



MÉTODO PARA ESTIMAR A ATENUAÇÃO ULTRASSÔNICA DE MATERIAIS UTILIZANDO A FORÇA DE RADIAÇÃO

Gisely de Andrade Costa

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

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Rio de Janeiro

Maio de 2015

MÉTODO PARA ESTIMAR A ATENUAÇÃO ULTRASSÔNICA DE MATERIAIS
UTILIZANDO A FORÇA DE RADIAÇÃO

Gisely de Andrade Costa

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

Examinada por:

Prof. Dr. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Dr. André Victor Alvarenga, D.Sc.

Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ -BRASIL

MAIO DE 2015

Costa, Gisely de Andrade

Método para estimar a atenuação ultrassônica de materiais utilizando a força de radiação / Gisely de Andrade Costa. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XII, 53 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 53-58.

1. Força de radiação. 2. Ultrassom. 3. Caracterização tecidual. 4. Atenuação. I. von Krüger, Marco Antônio *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

*Aos meus amados pais, Manoel e Sara, e
aos meus queridos irmãos, Sara Caroline
e Júnior.*

AGRADECIMENTOS

A Deus pela oportunidade, capacitação e sustento para a realização deste trabalho. Toda honra e glória sejam dadas a Ele.

Aos meus pais que sempre torceram por mim incentivando e apoiando minhas escolhas. Agradeço pela dedicação e amor que sempre dispensaram a mim. Pai, você acreditou em mim, me apoiou e não deixou que nada me faltasse. Mãe, não sei o que seria de mim sem seu apoio, sua parceria, suas orações e conversas, fez toda diferença...

Aos meus irmãos por acreditarem em mim, torcerem pelo meu sucesso e por me incentivarem a ir sempre além.

Ao meu namorado Aldinho, que sempre se colocou disposto a repassar sua experiência, a discutir comigo os mais diversos aspectos que poderiam acrescentar no meu conhecimento, vida e dissertação. Agradeço por seu apoio e ajuda, você foi meu companheiro nesta caminhada.

Aos meus orientadores Marco Antônio e Wagner, meus queridos professores que fizeram de tudo para proporcionar condições favoráveis para a realização dessa pesquisa e contribuíram para o meu crescimento acadêmico. Sou grata pela paciência comigo durante minha adaptação ao Rio de Janeiro e ao mestrado. Professor Markão, o senhor foi peça fundamental na realização desse trabalho, agradeço por sempre estar por perto acompanhando o desenvolvimento dos experimentos e pesquisa. Professor Wagner, senhor é o paizão do LUS, sempre fazendo de tudo para ajudar seus alunos estendendo suas mãos na hora que mais precisamos. Muito obrigada!!!

Aos colegas do LUS, pelo companheirismo, se dispondo a ajudar, repassar conhecimento e discutir como poderiam.

Ao professor Helcio Rangel Barreto Orlande, chefe do LTTC (COPPE), e pelo Gabriel pela análise térmica das amostras.

Aos professores do PEB que contribuíram complementar para minha formação acadêmica e conseqüentemente para a realização deste trabalho.

Às Instituições CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

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

MÉTODO PARA ESTIMAR A ATENUAÇÃO ULTRASSÔNICA DE MATERIAIS UTILIZANDO A FORÇA DE RADIAÇÃO

Gisely de Andrade Costa

Maio/2015

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O ultrassom (US) é uma importante ferramenta usada na Medicina por ser um método de baixo custo, não ionizante, de fácil manuseio e que possui aplicação tanto em diagnóstico como em terapia. O conhecimento da atenuação é extremamente importante para a caracterização tecidual, para a correta interpretação clínica em ultrassom de diagnóstico e para garantir terapia segura. O objetivo desta pesquisa é avaliar o método baseado na força de radiação (FR) como um método alternativo e/ou complementar para estimar a atenuação ultrassônica em materiais, utilizando o equipamento de ultrassom terapêutico comumente encontrado em clínicas de Fisioterapia. Além do método da balança de força de radiação (BFR), o método transmissão-recepção (TR) foi utilizado como referência. O coeficiente de atenuação foi estimado em amostras de glicerol, PVC e epóxi. Os resultados demonstram diferenças significativas entre os dois métodos para as amostras testadas. Os valores de coeficiente de atenuação obtidos pelo método BFR variam com a potência e os que mais se aproximam de TR, foram conseguidos nas potências mais baixas (0,5 – 3W) do US utilizado em fisioterapia. Por fim, os resultados sugerem que a BFR pode ser usada para medidas de atenuação utilizando equipamentos de US em Fisioterapia desde que um fator de correção seja desenvolvido com base nos resultados obtidos pelo método TR.

