/cm, como mostra a equação, sendo obtidos valores de atenuação dentro da faixa de frequência previamente determinada, onde x é o valor da distância da face do transdutor à placa de aço, ou seja, x representa a coluna de água ou *phantom* no interior do cilindro de PVC.

$$\alpha = \frac{20 \log \left(\frac{A_0}{A} \right)}{2s} \quad \text{Eq. III.3}$$

A velocidade de propagação do ultra-som no FMS (V_p) foi mensurada a partir da equação III.4, considerando que a distância percorrida pela onda na amostra de FMS é de 10 cm (comprimento do cilindro de PVC), precisa-se multiplicar por dois essa distância, por se tratar de pulso-eco, e utilizou-se a velocidade do ultra-som na água ($V_{\text{água}}$) como sendo de $1480 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a uma temperatura de 25°C .

Mediu-se a velocidade de propagação do ultra-som no FMS a uma temperatura de aproximadamente 24°C (Fig. III.9), calculada após obtenção do sinal pulso-eco no domínio do tempo, do sinal na água e no FMS. Um *software* seleciona o pico dos dois sinais provenientes da placa de aço. A diferença temporal Δt entre esses dois picos, o que permite calcular o tempo de propagação dos pulsos.

$$V_p = \frac{s}{\left(\frac{s}{V_{\text{água}}}\right) - \Delta t} \quad (\text{m/s}) \quad \text{Eq. III.4}$$



Figura III.10 – Mensuração da temperatura do FMS antes das medições acústicas, utilizando um Termômetro Digital com termopares.

III-5 Análise das propriedades reológicas das amostras de *phantom*

III-5.1 Análise da densidade

III-5.1.1 Montagem experimental

Pesavam-se as amostras de *phantom*, após suas elaborações para a obtenção das suas massas e volumes, medidas necessárias para o cálculo de suas massas específicas. O densímetro utilizado para a medição da massa específica dos fluidos mimetizadores foi o da marca Sartorius YDK 01, acoplado na balança Marte AM 220 (Fig. III.10).

O densímetro (Fig. III.11) é composto dos seguintes componentes (Fig. III.12): 1 proveta (C), 1 armação para fixação dos componentes do densímetro na balança (D), 1 termômetro (E), 1 prumo de vidro para a determinação da densidade de líquidos (fluidos) (F), 1 suporte para amostra sólida (A), 1 plataforma de metal para o suporte das peças do densímetro na balança (B) e uma peça adaptadora para montar tudo sobre a balança (G).



Figura III.11 – Balança AM 220 – Marca Marte.



Figura III.12 – Densímetro sendo utilizado no LTTC.

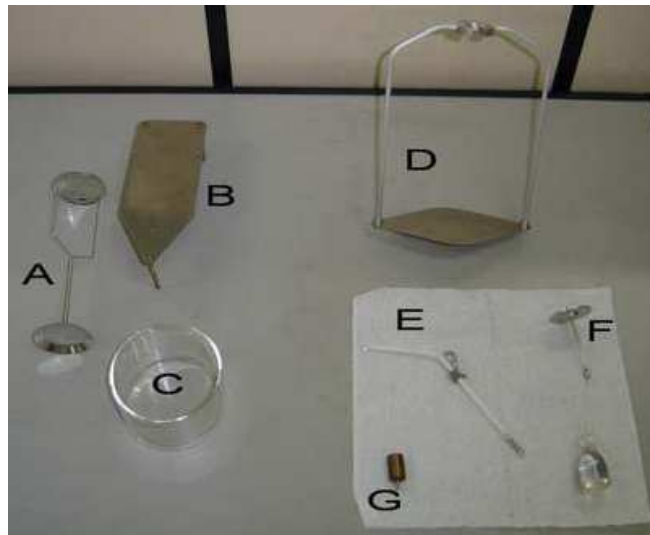


Figura III.13 – Componentes do densímetro: A - suporte para amostra sólida; B - plataforma de metal para o suporte das peças do densímetro na balança; C - proveta, D - armação para fixação dos componentes do densímetro na balança; E – termômetro; F - prumo de vidro; G - uma peça adaptadora para montar tudo sobre a balança.

Por meio de uma balança hidrostática que permite pesar objetos no ar assim como na água, consegue-se determinar a massa específica do sólido se a massa específica do líquido na qual ele está imerso for conhecida, da seguinte maneira:

se a massa do sólido na ar for conhecida ($W(a)$), assim como o seu volume ($V(s)$), a massa específica pode ser calculada pela seguinte expressão:

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

se este sólido for submergido em um líquido, o volume do sólido imerso no líquido ($V(s)$) é igual ao volume deslocado de líquido ($V(fl)$). Então, a partir da equação III.5, obtém-se:

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

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

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

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

$$V(fl) = \frac{W(a) - W(fl)}{\rho(fl)} \quad \text{Eq. III.8}$$

Substituindo em (Eq. III.6), obtém-se:

$$\rho = \frac{W(a) \cdot \rho(fl)}{W(a) - W(fl)} \quad \text{Eq. III.9}$$

Assim, pode-se determinar a massa específica de um líquido, se o volume do sólido imerso for conhecido, da seguinte forma:

$$\rho(fl) = \frac{W(a) - W(fl)}{V} = \frac{G}{V} \quad \text{Eq. III.10}$$

onde:

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

Com as equações III.9 e III.10 obtém-se a massa específica de sólidos e líquidos com a incerteza de duas casas decimais.

III-5.1.2 Determinação da massa específica de líquidos

Para essa determinação seguem-se as seguintes etapas: preparação – centralização da proveta na plataforma e fixação do termômetro à borda da plataforma; procedimento de medida – coloca-se o prumo na armação, tara-se a balança e coloca-se o líquido na proveta, com o líquido acima 10 mm do prumo de vidro; determinando $G = W(a) - W(fl)$ – anota-se o valor mostrado no *display* e o valor da temperatura; calculando a massa específica – utiliza-se da equação III.8; move-se o ponto decimal uma casa para a esquerda, pois o prumo de vidro tem um volume de 10 cm^3 .

Logo após essas medições colocaram-se as amostras de *phantom* em recipientes envoltos por um filme de PVC (*clean film*), com o objetivo de não permitir a perda de água das amostras, o que alteraria as concentrações de algumas substâncias.

III-5.2 Análise da Viscosidade

Para a mensuração da viscosidade das amostras de FMS utilizou-se o reômetro LVDV-IIIU da marca Brookfield, o qual é do tipo rotacional mediram-se os parâmetros tensão de cisalhamento e viscosidade de quantidades bem pequenas de amostras para determinadas taxas de deformação.

Esse equipamento mede o torque necessário para girar um elemento cônico (*spindle*) contra uma placa (o copo), onde se encontra uma amostra de fluido, conforme esquema da figura III.13. Instala-se um motor de passo no topo do instrumento em um suporte. O *spindle* é conduzido pelo motor através de uma mola calibrada. O arrasto viscoso do fluido contra o *spindle* é medido pela deflexão da mola, a qual é medida por meio de um transdutor rotacional. O aumento da viscosidade será indicado por um aumento na deflexão da mola, segundo uma dada geometria e velocidade do *spindle* (FONSECA, 2007).

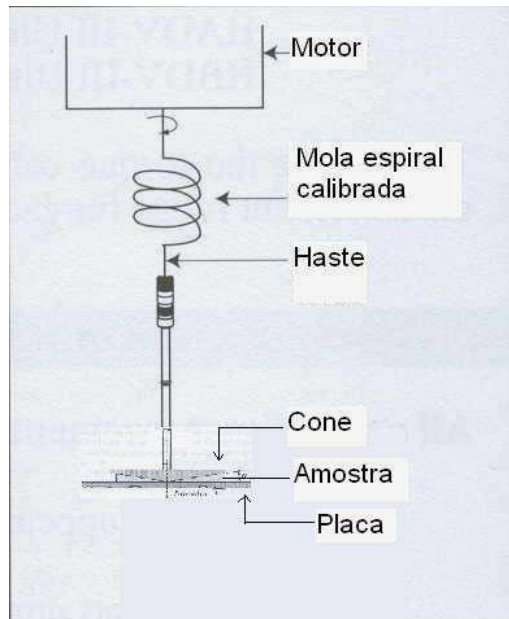


Figura III.14 – Diagrama esquemático do funcionamento do Reômetro.

Medidas realizadas com a mesma geometria do *spindle*, porém com diferentes velocidades, são utilizadas para determinar as propriedades reológicas dos fluidos. A faixa de medida de viscosidade é determinada pela velocidade de rotação do *spindle*, o tamanho e formato do *spindle*, o recipiente na qual o *spindle* está girando, e a escala de torque da mola calibrada. Com o uso de uma transmissão com múltiplas velocidades e *spindles* intercambiáveis, uma variedade de faixas de viscosidade podem ser medidas, aumentando a versatilidade do equipamento.

Dependendo do modelo e do *spindle* usado, o LVDV-IIIU é capaz de medir viscosidade de 0,1 cP a 2,6 milhões cP, porém essa faixa é alcançada com *spindles* diferentes (FONSECA, 2007).

A Fig. III.14 apresenta o detalhe do *spindle* (cone) fixado ao reômetro. A Fig. III.15 mostra o copo do reômetro, com as mangueiras nas quais água circula para manter a amostra em uma temperatura uniforme. Observa-se também nesta figura o cabo pela qual se faz a medida de temperatura da amostra. A Fig. III.16 apresenta o copo montado no reômetro.



Figura III.15 – Spindle Cônico preso ao Reômetro.



Figura III.16 – Copo do Reômetro (placa).



Figura III.17 – A geometria cone-placa montada no reômetro.

A faixa de viscosidade do LVDV-IIIU (em centipoise ou Cp) é determinada pela velocidade de rotação, o tamanho e formato do *spindle*, o recipiente na qual o *spindle* está rodando, e a escala total de torque da mola calibrada.

Para a determinação da variação da viscosidade com a temperatura, usam-se um banho Brookfield TC-602 para manter a temperatura da amostra uniforme. A Fig. III.17 mostra o reômetro operando no LTTC.



Figura III.18 - Reômetro LVDV-IIIU operando no LTTC.

III-6 Análise das Propriedades Térmicas das Amostras de *Phantom*

III-6.1 Análise da Condutividade Térmica

III-6.1.1 Montagem Experimental

Para a medição da propriedade Condutividade Térmica, utilizou-se da Sonda *Hukseflux* TP-02 do LTTC, apresentada na figura III.18. Ela consiste de um tubo (agulha) de aço-inoxidável com 150 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro externo, conectado a uma base também de aço-inoxidável, com 50 mm de diâmetro e 10 mm de diâmetro externo. Na agulha (Figura III.19) encontram-se o fio de resistência de aquecimento, assim como dois termopares tipo K ligados de modo a prover a diferença de temperatura entre a sonda e o meio.

Na base encontra-se um sensor de temperatura PT-100 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. Da base da sonda sai o cabo de conexão dos sensores de temperatura e da resistência elétrica.

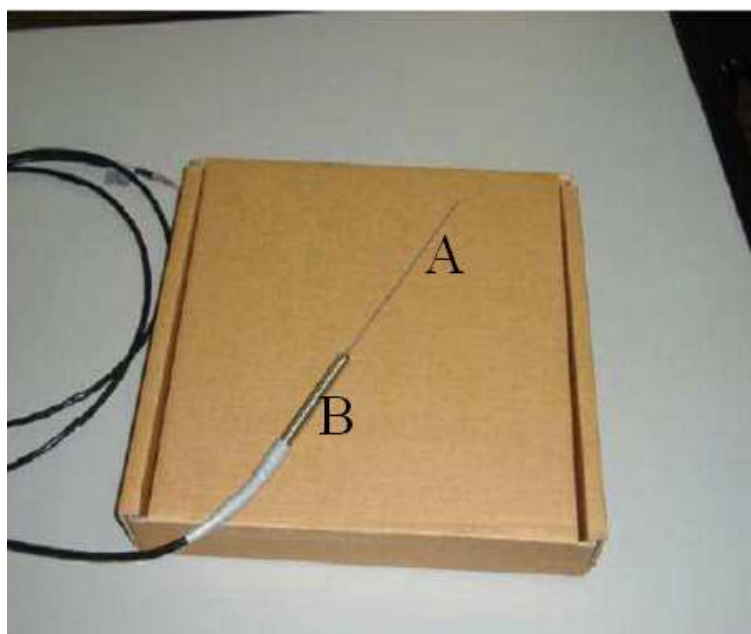


Figura III.19 – Sonda Linear Hukseflux TP-02 do LTTC. A – tubo (agulha) de aço-inoxidável com 150 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro externo; B – base também de aço-inoxidável, com 50 mm de diâmetro e 10 mm de diâmetro externo.

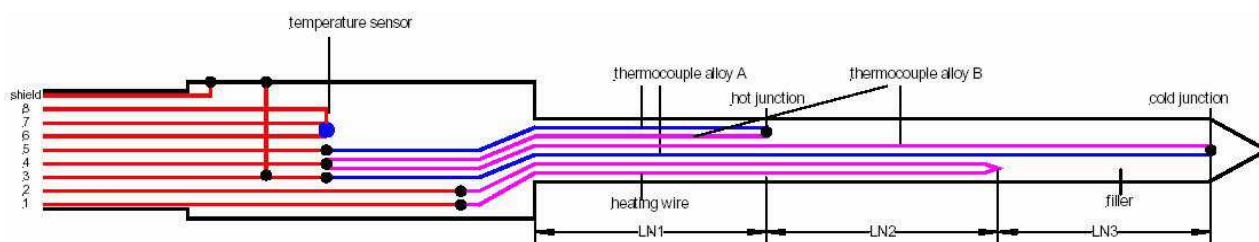


Figura III.20 – Conexões da Sonda TP-02.

Utiliza-se a sonda TP-02 para a medição da condutividade térmica de materiais granulares, solos, pastas, fluidos viscosos com condutividade térmica entre $0,1$ e $6 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$. Toda a região de medição da sonda deve estar imersa no meio de modo que este a envolva completamente até um raio de 20mm . A tensão aplicada deve ser no máximo de 3 V e a incerteza esperada nas medições é de $\pm (3\% + 0,02) \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$. Na sonda do LTTC a resistência elétrica por unidade de comprimento é de $75,72 \text{ Ohm}\cdot\text{m}^{-1}$. Essa resistência elétrica foi conectada a uma fonte DC, marca *Instrutherm*, modelo FA3050. A corrente através da resistência elétrica, o potencial elétrico gerado entre as duas juntas dos termopares e a resistência elétrica do sensor PT-100 foram medidos com um sistema de aquisição de dados Agilent 34970 A (Fig. III.20).



Figura III.21 – Montagem Experimental do Método da Sonda Linear no UNIMET/LTTC com a Sonda TP-02 (*Hukseflux*).