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

RADIATION FORCE METHOD FOR ESTIMATION OF ULTRASOUND
ATTENUATION IN MATERIALS

Gisely de Andrade Costa

May/2015

Advisors: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound (US) is an important tool used in medicine. It has the advantage of low operating costs, nonionizing radiation, easy equipment handling and has applications in diagnosis and in therapy. The determination of attenuation is important for tissue characterization, for a correct clinical interpretation of diagnostic US and to a safe therapy procedure. This study aimed to assess the method based on radiation force (RF) as an alternative and/or complementary method to estimate the US attenuation in materials, using therapeutic US equipment commonly used in physical therapy. The transmitter-receiver (TR) method was taken as reference. The attenuation coefficient was calculated for three materials: glycerol, PVCP and epoxy. The results of RF and TR presented significant differences. This study shows that transposing attenuation coefficient values from low power US to values from high power US is not always possible. The attenuation coefficients from RFB method vary with power and those closest to TR were achieved in the lowest power (0.5 - 3W) of physical therapy. The results suggest that the RFB can be used to measure attenuation using ultrasound equipment Physiotherapy since a correction factor is developed based on the results of the TR method.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	4
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	5
3.1 Velocidade de propagação	5
3.2 Amplitude.....	5
3.3 Comprimento de onda	5
3.4 Impedância.....	6
3.5 Reflexão.....	6
3.6 Refração	7
3.7 Espalhamento	7
3.8 Difração	7
3.9 Absorção.....	7
3.10 Atenuação.....	7
3.12 Força de Radiação.....	9
3.13 Princípio da mensuração da potência ultrassônica por meio da FR	9
4 REVISÃO DA LITERATURA	11
4.1 Ultrassom	11
4.3 Força de Radiação.....	17
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
5.1 Amostras	21
5.1.1 Confeção das amostras.....	24
5.1.2 Caracterização das amostras.....	24
5.2 Métodos experimentais	27
5.2.1 Método Força de Radiação.....	27
5.2.2 Método Transmissão recepção.....	30
5.3 Cálculo do coeficiente de atenuação	31
5.4 Estimar a incerteza das medições relacionadas aos parâmetros acústicos dos sistemas experimentais.....	32
5.4.1 Incertezas-padrão tipos A e B	33
5.4.2 Coeficientes de sensibilidade	36
5.4.3 Incerteza-padrão combinada.....	37
5.4.4 Incerteza-padrão expandida.....	37
5.5 Análise Estatística	38
6 RESULTADOS.....	39
7 DISCUSSÃO	47

8 CONCLUSÕES	52
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53
APÊNDICE A: PRODUÇÃO CIENTÍFICA DURANTE O MESTRADO	63

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

%: Sinal de porcentagem

®: Marca registrada

°C: Grau Celsius

μ : Densidade

μ_A : Incerteza Padrão Tipo A

μ_B : Incerteza Padrão Tipo B

μ_c : Incerteza Padrão Combinada

A: Amplitude do Sinal da Amostra

A_0 : Amplitude do Sinal de Referência

BRF: Balança de Força de Radiação

c_i : Coeficiente de Sensibilidade

COPPE: Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia

DP: Desvio-padrão

EUA: Estados Unidos da América

FFT: *Fast Fourier Transform* (Transformada Rápida de Fourier)

FR: Força de Radiação

k_a : Fator de Abrangência

LUS: Laboratório de Ultrassom

m : Massa

NY: Nova York

P : Potência final

pac : Paquímetro

PEB: Programa de Engenharia Biomédica

PEM: Programa de Engenharia de Materiais

P_0 : Potência inicial

PVCP: Policloreto de Vinila Plastificado

RMS: *Root Mean Square* (Raiz Média Quadrática)

RTV: *Room Temperature Vulcanization*

Rx: Transdutor Receptor

SP: São Paulo

Ta: Tempo de Voo do Sinal da Amostra

Tr: Tempo de Voo do Sinal de Referência

TR: Transmissão-recepção

Tx: Transdutor Transmissor

U: Incerteza Padrão Expandida

u_c : Incerteza-Padrão Combinada do Mensurando

UFRJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro

u_i : Componente da Incerteza-Padrão Combinada

US: Ultrassom

v : Volume

ν_{eff} : Número de Graus de Liberdade Efetivos para o Coeficiente de Atenuação

ν_i : Número de Graus de Liberdade da Componente da Incerteza-Padrão Combinada

VIM: Vocabulário Internacional de Metrologia

x : Espessura

α : Coeficiente de atenuação

1 INTRODUÇÃO

Na Medicina é imprescindível conhecer e diferenciar os tecidos biológicos para diagnosticar possíveis enfermidades ou alterações fisiológicas, possibilitando tratamentos mais adequados e acompanhamento clínico (KAK; DINES, 1978). Pesquisas foram desenvolvidas a fim de propor novos métodos de caracterização tecidual e o ultrassom (US) despertou o interesse de pesquisadores, por ser um método de baixo custo, não ionizante, de fácil manuseio e que possui aplicação tanto na área de diagnóstico como na área terapêutica (AZHARI, 2010; DALECKI, 2004).