III-7 Análises Granulométricas

A análise granulométrica das partículas de PVC e das partículas suspensas no *phantom* (pós de PVC e de grafite) foi realizada por meio do aparelho *Laser Diffraction Particle Size Analyzer*, modelo LS 13320 da marca *Bekman Coulter*. Usou-se o *Universal Liquid Module (ULM)* para a leitura da amostra suspensa em solução. Esse equipamento faz leituras de partículas de 0,4 μm até 2000 μm . O aparelho emprega as teorias de espalhamento da luz de *Fraunhofer e de Mie* para calcular o tamanho das partículas, por meio da difração da luz *laser* ao atingir as partículas na câmara de leitura.

III-8 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 são representadas pelas equações III.1 e III.2. Posteriormente, são calculadas as incertezas-padrão tipo A e tipo B para cada parâmetro envolvido nestas equações.

III-8-1 Incertezas-padrão tipo A e B

Consegue-se a incerteza-padrão tipo A da espessura do FMS (μ_A) por meio do cálculo do desvio-padrão (DP) de dez medições, sendo dada por:

$$\mu_A(D) = \frac{DP(D)}{\sqrt{n}} \quad \text{Eq.III.11}$$

A incerteza-padrão tipo B da mesma espessura é dada pela menor divisão da régua ou paquímetro utilizados na medição (pac), sendo dada por:

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

As incertezas relacionadas ao coeficiente de atenuação requerem além da espessura, a avaliação dos parâmetros de incerteza da amplitude (intensidade) dos sinais, e para a velocidade de propagação, dos tempos de propagação.

Para os cálculos das incertezas-padrão tipo A da amplitude e do tempo, é obtido o desvio-padrão de cinco medições de cada um destes parâmetros. Estes valores serão divididos, posteriormente, pela raiz quadrada do número de medições (n), de acordo com as seguintes equações:

$$\mu_A(AMPL) = \frac{DP(AMPL)}{\sqrt{n}} \quad \text{Eq.III.13}$$

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

$$\mu_A(t) = \frac{DP(t)}{\sqrt{n}} \quad \text{Eq.III.14}$$

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 e tempo depende da exatidão dos equipamentos de medição utilizados. Neste trabalho, o gerador de pulso e o osciloscópio.

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), sendo dada pela seguinte equação:

$$\mu_B Ger(AMPL) = \frac{1/2^{16}}{2\sqrt{3}} * T \quad \text{Eq.III.15}$$

onde $\mu_B Ger(AMPL)$ é a incerteza-padrão tipo B da amplitude dos sinais.

O segundo fator que contribui para a incerteza-padrão tipo B da amplitude dos sinais é aquele relacionado ao osciloscópio, sendo dado por:

$$\mu_B Osc(AMPL_{phantom}) = \frac{(0,03 * v_{phantom}) + (0,2 * escala) + 7e^{-3}}{\sqrt{3}} \quad \text{Eq.III.16}$$

ou

$$\mu_B Osc(AMPL_{referência}) = \frac{(0,03 * v_{referência}) + (0,2 * escala) + 7e^{-3}}{\sqrt{3}} \quad \text{Eq.III.17}$$

onde:

- $\mu_B Osc(AMPL_{phantom})$ é a incerteza-padrão tipo B das medições de amplitude dos sinais do *phantom* decorrente do osciloscópio;
- $\mu_B Osc(AMPL_{referência})$ é a incerteza-padrão tipo B das medições de amplitude dos sinais da água decorrente do osciloscópio;
- $v_{phantom}$ é a amplitude do sinal do *phantom*;
- $v_{referência}$ é a amplitude do sinal na água a 25°C;
- *Escala* é escala do osciloscópio (ex. 5mV/divisão).

A contribuição do osciloscópio nas medições de tempo é dada por:

$$\mu_B Osc(t) = \frac{1}{\sqrt{3}} * (I_a + 1ppm * t + 6 * e^{-9}) \quad \text{Eq.III.18}$$

onde:

- I_a é o intervalo de amostragem ou inverso da frequência de amostragem;
- l_t é a leitura de tempo do sinal do *phantom* ou da água.

III-8-2 Coeficientes de sensibilidade

Os coeficientes de sensibilidade correspondem às derivadas parciais de cada mensurando em relação às variáveis que compõem a incerteza. São seis as variáveis que tiveram os coeficientes de sensibilidade calculados neste estudo, sendo as três primeiras relacionadas ao cálculo do coeficiente de atenuação (espessura, amplitude do sinal do phantom e amplitude do sinal na água) e as três últimas relacionadas ao cálculo da velocidade de propagação (leitura de tempo de propagação do sinal do *phantom*, tempo de propagação da onda de US na água e velocidade de propagação na água). Estes coeficientes de sensibilidade são dados pelas seguintes equações (Equações III.19 a III.24):

$$\frac{\partial \alpha}{\partial \text{Ampl}_{\text{phantom}}} = - \frac{20 \log e}{D * \text{Ampl}_{\text{phantom}}} \quad \text{Eq.III.19}$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial \text{Ampl}_{\text{referência}}} = - \frac{20 \log e}{D * \text{Ampl}_{\text{referência}}} \quad \text{Eq.III.20}$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial D} = - \frac{20 \log \frac{\text{Ampl}_{\text{phantom}}}{\text{Ampl}_{\text{referência}}}}{D^2} \quad \text{Eq.III.21}$$

$$\frac{\partial c_{\text{phantom}}}{\partial c_{\text{referência}}} = \frac{t_{\text{referência}}}{t_{\text{phantom}}} \quad \text{Eq.III.22}$$

$$\frac{\partial c_{\text{phantom}}}{\partial t_{\text{referência}}} = \frac{c_{\text{referência}}}{t_{\text{phantom}}} \quad \text{Eq.III.23}$$

$$\frac{\partial c_{\text{phantom}}}{\partial t_{\text{phantom}}} = \frac{c_{\text{referência}} t_{\text{referência}}}{t_{\text{phantom}}^2} \quad \text{Eq.III.24}$$

III-8-3 Incerteza-padrão combinada

Para a obtenção da incerteza-padrão combinada (Equação III.25) será realizada a soma quadrática do produto de cada componente da incerteza pelo seu respectivo coeficiente de sensibilidade.

$$\mu_{ci} = \sqrt{\sum |ci| \mu(xi)^2} \quad \text{Eq.III.25}$$

III-8-4 Incerteza-padrão expandida

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, sendo dada por:

$$U = k_a * \mu \quad \text{Eq.III.26}$$

Para os cálculos do número de graus de liberdade efetivos é necessário o conhecimento da incerteza-padrão combinada (μ_c), das componentes da incerteza-padrão combinada e os graus de liberdade da componente da incerteza-padrão combinada que está em estudo.

O número de graus de liberdade para o cálculo da velocidade de propagação e para o coeficiente de atenuação são dados, respectivamente, pelas Equações III.27 e III.28 a seguir.

$$V_{eff}(\alpha_f) = \frac{\mu A^4}{\frac{\mu A_{Ampl_{phantom}}^4}{4} + \frac{\mu A_{Ampl_{referência}}^4}{4} + \frac{\mu A(D)}{9}} \quad \text{Eq.III.27}$$

$$V_{eff}(c) = \frac{\mu A^4}{\frac{\mu A_{phantom}^4}{4} + \frac{\mu A_{referência}^4}{4}} \quad \text{Eq.III.28}$$

III-8-5 Análise estatística das propriedades acústicas do *phantom*

Utilizou-se o método de Análise de Variância (ANOVA) para comparação de médias de diferentes grupos. Realizou-se então um teste de Hipótese, teste F de *Fisher*, para comparação entre as médias das diferentes montagens realizadas na metodologia experimental. Esse teste evidencia se as médias das velocidades de propagação e as médias dos coeficientes de atenuação, para montagens experimentais diferentes, são iguais, a um nível de significância de 5%. Para aceitar a hipótese nula, de que as médias são iguais, é necessário que o F calculado seja menor que o F crítico (BUSSAB & MORETTIN, 2004).