Na literatura é possível encontrar diversas aplicações do US sobre tecidos biológicos sejam baseadas em princípios mecânicos ou térmicos, a saber, estimulação de tecidos cardíacos (BUIOCHI *et al.*, 2012) e neurais (KING *et al.*, 2013), aceleração do processo de consolidação óssea (SANT'ANNA *et al.*, 2005; ALVARENGA *et al.*, 2010) e aceleração da cicatrização muscular após laceração (CHAN *et al.*, 2010). Paliwal e Mitragotri (2008) também apontam para a aplicação do US no tratamento de câncer, hemostasia e estimulação imune e vascular.

É crescente o desenvolvimento de novas técnicas e aplicações do US. A revisão realizada por Mahatme *et al.* (2015) aponta estudos que utilizaram o US e oferecem informações de propriedades elásticas e mecânicas de tecidos biológicos, morfologia celular em resolução microscópica com o uso de altas frequências ultrassônicas. Mencionam o uso do US para diagnosticar e tratar diferentes tipos de câncer, direcionar a entrega de fármacos e identificar placas arteriais. Além de discutir uma nova técnica de imagem capaz de detectar atividade no córtex de ratos durante a estimulação olfativa (MAHATME *et al.*, 2015).

As principais propriedades da onda ultrassônica empregadas para a caracterização tecidual, são: velocidade longitudinal, atenuação, impedância e espalhamento (MEZIRI *et al.*, 2005; WEAR *et al.*, 2005). O conhecimento da atenuação é extremamente importante para a correta interpretação clínica de resultados do US de diagnóstico e para garantir um tratamento terapêutico seguro. A atenuação é a perda progressiva de energia ao longo da direção de propagação da onda e seu coeficiente pode ser calculado a partir da queda da intensidade do sinal acústico após percorrer uma distância conhecida (FISH, 1990; LIONETTO; MAFFEZZOLI, 2013).

Diferentes métodos foram desenvolvidos para mensurar o coeficiente de atenuação dos materiais (TREIBER *et al.*, 2009). Na revisão realizada por Markham *et*

al. (1951), são citados os métodos óptico, mecânico e elétrico. O método óptico obtém parâmetros acústicos a partir da interação entre ondas acústicas e luminosas (MARKHAM *et al.*, 1951). O método mecânico é baseado na força de radiação (FR), força que resulta da variação de densidade de energia de uma onda acústica ou eletromagnética (SARVAZYAN *et al.*, 2010). O método elétrico é baseado na análise do sinal gerado pelo US, seja no domínio do tempo ou da frequência (XING *et al.*, 2013).

Os primeiros experimentos realizados pelo método de força de radiação, utilizaram balanças ou pêndulos de torção que eram capazes de detectar pequenas deflexões de alvos (pequenos discos ou esferas) submersos em líquido e submetidos a um campo ultrassônico (CLAEYS *et al.*, 1936; SÖRENSEN, 1936; HSU, 1945). Limitações metodológicas interferiram na precisão deste método e na sua indicação para a obtenção do coeficiente de absorção ultrassônica (MARKHAM *et al.*, 1951).

As principais dificuldades citadas no método FR foram: tensão superficial sobre o fio que sustenta o alvo; alto índice de reflexão nas paredes do tubo que continham o líquido; cavitação e formação de bolhas de ar; área do alvo insuficiente para detectar todo o feixe ultrassônico e a interferência que o fluxo hidrodinâmico poderia exercer na detecção da FR (HSU, 1945; MARKHAM *et al.*, 1951). Essas limitações favoreceram o uso de outros métodos para estimar a absorção acústica. No entanto, alguns estudos buscaram aprimorar o método da FR e a balança com a finalidade de verificar o funcionamento de equipamentos de US (CARDONA *et al.*, 2005; HILL, 1970; HEKKENBERG *et al.*, 2001; KOSSOFF, 1965). Atualmente, as balanças de força de radiação (BFR) que operam com o princípio de reflexão são constituídas por um tanque de material absorvedor que evita as reflexões na parede, a área do alvo pode ser calculada em função do tamanho do transdutor, de forma a abranger todo o feixe ultrassônico e a utilização de água destilada e degaseificada nos experimentos dificulta a formação de bolhas (IEC 61161, 2013).

No presente trabalho, foi avaliada a validade do método da balança de força de radiação para medir atenuação do US em diferentes materiais. A estimativa da atenuação se deu a partir da comparação entre as potências medidas antes e após a inserção de um corpo entre a fonte de irradiação e o alvo da balança. A perda de energia ocasionada por essa inserção está relacionada à atenuação, embora este não seja o único fenômeno de propagação da onda envolvido nesta perda, já que a reflexão e o espalhamento também podem ter contribuição. O método BRF pode fornecer informações que favoreçam o melhor entendimento dos mecanismos envolvidos na atenuação, contribuindo para

verificar a consistência dos métodos tradicionalmente usados, além de se tornar um método alternativo para medir atenuação ultrassônica em diferentes materiais utilizando equipamentos de US em modo contínuo de emissão e intensidades que são usadas em terapia.

2 OBJETIVOS

O objetivo geral desta pesquisa é avaliar o método baseado na força de radiação como um método alternativo e/ou complementar para estimar a atenuação ultrassônica em materiais, utilizando o equipamento de ultrassom terapêutico comumente encontrado em clínicas de Fisioterapia.

Os objetivos específicos são:

- Estimar o coeficiente de atenuação dos corpos de prova por meio dos métodos BRF e transmissão-recepção (TR);
- Verificar a correlação entre os dois métodos testados;
- Estimar a incerteza das medições relacionadas aos parâmetros acústicos dos sistemas experimentais.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção serão conceituados alguns fenômenos relacionados à propagação ultrassônica no meio e alguns termos importantes para facilitar o entendimento da pesquisa.

3.1 Velocidade de propagação

É a velocidade de transmissão de energia/propagação da onda ultrassônica no meio. A velocidade de propagação depende da massa e espaçamento das partículas e da intensidade das forças de atração entre as moléculas, isto é, depende da compressibilidade e densidade do meio (Equação 1).

$$c = \frac{1}{\sqrt{k\rho}} \quad (1)$$

onde c é a velocidade (m/s), k , a compressibilidade ($\text{m}^3 \cdot \text{s}^2/\text{kg}$) e ρ , a densidade (kg/m^3) (FISH, 1990).

3.2 Amplitude

Amplitude é uma medida escalar da mudança em magnitude de uma entidade física, podendo se referir à oscilação uma onda neste caso é dada pela diferença entre os valores máximo e médio de pressão ao longo do tempo em um determinado ponto do espaço ou ao longo do espaço na direção de propagação da onda, em um determinado instante de tempo (HEDRICK *et al.*, 1995).

3.3 Comprimento de onda

A distância entre dois pontos similares e consecutivos de um ciclo de onda, configurando o tamanho do ciclo. O comprimento de onda se deslocando com uma frequência em uma determinada distância configura a velocidade de propagação (Equação 2).

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2)$$

onde λ é o comprimento de onda (m), c , a velocidade (m/s) e f a frequência (Hz) (FISH, 1990).

3.4 Impedância

Impedância acústica (Z) pode ser entendida como a resistência imposta pelo meio para a propagação da onda ultrassônica, é definida pela equação 3 para ondas planares:

$$Z = \rho \cdot c \quad (3)$$

onde ρ é a densidade do meio (kg/m^3) e c a velocidade do US (m/s) (WELLS, 1977).

3.5 Reflexão

Quando a onda ultrassônica atinge a interface entre dois meios de impedâncias diferentes com ângulo θ com a normal ($0 \leq \theta < 90$), uma parte da energia será transmitida com ou sem mudança na direção do feixe e a outra parte será refletida. A onda refletida pode mudar sua fase, mas mantém a velocidade de propagação, frequência e comprimento de onda. A intensidade da onda transmitida e refletida quando o ângulo de incidência é perpendicular à direção de propagação da onda é dada em função da impedância dos meios e podem ser expressas nas equações 4 e 5:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (4)$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (5)$$

onde I_r , I_i e I_t são as intensidades refletida, incidente e transmitida, respectivamente. Os coeficientes de reflexão (R) e de transmissão (T) de intensidade dependem da impedância acústica (Z) dos meios de propagação da onda (Z_1 - impedância do meio 1 e Z_2 - impedância do meio 2). Quando o ângulo de incidência da onda não for perpendicular à interface, a reflexão e a transmissão dependerá também do ângulo de incidência (FISH, 1990; WELLS, 1977).