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados experimentais obtidos com as montagens e a metodologia experimental descrita no capítulo III. Todos os resultados referem-se a amostras preparadas segundo a receita de FMS já descrita.

São inicialmente apresentados também os resultados das análises granulométricas do PVC e do FMS completo.

Deste *phantom* foram medidas as propriedades acústicas (velocidade de propagação, coeficiente de atenuação e retroespalhamento), as propriedades térmicas (difusividade e condutividade) e as reológicas (densidade e viscosidade).

Para estudar sua estabilidade foram feitas medições das propriedades de um mesmo FMS ao longo de oito semanas.

Cálculos das incertezas de medição de parâmetros acústicos do FMS elaborado também são apresentados neste capítulo.

IV-1 Análise granulométrica do PVC

Após análise granulométrica das partículas de PVC no Analisador de Tamanho de Partícula obteve-se a média do tamanho da partícula de PVC igual a 24,02 μm (Figura IV-1).

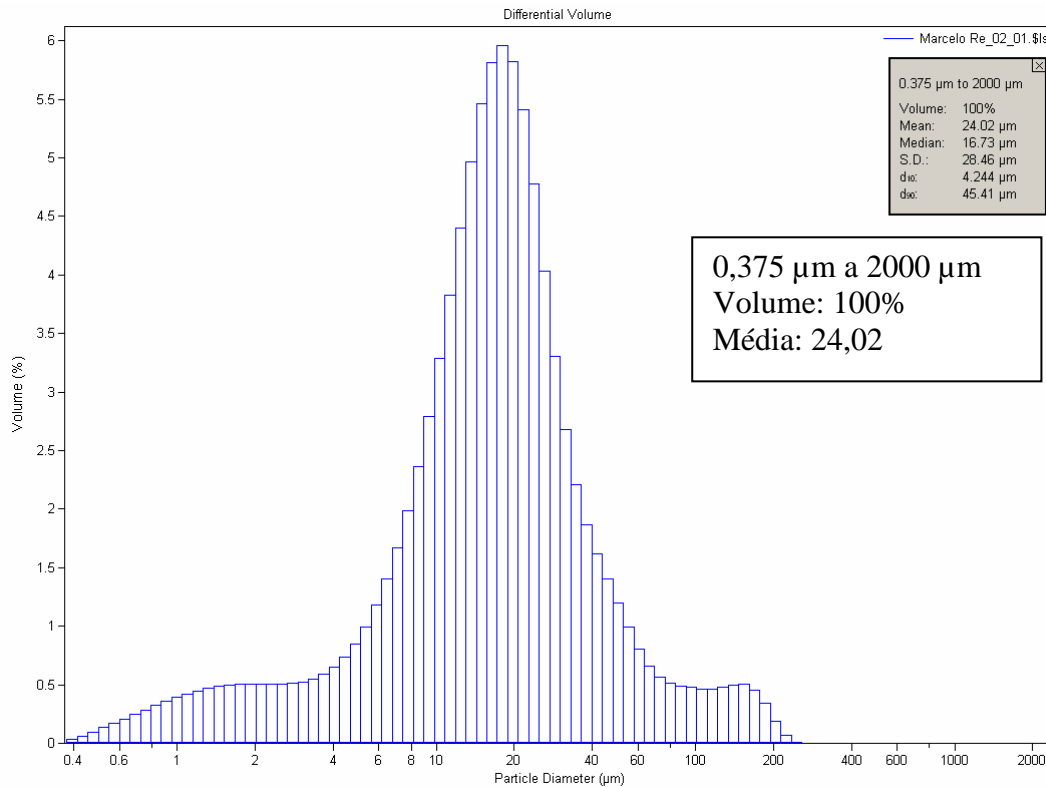


Figura IV-1 Resultado da análise granulométrica do PVC diluído em água medida utilizando a metodologia *Universal Liquid Module*.

IV-2 Análise granulométrica do FMS

Realizou-se a análise granulométrica do FMS, a fim de se obter a distribuição granulométrica de todas as partículas (Figura IV-2). O tamanho médio das partículas dispersas no FMS, pó de PVC e de grafite, medidas por meio da análise granulométrica, foi de 27,67 μm .

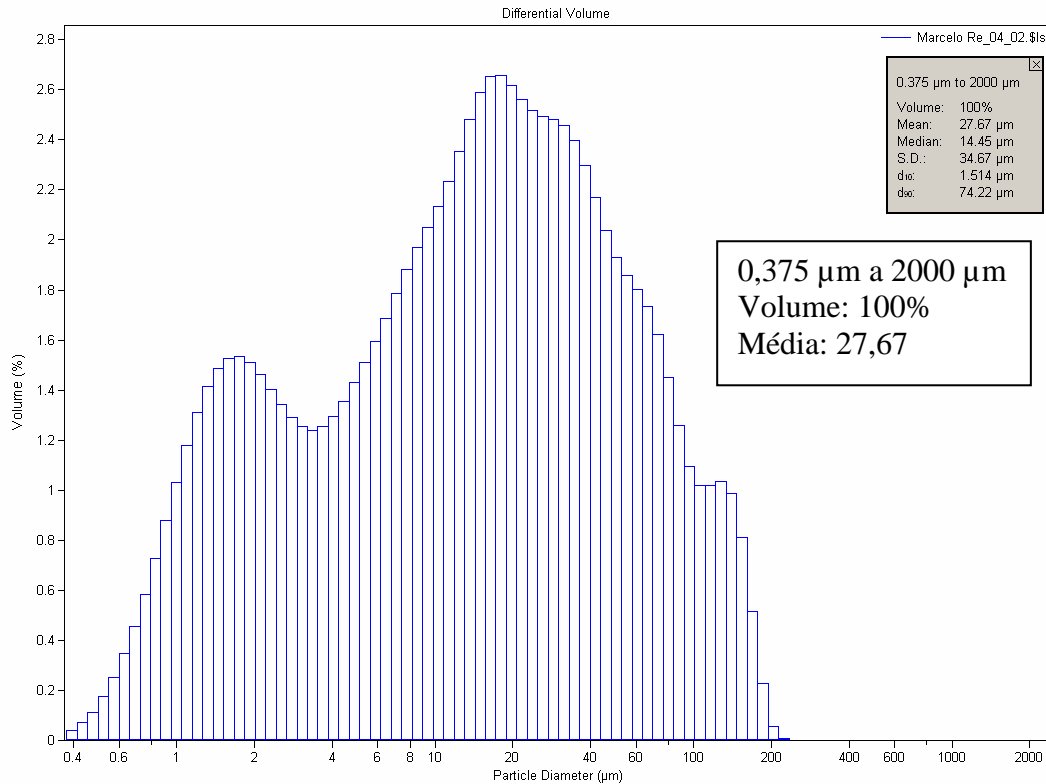


Figura IV-2 Resultado da análise granulométrica do FMS utilizando a metodologia *Universal Liquid Module*.

IV-3 Propriedades acústicas do FMS

Os resultados apresentam as medições e a estatística utilizada para a obtenção dos valores do coeficiente de atenuação, velocidade de propagação e retroespalhamento mensurados no FMS, elaborado a partir de amostras da mesma receita.

IV-3.1 Velocidade de Propagação do ultra-som no FMS

Tabela IV-1 Valores de velocidade de propagação (m/s) para montagens diferentes na utilização do transdutor de 1 MHz.