3.6 Refração

A refração é o desvio do feixe de uma onda transmitida devido à diferença de velocidade da onda entre dois meios, isto quando o ângulo de incidência com a normal é diferente de zero. O feixe transmitido apresenta comprimento de onda diferente. A Lei de Snell demonstra a relação entre os ângulos de incidência e refração e a velocidade dos meios na equação 6:

$$\text{sen}\theta_t \cdot c_1 = \text{sen}\theta_i \cdot c_2 \quad (6)$$

onde θ_t e θ_i são os ângulos de refração e incidência, respectivamente e c_1 e c_2 são as velocidades do meio 1, e do meio 2, respectivamente (FISH, 1990).

3.7 Espalhamento

O espalhamento resulta do choque entre o feixe ultrassônico e as partículas com dimensões da mesma ordem de grandeza do comprimento de onda, desviando parte da energia para todas as direções (FISH, 1990).

3.8 Difração

A difração é o fenômeno que provoca a divergência do feixe quando este encontra obstáculos (HEDRICK *et al.*, 1995). O grau de difração é determinado pela relação entre o comprimento de onda e a dimensão do obstáculo (AZHARI, 2010).

3.9 Absorção

Absorção consiste no processo de dissipação da energia ultrassônica por meio da transformação em energia térmica, dessa forma a intensidade do som diminui. A absorção está diretamente relacionada à frequência do feixe ultrassônico, ao tempo de relaxação (tempo necessário para as moléculas excitadas voltarem ao seu estado inicial) e à viscosidade do meio (resistência para fluxo molecular ou deformação por cisalhamento devido às interações internas das moléculas) (HEDRICK *et al.*, 1995, WELLS, 1977).

3.10 Atenuação

A diminuição da amplitude de uma onda acústica planar em meio homogêneo resultante da propagação, é definida como atenuação. Esta redução, progressiva, na amplitude ocorre em função da distância, tem natureza exponencial e é influenciada pela

frequência do US (AZHARI, 2010). A atenuação ocorre devido a diversos fatores, seja por desvio do feixe, espalhamento, interação de duas ou mais ondas com velocidades e/ou direções diferentes e/ou por absorção (WELLS, 1977). A absorção e o espalhamento são os dois principais mecanismos da atenuação (HEDRICK *et al.*, 1995). Considerando o sistema linear, o coeficiente de atenuação (α) é representado em função da intensidade na equação 7.

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (7)$$

onde I é a intensidade na distância x , I_0 , a intensidade na distância zero e o coeficiente de atenuação é resultante tanto o coeficiente de atenuação por absorção (α_a) quanto por espalhamento (α_s), assim, $\alpha = \alpha_a + \alpha_s$. Para obter o coeficiente de atenuação em dB/cm, a distância deve ser dada em centímetros e α ser multiplicado pelo índice 4,34, ou utilizando a equação 8.

$$\alpha = 20 \frac{\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right)}{x} \quad (8)$$

O coeficiente de atenuação pode ser obtido em função da potência, como apresentado na equação 9, na qual P representa a potência após a onda ter percorrido uma distância x e P_0 a potência na distância zero.

$$P = P_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (9)$$

A intensidade é proporcional ao quadrado da potência (AZHARI, 2010; FISH, 1990, WELLS, 1977), assim por meio da equação 10, obtém-se o valor de coeficiente de atenuação em dB/cm.

$$\alpha = 10 \frac{\log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right)}{x} \quad (10)$$

3.11 Densidade de energia

É a relação da quantidade de energia contida em um dado sistema por unidade de volume ou de massa. A taxa de geração ou fluxo de energia mecânica é denominada potência e medida em watts ou joule por segundo (J/s) (FISH, 1990). O joule é a unidade de trabalho (energia transferida pela aplicação de uma força ao longo de um deslocamento) que corresponde a $\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}^2$. A energia também pode ser apresentada em erg que é equivalente a 10^{-7} J.

3.12 Força de Radiação

A FR é produzida por uma alteração do momento e da densidade de energia de propagação da onda. Essa alteração está relacionada à atenuação, dispersão/espalhamento e reflexão da onda no ambiente de propagação (CHEN, *et al.*, 2005, SARVAZYAN *et al.*, 2010). A FR pode ser observada em ondas eletromagnéticas e acústicas, sendo que nestas, a compreensão da FR é mais complexa devido à natureza não linear da equação da onda (BORGNIS, 1953; WELLS, 1977).

Nos casos de ondas planares e alvos perfeitamente absorvedores a FR é determinada pela equação 11, já para alvos refletores, pela equação 12.

$$F = \frac{W}{c} \quad (11)$$

$$F = \frac{W}{c} \cdot 2\cos^2 \theta \quad (12)$$

onde F é a força de radiação, W , é a potência ultrassônica, c é a velocidade de propagação do US no meio e θ é o ângulo entre a direção de propagação da onda incidente e a direção normal à superfície (alvo refletor).

A força de radiação é gerada na direção da propagação da onda quando se depara com um corpo absorvedor ou com um corpo com dimensões inferiores ao comprimento de onda. Quando o feixe ultrassônico atinge um corpo refletor a direção da força gerada varia de acordo com o ângulo formado entre a direção de propagação da onda e a normal da superfície do refletor (ERGÜN, 2011).

3.13 Princípio da mensuração da potência ultrassônica por meio da FR

Quando o US se propaga em um meio não-absorvente uniforme, a intensidade da perturbação gerada será a mesma em todos os pontos da onda e pode ser determinada pela relação entre o fluxo de energia (potência) e a área. A intensidade também pode ser obtida pelo produto da densidade de energia (energia por unidade de volume) em uma dada área e a velocidade de propagação do som no meio (Operator's manual – Ohmic Instruments Company, 2009).

Para que a potência de saída de um equipamento de US seja medida, inicialmente detecta-se a força de radiação, que é a força experimentada por um alvo colocado no percurso do feixe acústico devido ao momento gerado pela propagação da onda. Quando o alvo ligado a uma balança é do tipo absorvedor com tamanho suficiente para interceptar todo o feixe do US, a alteração na força após a emissão do feixe é proporcional à potência acústica. Desta forma, a potência acústica é equivalente ao produto da massa medida após a excitação do transdutor de US, pela aceleração da gravidade e pela velocidade de propagação do som no meio (água). Para ondas planas, uma força de 69 mg é equivalente a um watt de potência acústica se a força for completamente absorvida pelo alvo (SHAW; HODNETT, 2008).

No caso de alvo refletor cônico convexo ligado a balança, o valor da potência é expresso pela equação 13 que nada mais é do que um desdobramento da equação 12.

$$P = \frac{cmg}{2 \cdot \cos^2 \theta} \quad (13)$$

onde P é a potência de saída, c , a velocidade de propagação do som no meio em função da temperatura, g , a aceleração da gravidade e θ é o ângulo entre a direção de propagação da onda incidente e a direção normal à superfície do alvo refletor (SHAW; HODNETT, 2008). A equação 13 é válida para ondas planas (campo distante), no entanto, pode ser usada no campo próximo para a maioria dos transdutores circulares planos (IEC 61161, 2013).

4 REVISÃO DA LITERATURA

4.1 Ultrassom

O Ultrassom (US) é uma onda mecânica que se propaga em meios materiais com frequências superiores as audíveis pelos humanos, isto é, acima de 20kHz (AZHARI, 2010). Em medicina a frequência normalmente é utilizada na faixa de 1 a 50 MHz.

Em imagens ultrassônicas para diagnóstico, a média temporal de intensidade acústica máxima é de 720 mW/cm² (DALECK, 2004). O US é uma modalidade largamente utilizada para gerar imagens em estudos de feto, músculos, articulações, coração, vasos sanguíneos, abdominal e órgãos pélvicos. Acharya *et al.* (2015) realizaram uma revisão para averiguar vantagens e limitações dos métodos de diagnósticos mais utilizados para detecção e acompanhamento da doença hepática gordurosa (DHG) e apontaram como as principais vantagens do US o fato de ser um método não invasivo, de baixo custo e seguro, já que se trata de uma radiação não ionizante. Além disso, é indicado para diagnóstico inicial de DHG e tem alta especificidade para acúmulo de gordura.

Acharya *et al.* (2015) observaram que uma das limitações de indicação do diagnóstico por US é em situações com indivíduos de elevada massa corpórea, devido a elevada atenuação do US. Além disso, o diagnóstico com US é de natureza subjetiva, pois depende das habilidades e experiência dos médicos, apresentando variabilidade inter- e intra-operador. Sistemas de diagnóstico auxiliados por computador (*Computer Aided Diagnosis – CAD*) foram desenvolvidos com o propósito de melhorar a precisão, velocidade e objetividade do diagnóstico, reduzindo a dependência do operador (ACHARYA *et al.*, 2015). A revisão realizada por Calas *et al.* (2012) mostrou que estudos clínicos realizados com CAD aumentam a sensibilidade de detecção do câncer da mama, por radiologistas, em até 21%. O uso do CAD é indicado em casos que haja uma alta variabilidade inter-observador, observadores não treinados, ou quando a dupla leitura com dois ou mais radiologistas não é possível (CALAS *et al.*, 2012).