Montagem 1	Montagem 2	Montagem 3	Montagem 4
1505	1515	1520	1514
1505	1516	1510	1514
1505	1516	1510	1514
1505	1516	1520	1516
1505	1516	1509	1516
1504	1516	1509	1514
1505	1515	1509	1515
1506	1516	1520	1515
1505	1516	1509	1515

Tabela IV-2 Análise Estatística da velocidade de propagação para as quatro montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Montagem 1	9	13545	1505	0,25
Montagem 2	9	13642	1515	0,19
Montagem 3	9	13616	1513	28,61
Montagem 4	9	13633	1515	0,69

Tabela IV-3 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias das velocidades de propagação das quatro montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre os grupos	67,05	8	8,38	1,18	0,35	2,35

Tabela IV-4 Valores de velocidade de propagação (m/s) para montagens diferentes na utilização do transdutor de 2,25 MHz.

Montagem 1	Montagem 2	Montagem 3	Montagem 4
1517	1516	1513	1514
1517	1516	1513	1514
1517	1516	1513	1514
1517	1516	1513	1514
1517	1516	1513	1515
1517	1516	1519	1514
1517	1516	1519	1514
1517	1516	1519	1515
1516	1516	1519	1515

Tabela IV-5 Análise Estatística da velocidade de propagação (m/s) para as três montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Montagem 1	9	12135	1517	0,12
Montagem 2	9	12128	1516	0
Montagem 3	9	12128	1516	10,28
Montagem 4	9	12115	1514	0,27

Tabela IV-6 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias das velocidades de propagação (m/s) das três montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre os grupos	18,37	7	2,62	0,98	0,47	2,49

Tabela IV-7 Valores de velocidade de propagação (m/s) para montagens diferentes na utilização do transdutor de 5 MHz.

Montagem 1	Montagem 2	Montagem 3	Montagem 4
1508	1506	1509	1512
1508	1505	1509	1512
1507	1505	1509	1511
1508	1506	1510	1511
1508	1505	1511	1513
1509	1504	1509	1514
1509	1504	1510	1514
1508	1506	1511	1512
1509	1505	1511	1513

Tabela IV-8 Análise Estatística da velocidade de propagação para as quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Montagem 1	9	12066	1508	0,50
Montagem 2	9	12040	1505	0,57
Montagem 3	9	12080	1510	0,86
Montagem 4	9	12100	1512	1,43

Tabela IV-9 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias das velocidades de propagação das quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre os grupos	6,87	7	0,98	1,24	0,32	2,49

IV-3.2 Coeficiente de atenuação do ultra-som no FMS

Tabela IV-10 Valores do coeficiente de atenuação para montagens diferentes na utilização do transdutor de 1 MHz.

Montagem 1	Montagem 2	Montagem 3	Montagem 4
0,12	0,11	0,10	0,13
0,13	0,13	0,10	0,12
0,12	0,12	0,11	0,13
0,12	0,13	0,10	0,13
0,13	0,13	0,14	0,13
0,12	0,12	0,13	0,12
0,12	0,13	0,14	0,14
0,14	0,13	0,15	0,12
0,14	0,13	0,16	0,14

Tabela IV-11 Análise estatística do coeficiente de atenuação para as três montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Montagem 1	9,00	1,01	0,13	0,00011
Montagem 2	9,00	1,03	0,13	0,00001
Montagem 3	9,00	1,03	0,13	0,00050
Montagem 4	9,00	1,00	0,13	0,00006

Tabela IV-12 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias dos coeficientes de atenuação das três montagens utilizando o transdutor de 1 MHz.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,00	8,00	0,00	2,07	0,08	2,36

Tabela IV-13 Valores do coeficiente de atenuação para montagens diferentes na utilização do transdutor de 2,25 MHz.

Montagem 1	Montagem 2	Montagem 3	Montagem 4
0,18	0,21	0,20	0,20
0,18	0,20	0,25	0,20
0,18	0,19	0,15	0,20
0,18	0,22	0,19	0,20
0,18	0,22	0,25	0,20
0,18	0,18	0,18	0,21
0,18	0,17	0,19	0,18
0,18	0,17	0,24	0,19
0,18	0,18	0,17	0,19

Tabela IV-14 Análise estatística do coeficiente de atenuação para as seis montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Montagem 1	9,00	1,64	0,18	0,00000
Montagem 2	9,00	1,74	0,19	0,00035
Montagem 3	9,00	1,83	0,20	0,00132
Montagem 4	9,00	1,77	0,20	0,00007

Tabela IV-15 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias dos coeficientes de atenuação das quatro montagens utilizando o transdutor de 2,25 MHz.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,00	8,00	0,00	1,38	0,25	2,36

Tabela IV-16 Valores do coeficiente de atenuação para montagens diferentes na utilização do transdutor de 5 MHz.

Montagem 1	Montagem 2	Montagem 3	Montagem 4
0,67	0,70	0,71	0,69
0,68	0,70	0,71	0,69
0,68	0,70	0,72	0,68
0,68	0,68	0,70	0,69
0,68	0,68	0,70	0,68
0,68	0,70	0,70	0,68
0,68	0,69	0,68	0,68
0,67	0,68	0,69	0,67
0,67	0,70	0,71	0,69

Tabela IV-17 Análise estatística do coeficiente de atenuação para as quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Montagem 1	9	5,43	0,68	0,00002
Montagem 2	9	5,52	0,69	0,00005
Montagem 3	9	5,60	0,70	0,00011
Montagem 4	9	5,45	0,68	0,00005

Tabela IV-18 Teste de Hipótese para avaliar igualdade entre as médias dos coeficientes de atenuação das quatro montagens utilizando o transdutor de 5 MHz.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,0006	7,0000	0,0001	1,74	0,15	2,49

Após a obtenção das médias dos coeficientes de atenuação para as três frequências (1MHz, 2,25 MHz e 5 MHz) plotou-se os resultados (Fig. IV.4), em azul, permitindo uma comparação desses valores do FMS (Experimento) com os valores de coeficiente de atenuação (dB/cm) do sangue humano apontados na literatura científica (DUCK, 1990).

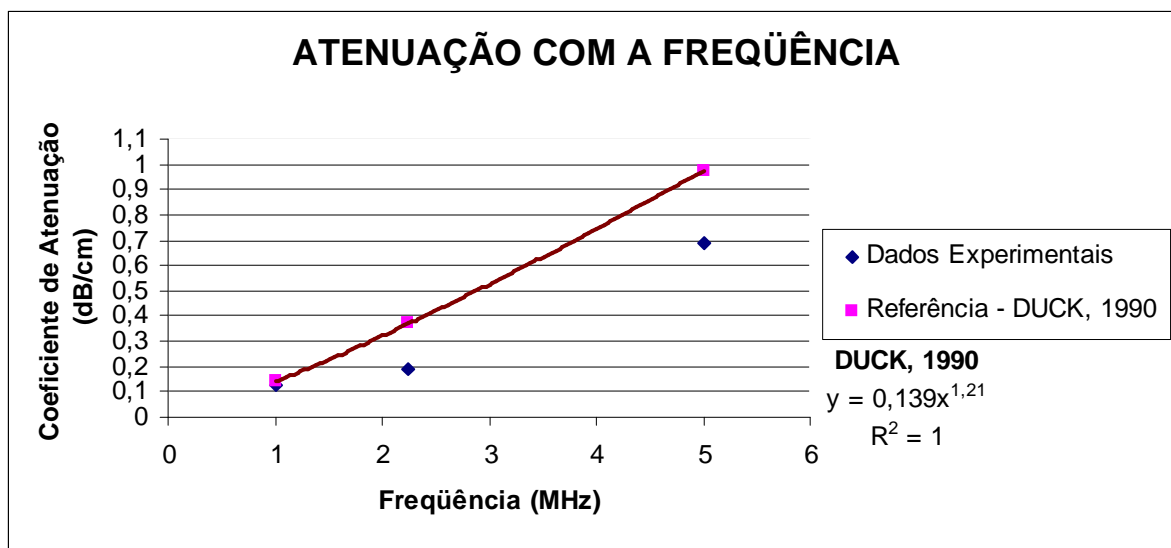


Figura IV-3 Gráfico comparando os coeficientes de atenuação (dB/cm) do sangue humano (linha contínua) com os valores obtidos do FMS (pontos azuis) nas frequências de 1 MHz, 2,25 MHz e 5 MHz.

IV-3.3 Coeficiente de Retroespalhamento do ultra-som no FMS

O valor do coeficiente de retroespalhado a 25°C obtido no FMS em uma faixa de frequência de 3,4 MHz a 5 MHz foi de - 65 dB.

IV-4 Propriedades reológicas do FMS

IV-4.1 Densidade do FMS

Obteve-se a média dos resultados da densidade do FMS obtidos das medições no densímetro (Tabela IV.19).

Tabela IV-19 Valor da densidade do FMS.

Densidade	Média	Desvio Padrão
ρ (kg·m ⁻³)	1,005 (23°C)	± 0,01

IV-4.2 Viscosidade do FMS

O reômetro mensurou a viscosidade do FMS em três temperaturas e velocidades angulares diferentes, o que permite analisar o comportamento do FMS com o aumento da temperatura (Figura IV-5). De acordo com RAMNARINE *et al.* (1998), a viscosidade do sangue se situa entre 3 a 4 m·Pa·s a 37°C enquanto seu FMS apresentou uma viscosidade de 4,1 m·Pa·s a 22°C.

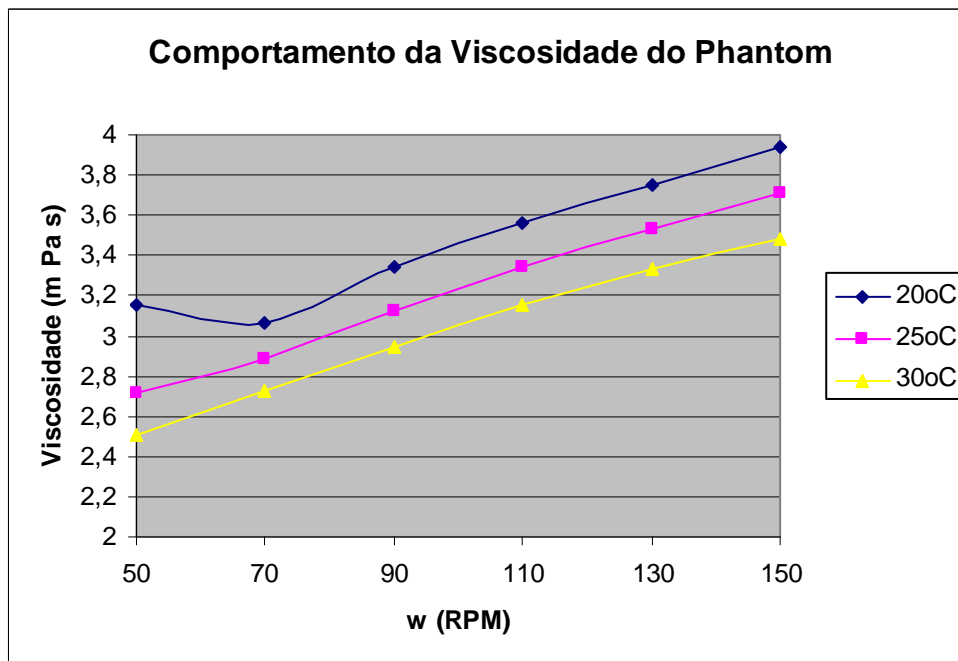


Figura IV-4 Valores da viscosidade do FMS nas temperaturas de 25°C, 30°C e 35°C.

IV-5 Propriedade térmica do FMS

Tabela IV-20 Valor da condutividade térmica do FMS.

Condutividade Térmica	Média	Desvio Padrão
K (W/m °C)	0,45 (23°C)	± 0,03

Tabela IV.21 Valores do FMS do Programa de Engenharia Biomédica comparados com os reportados da literatura científica.

Propriedades	BMF PEB (2009)	BMF <i>Jaap</i> (1999)	BMF <i>Ramnarine</i> (1998)	Sangue humano
Partícula	pó de PVC	<i>orgasolTM</i>	<i>orgasolTM</i>	hemácias
Partícula	24,5 µm	5 µm	5 µm	7-8 µm
Densidade (g·cm ⁻³)	1,005 ± 0,01 (23 °C)	1,035	1,037	1,055 (37 °C)*
Viscosidade (m·Pa·s) 1 cP = 1 m·Pa·s	2,72 – 3,71 (25 °C)	3,78 (22 °C)	4,1 (22 °C)	3 - 4
Velocidade ultra-som (m/s)	1520 (≅25 °C)	1547	1548	1584*
Coefficiente de Atenuação (dB·cm ⁻¹ ·MHz ⁻¹ p/ 1 MHz)	0,12 (≅25 °C)	0,05 (22 °C)	0,05 (22 °C)	0,15 (37 °C)
Retroespalhamento	- 48 (dB)	- 35,2 (dB)	- 36 (dB)	4 10 ⁻³¹ (f ⁴ ·m ⁻¹ ·sr ⁻¹)
Condutividade Térmica (W·m ⁻¹ ·K ⁻¹)	0,45 (23 °C)	-----	-----	0,47**

* *Tables of Physical and Chemical Constants* (KAYE & LABY, 1995).

** (FERREIRA & YANAGIHARA, 1999).

IV-6 Estimativa das incertezas relacionadas ao calculo dos parâmetros acústicos

A estimativa das incertezas relacionadas ao cálculo do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação ultra-sônica para uma frequência de 2,25 MHz foi determinada em apenas um FMS, haja vista que para as outras duas frequências, o FMS é o mesmo e a metodologia experimental também se repete. As incertezas-padrão das variáveis que descrevem os mensurando estão nas Tabelas IV.22 a IV.23 a seguir.

Tabela IV.22 Componentes da incerteza-padrão do coeficiente de atenuação para o FMS.

Componente da Incerteza	μ_{xi}	c_i	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu A(\text{Ampl ph})$	0	-0,14	0
$\mu B_{Ger}(\text{Ampl ph})$	$2,02 \cdot 10^{-16}$	-0,14	$-3,03 \cdot 10^{-17}$
$\mu B_{osc}(\text{Amp ph})$	0,05	-0,15	0
$\mu A(\text{ampl ref})$	0	-0,10	0
$\mu B_{ger}(\text{ampl ref})$	$2,02 \cdot 10^{-16}$	-0,10	$-2,08 \cdot 10^{-17}$
$\mu B_{osc}(\text{Amp ref})$	0,07	-0,10	0
$\mu A(D)$	0,01	0	0
$\mu B(D)$	0	0	$2,57 \cdot 10^{-6}$

Tabela IV.23 Componentes da incerteza-padrão da velocidade de propagação para o FMS.

Componente da Incerteza	μ_{xi}	c_i	$ c_i \mu_{(xi)}$
$\mu B(\text{cáguas})$	0,18	1,01	0,18
$\mu A(\text{tphantom})$	0	1,01	0
$\mu B(\text{tphantom})$	$2,02 \cdot 10^{-16}$	1,01	$2,05 \cdot 10^{-16}$
$\mu A(\text{tref})$	0	11,32	0
$\mu B(\text{t ref})$	$2,02 \cdot 10^{-16}$	11,32	$2,29 \cdot 10^{-15}$

A incerteza-padrão combinada do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação para cada *phantom* foi estimada de acordo com a Equação III.23, cujos valores estão na Tabela IV.24.