O US usado em terapia pode ser de alta (≥ 5 W/cm²) ou de baixa intensidade (0,125 a 3 W/cm²) (TER HAAR, 1999). Baixas intensidades tendem a gerar poucas alterações celulares, como nos casos de sonoforese e em terapia gênica (TER HAAR, 2007), porém pesquisas que utilizaram o US pulsado de baixa intensidade em lesões ósseas obtiveram resultados positivos ao conquistarem a reversão de pseudoartroses e ao acelerarem o processo de consolidação óssea (CHEUNG *et al.*, 2013; DUARTE, 1983). O US de alta

intensidade tem aplicação em nefrologia com a litotripsia e em oncologia com o *high intensity focused ultrasound* (HIFU), que podem causar alterações irreversíveis. O HIFU usa intensidades que ultrapassam 1000 W/cm^2 , aquecendo rapidamente o tecido celular até alcançar uma temperatura que provoca a necrose celular do tecido pretendido (TER HAAR, 2007). Os sistemas de HIFU comumente operam com frequências de 1 a 5 MHz, gerando intensidades focais na faixa de 1000 a 10000 W/cm^2 (DOGRA *et al.*, 2009).

O HIFU é uma ferramenta emergente em terapia por US de alta intensidade e a determinação da atenuação do meio que será submetido ao tratamento é fundamental para adequar os parâmetros do US (ZDERIC *et al.*, 2004). Zderic *et al.* (2004) desenvolveram uma pesquisa para calcular o coeficiente de atenuação do fígado, baço e da parede abdominal de porco *in vivo* em uma faixa de frequência de 1 a 5 MHz, utilizando o método TR antes e após o tratamento HIFU com transdutor de US com frequência de 3,5 MHz operado com intensidade de 2000 W/cm^2 . Os resultados mostraram uma relação diretamente proporcional entre atenuação e frequência, além disso o coeficiente de atenuação foi mais elevado em tecidos tratados do que nos tecidos não tratados. Os autores sugerem que novos métodos que calculem o coeficiente de atenuação em tempo real sejam realizados, pois abrem a possibilidade de controle e monitoramento da terapia e o acompanhamento de temperaturas que foram atingidas durante o tratamento, uma vez que a atenuação foi o melhor parâmetro acústico quando comparado com velocidade de propagação e coeficiente de retroespalhamento para identificar lesões causadas pelo HIFU.

As propriedades terapêuticas do US estão ligadas aos efeitos térmico e não-térmicos (DALECKI, 2004; TER HAAR, 1999; WATSON, 2008). Os mecanismos não-térmicos do US (cavitação e “*streaming*” acústico) estão sendo empregados para promover a regeneração e reparação de tecidos moles. Acredita-se que esses mecanismos são capazes de promover alterações em nível celular, mudando as taxas de difusão e permeabilidade da membrana (PALIWAL; MITRAGOTRI, 2008). O efeito térmico resulta da transformação de energia mecânica da onda ultrassônica em energia térmica devido à propriedade de absorção do meio. O principal mecanismo envolvido na absorção é o processo de relaxação que depende das propriedades moleculares do material (ERIKSON *et al.*, 1974). O nível de absorção do US é devido às características do tecido como o coeficiente de absorção, densidade e a perfusão, e aos parâmetros ajustados no

equipamento de US como frequência central, intensidade, duração do pulso e frequência de emissão do pulso (DALECK, 2004).

4.2 Atenuação ultrassônica

O conhecimento da interação do US com os tecidos biológicos e os mecanismos de propagação da onda nesses meios, favorecem o desenvolvimento ou aprimoramento de novas técnicas de imagens diagnósticas e de novas aplicações biomédicas do US (DALECKI, 2004). No trabalho realizado por Tethill *et al.* (1989), o coeficiente de atenuação foi avaliado para quantificar o nível de glicogênio no fígado em ratos *ex vivo* e em voluntários *in vivo* quando bem alimentados e em jejum. Dentre os resultados, o estudo mostrou uma diferença estatisticamente significativa na atenuação do fígado entre indivíduos bem alimentados e em jejum. Esse dado aponta para a importância das medidas de atenuação ultrassônica como um indicador sensível da fisiologia do tecido. Além disso, sugerem que a taxa de glicogênio deve ser controlada (alimentação ou jejum) em experimentos de caracterização tecidual que comparam coeficientes de atenuação do fígado de diferentes grupos de indivíduos (TUTHILL *et al.*, 1989).