Tabela IV.24 Incertezas-padrão combinadas para o coeficiente de atenuação e para a velocidade de propagação do FMS.

Mensurando	FMS
$\mu_c \alpha$ (dB/cm)	0,01
Valor esperado	0,13 (1 MHz)
$\mu_c c$ (m/s)	0,18
Valor esperado	1.520

Os graus de liberdade estão na Tabela IV.25 foram calculados de acordo com as Equações III.25 e III.26. 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 IV.25 Graus de liberdade efetivos para as estimativas de coeficiente de atenuação e de velocidade de propagação.

Mensurando	FMS
α (dB/cm)	0,32
c (m/s)	$2,76 \cdot 10^8$

As incertezas-padrão expandidas foram estimadas de acordo com a Equação III.24, considerando o nível de significância de 95%. Os resultados estão na Tabela IV.26.

Tabela IV.26 Incerteza-padrão expandida para o FMS, levando em consideração um nível de significância de 95%.

Mensurando	FMS
α (dB/cm)	0,15
c (m/s)	0,36

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

A elaboração de amostras desse *phantom* baseou-se inicialmente nos protocolos experimentais desenvolvidos por GITELMAN & VON KRÜGER (2006) e RAMNARINE *et al.* (1998), utilizados na construção de um fluido que tenha propriedades acústicas similares as do sangue humano fresco, tornando-se um *phantom*.

Segundo RAMNARINE (1998) e LUBBERS (1999), fica comprovado a dependência do retroespalhamento, do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação em relação ao tamanho da partícula utilizada e à concentração desse componente na construção do *phantom*. Para os FMS utilizado a partícula *orgasol*TM de tamanho médio 5 μm , a atenuação (dB/cm) para 5 MHz foi de 0,26 e para uma partícula de 10 μm , a atenuação (dB/cm) na mesma frequência foi de 0,3, enquanto no sangue humano o valor da atenuação (dB/cm) é de 0,73.

O FMS do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) utilizou para gerar atenuação e espalhamento pó de PVC que tem partículas de tamanho médio de 24 μm , fazendo com fosse necessário adotar uma concentração cerca de 5 vezes menor de PVC em relação ao *orgasol*TM (0,4% para 1,82% em massa).

Mesmo adotando como referência os trabalhos supracitados, o FMS do PEB buscou similaridade com o valor do coeficiente de atenuação do sangue humano fresco, sendo este de 0,15 dB cm^{-1} MHz. Obteve-se assim FMS com valores de coeficiente de atenuação a 25°C valores de coeficiente de atenuação similares aos do sangue humano, como mostrado nas tabelas IV-11, IV-14 e I V-17, para 1 MHz, 2,25 MHz e 5 MHz, respectivamente, e na figura IV-4.

Para ajustar a velocidade de propagação do *phantom* utilizou-se a glicerina, substância empregada na composição do FMS do PEB e nos *phantoms* encontrados na literatura científica (RAMNARINE, 1998, LUBBERS, 1999, KHARIN & VINCE, 2004, GITELMAN & VON KRÜGER, 2006). Entretanto, o emprego de um detergente diferente (Cotoclarin MJ – 275587) e PVP 360 levou a um reajuste da quantidade de glicerina para manter o valor da viscosidade dentro da faixa desejada como mostrado nas tabelas IV-2, IV-5 e IV-8, para 1 MHz, 2,25 MHz e 5 MHz, respectivamente.

Nenhum dos trabalhos supracitados se ateve a estudar as propriedades térmicas de seus *phantoms*, pois se limitaram ao estudo das propriedades acústicas e reológicas. Segundo BASTOS (2007) a grafite permite o ajuste da condutividade térmica do *phantom*. A adição de pó de grafite para conferir maior condutividade térmica à mistura levou a uma redução da quantidade de pó de PVC. Utilizou-se um detergente industrial (Cottoclarin MJ – 275587), antiespumante para reduzir a formação de grumos e aglutinação entre as partículas, quando no meio líquido durante o processo de elaboração e, principalmente, durante as medições. A análise granulométrica do FMS do PEB apresentou um aumento no tamanho médio das partículas, quando comparado com o PVC puro em água (Figuras IV-1 e IV-2). Esse aumento no tamanho se deve a possível aglutinação entre as partículas da mistura apesar da ação do detergente.

A utilização de PVP 360 representa uma opção mais barata em relação ao *sigma D4876 dextran*, pois a alternativa representada pelo uso do Zero Cal[®] mostrou-se incapaz de atingir valores de viscosidade próximos aos do sangue humano. Uma desvantagem, tanto do PVP 360 quanto do *sigma D4876 dextran* consiste no fato de favorecer a formação de fungos o que pode ser evitado adicionando-se 0,29 % em massa de Azida de Sódio (NaN₃).

Todas as medições e experimentos ocorreram com o FMS, numa temperatura de aproximadamente 25°C, uma vez que na aplicação pretendida como parte de um sistema maior esta será a temperatura de trabalho.

O retroespalhamento é uma propriedade importante para ensaios de equipamentos Doppler ou para medição do fluxo sanguíneo por efeito Doppler. Neste trabalho é apresentada uma primeira medição de retroespalhamento

O valor de - 36 dB encontrado por Ramnarine *et al.* (1999) é um valor muito alto comparado ao obtido pelo presente estudo (65dB). Contudo diferentes metodologias foram usadas, sendo que, no estudo anteriormente publicado, o autor não informa que equações foram implementadas e suas medições foram realizadas com o phantom em movimento. No presente trabalho, a decantação prejudicou as medições, e a montagem experimental faz com que parte da energia seja atenuada ao passar pelo *phantom* antes de ser janelado na distância focal.

A metodologia implementada é usada em análise de tecidos sólidos e adaptada à presente situação, logo, melhorias precisam ser realizadas. O valor aqui obtido servirá de referencia pra futuras medições.

Entretanto, se faz necessário aperfeiçoar o protocolo de elaboração do FMS, assim como os experimentos de medição das propriedades analisadas neste estudo. Também é fundamental analisar a estabilidade das propriedades supracitadas, a fim de conhecer a vida útil desse FMS para as pesquisas que se propõem a utilizá-lo.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

Foi possível desenvolver um FMS de sangue que possui propriedades térmicas, acústicas e reológicas similares às do sangue humano e aproximar alguns desses valores aos relatados na literatura científica.

Este FMS poderá ser empregado em um *phantom* de fluxo ou em estudos de termoterapia por meio do ultra-som onde se pretenda estudar o efeito da perfusão sanguínea.

Dentre as contribuições deste trabalho em relação a trabalhos anteriores podem ser citadas: a adição de propriedades térmicas semelhantes às do sangue, a utilização da PVP 360 que substituí com vantagem a *Sigma D4876 dextran* no ajuste da viscosidade, o desenvolvimento de um FMS de baixo custo e, portanto mais acessível. Pode também ser mencionado que as propriedades do sangue foram todas ajustadas em 25°C o que simplifica a montagem experimental. Trabalhar com esse FMS em temperatura ambiente, sem alteração nas propriedades estudadas tornam os experimentos mais práticos e reduzem as possibilidades de perda de parte da amostra, pois não haverá a necessidade de aquecer ou resfriar o FMS.

Como passo futuro, deve-se elaborar um rigoroso método de medição das propriedades acústicas, de forma a permitir uma melhor repetibilidade dos resultados. A pesquisa de novos componentes também deve ser foco de estudos futuros, para que as propriedades sejam mais facilmente ajustadas e mantidas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALDWIN, S. L. *et al.*, 2005, “Estimating myocardial attenuation from M-mode ultrasonic backscatter”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 31, n. 4, pp. 477-484.
- BASTO, R. L. Q., 2007, *Construção de um phantom sintético com propriedades termofísicas e ultra-sônicas similares as do tecido biológico humano em 1,0 e 2,8 MHz*. Tese* de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- BUSSAB, W. O., MORETTIN, P. A., 2004, *Estatística Básica*. 5 ed. São Paulo, SP, Saraiva.
- CASAROTTO, R. A., ADAMOWSKI, J. C., FALLOPA, F. *et al.*, 2004, “Coupling Agents in Therapeutic Ultrasound: Acoustic and Thermal Behavior”. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 85, pp. 162-165.
- COHEN, M. P., CATALAN, J., PIOVESAN, A. *et al.*, 2006, “Aspectos clínicos e ultrasonográficos de pacientes com câncer e suspeita de trombose venosa profunda”, *Rev Assoc Méd Bras*, v. 52, n. 5, pp. 360-364.
- COIADO, O. C., COSTA, E. T., 2008, “Simuladores para Medição de Fluxo de Líquidos por Efeito Doppler para Controle de Qualidade de Equipamentos de Ultra-sonografia”, *XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 1111-1114, Salvador, BA, novembro.
- DUCK, F. A., 1990, *Physical Properties of Tissue*. 1 ed. London, Academic Press.
- EVANS, D. H., MCDICKEN, W. N., SKIDMORE, R. *et al.*, 1989, “Blood flow”. In: Evans, D. H., McDicken, W. N. (eds), *Doppler Ultrasound: physics, instrumentation, and clinical applications*, 1 ed., chapter 2, New York, USA, John Wiley & Sons.
- FERREIRA, M. S., YANAGIHARA, J. I., 1999, “Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 1-2 (jan/ago), pp. 87-96.

- FISHER, P., 1990, *Physics and instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*. 1 ed. New York, USA, John Wiley & Sons.
- FILHO, M. M. C., MACHADO, J. C., 2004, “The Ultrasonic Attenuation Coefficient for Human Blood Plasma in the Frequency Range of 7-90 MHz”, In: *IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference*, pp. 2073-77.
- FONSECA, H. M., 2007, *Caracterização termofísica de nanofluidos*. Tese* de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- GITELMAN, G. W. *et al.*, 2006, “Implementação de um sistema capaz de mimetizar o fluxo sanguíneo para ensaio de equipamento Doppler”, *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 858-61, São Pedro, SP, outubro.
- GARCIA, T., HORNOF, W. J., INSANA, M. F., 2003, “On the ultrasonic properties of tendon”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 29, n. 12, pp. 1787-97.
- GODOI, E. T. A. M. *et al.*, 2008, “Estudo da macrovasculatura por ultra-sonografia Doppler na Esclerose Sistêmica”, *Rev Bras Reumatolog*, v. 48, n. 2, pp. 86-93.
- GUIRRO, R., SERRÃO, F. *et al.*, 1997, “Calibration of Therapeutic Ultrasound Equipment” *Physiotherapy*, v. 83, n. 8, pp. 419-422.
- HAAR. G., 2007, “Therapeutic applications of ultrasound”. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, v. 93, pp. 111–129.
- HAAR. G., 1999, “Therapeutic ultrasound – Review”. *European Journal of Ultrasound*, n. 9, pp. 3–9.
- HOFFMEISTER, B. K., JOHNSON, D. P., JANESKI, J. A. *et al.*, 2008, “Ultrasonic Characterization of Human Cancellous Bone *In Vitro* Using Three Different Apparent

- Backscatter Parameters in the Frequency Range 0.6–15.0 MHz”, *IEEE Trans. UFFC*, v. 55, n. 7, pp. 1442-52.
- HOSKINS, P. R., SHERRIFF, S. B., EVANS, J. A., 1994, “Testing of Doppler ultrasound equipment”. Chapter 2, The Institute of Physical Sciences in Medicine. PO Box 303, York YO1 2WR, England.
- ISHIKAWA, N. M. *et al.*, 2002, “Análise do desempenho de equipamentos de ultra-som para Fisioterapia, operando na cidade do Rio de Janeiro, conforme a Norma NBR- IEC 1689 da ABNT”, *Rev. Bras. Fisioterapia*, v. 6, n. 2, pp. 63-69.
- KAYE, G. W. C., LABY, T. H., 1995, *Tables of Physical and Chemical Constants*. 16 ed. England, Longman Group Limited.
- KHARIN, N. A., VINCE, D. G., 2004, “Moderately nonlinear ultrasound propagation in blood-mimicking fluid”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 30, n. 3, pp. 501-509.
- LUBBERS J., 1999, “Application of a new blood-mimicking fluid in a flow Doppler test object”, *European Journal of Ultrasound*, n. 9, pp. 267-276.
- MATUSIN, D. P. *et al.*, 2008, “Coeficiente de Retro-espalhamento de ultra-som em pseudo-artrose *in vitro* de cobaias”, *XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 189-92, Salvador, BA, novembro.
- MEZIRI, M., PEREIRA, W. C. A., ABDELWAHAB, A. *et al.*, 2005, “In vitro chronic hepatic disease characterization with a multiparametric ultrasonic approach”, *Ultrasonics*, n. 43, pp. 305-313.
- PAIS, P. S. *et al.*, 2006, “Simulação *in vivo* de sinais ultrassônicos de fluxo em vasos sanguíneos”, *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. ?, São Pedro, SP, outubro.

- POEPPING, T. L., NIKOLOV, H. N., RANKIN, R. N. *et al.*, 2002, “An in vitro system for Doppler ultrasound flow studies in the stenosed carotid artery bifurcation”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 28, n. 4, pp. 495- 506.
- RAMNARINE, K. V., HOSKINS, P. R., ROUTH, H. F. *et al.*, 1999, “Doppler backscatter properties of a blood-mimicking fluid for Doppler performance assessment”. *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 25, n. 1, pp. 105-110.
- RAMNARINE, K. V., NASSIRI, D. K., HOSKINS, P. R. *et al.*, 1998, “Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 24, n. 3, pp. 451-459.
- ROBERJOT, V., BRIDAL, L. S., 1996, “Absolute backscatter coefficient over a wide range of frequencies in a tissue-mimicking phantom containing two populations of scatterers”, *IEEE Trans. UFFC*, v. 43, n. 5, pp. 970-78.
- ROBERTSON, V., WARD, A., LOW, J., REED, A., 2009, *Eletroterapia Explicada – Princípios e prática*. 4 ed. Rio de Janeiro, RJ, Elsevier.
- WELLS, P. N. T., 1977, *Biomedical Ultrasonics*. 1 ed. London, Academic Press.
- SPEED, C. A., 2001, “Review: Therapeutic ultrasound in soft tissue lesion”, *Rheumatology*, v. 40, pp. 1331-1336.

ANEXO

Protocolo de confecção do FMS-PEB

ETAPAS			% massa
1	Pesar o vaso	Vaso	0,00
2	Adicionar até o peso	Pó de PVC	0,40
3	Adicionar até o peso e misturar bem	Cottoclarin MJ	1,20
4	Adicionar até o peso e misturar bem	Glicerina	2,40
5	Adicionar até o peso e misturar bem	Grafite	0,40
6	Adicionar até o peso e misturar bem	Polyvinylpyrrolidone	1,60
7	Adicionar até o peso e misturar bem	Água destilada	94,00
8	Passar pela peneira de 38 μ m	FMS	100,00
9	Vácuo por 1 hora		
10	Peneirar novamente		