A atenuação traz informações que facilitam a avaliação mais detalhada e o acompanhamento de pacientes com doença hepática gordurosa na rotina de exames (KANAYAMA *et al.*, 2013). Um método para quantificar a atenuação ultrassônica em tempo real foi proposto por Kanayama *et al.* (2013), no qual utilizam-se imagens no modo-B, um algoritmo que compara dois sinais de diferentes frequências e um fator de correção de ruído para obter a atenuação. Os pesquisadores fizeram simulações, experimentos com *phantoms* de ágar com grafite e testes com pacientes com doença hepática gordurosa com o US e com a tomografia computadorizada (TC). Os resultados mostraram uma boa correlação entre a estimativa da atenuação obtida pelo método proposto e a TC. A medida que o método proposto se desenvolver mais para obter um mapeamento quantitativo da atenuação local de seções transversais com suficiente segurança e resolver problemas de precisão, o US pode ser usado como uma ferramenta complementar para estudar o comportamento da atenuação em órgãos, como por exemplo o fígado (KANAYAMA, *et al.*, 2013).

Diferentes técnicas foram desenvolvidas para quantificar a atenuação ultrassônica de materiais, baseadas em efeitos térmicos, mecânicos, ópticos e elétricos (MARKHAM *et al.*, 1951). Os métodos térmicos (calorimetria e termopar) mensuram o componente de absorção da atenuação, uma vez que a determinação da variação da intensidade está

relacionada com a mudança na temperatura no meio. Dunn e Fry (1961) usaram termopares para avaliar a absorção de amostras de pulmões saudáveis e doentes de cachorros, imediatamente após a excisão e observaram que o coeficiente de absorção é menor nas amostras de pulmão doente. Em 1962, Dunn usou termopares em tecido nervoso central de ratos para verificar a dependência do coeficiente de atenuação ultrassônica com a temperatura e intensidade do US. Notou-se que, com os parâmetros utilizados, o coeficiente de absorção aumenta com o aumento da temperatura e que independe da intensidade do US (DUNN, 1962).

O método mecânico parte do pressuposto que qualquer corpo que é irradiado pelo US receberá uma força que poderá ser medida com o auxílio de uma balança, essa força é chamada de força de radiação e é proporcional à intensidade ultrassônica. Claeys *et al.* (1936) investigaram a atenuação de soluções líquidas em diferentes frequências de US utilizando o método mecânico baseado na força de radiação. Os autores encontraram valores discrepantes com a variação da frequência e levantaram a hipótese que essa variação era causada pela mudança de viscosidade e tempo de relaxação do líquido, mas não chegaram a resultados conclusivos. O método mecânico apresentou algumas dificuldades metodológicas que abriram caminho para o método elétrico que apresentava pequenas variações em suas medições.

Aussel e Monchelin (1989) utilizaram a interferometria com laser e ultrassom para a determinação da atenuação ultrassônica da cerâmica e do aço, dessa forma se enquadrando no método de interferometria óptica. Foi destacado que a atenuação absoluta é difícil de ser alcançada devido a limitação de uma correção precisa da difração por causa do pouco conhecimento das distribuições de intensidade do feixe de laser. Os autores desse trabalho demonstraram que há dois casos em que o efeito da difração torna-se desprezível ou pode ser calculado com precisão, sendo um deles quando o laser pontual é usado em amostras grossas ou em baixas frequências do US e o outro quando a área do laser é grande e as amostras são finas, ou são usadas altas frequências de US (AUSSEL; MONCHALIN, 1989).

O método elétrico é baseado, essencialmente, na análise do sinal gerado pelo US, seja no domínio do tempo ou da frequência, ou ainda na análise espectral (TU *et al.*, 2006; XING *et al.*, 2013). Os métodos elétricos citados por Markham *et al.* (1951) são: interferometria, direto, pulso e reverberação.

O princípio da interferometria é analisar a interação entre duas ou mais ondas e explorar as informações que essa interação traz a respeito do meio. Markham *et al.* (1951)

apresentam o trabalho de Pielemeier que utilizou a interferometria para estimar a atenuação em gases utilizando um cristal de quartzo, um refletor plano e um oscilador. O método é baseado em uma configuração transmissor-refletor e geração de ondas estacionárias. O oscilador é capaz de detectar a variação da corrente de saída que será proporcional à amplitude da pressão do feixe sonoro na face do cristal. Quando o refletor é movido através de uma distância x , o percurso da onda aumenta ($2x$), de modo que haverá uma diminuição na pressão da pelo fator e^{-2ax} . A diferença na pressão é atribuída à atenuação, assim o coeficiente de atenuação pode ser calculado a partir do registro da corrente em dois máximos. As principais dificuldades citadas para estimar a atenuação pela interferometria foram: alinhar perfeitamente a fonte de onda e o refletor; conhecer adequadamente o coeficiente de reflexão, uma vez que este pode sofrer alterações devido a transferência de calor; garantir que o feixe de saída possua ondas planares (MARKHAM *et al.*, 1951).

O método elétrico direto estima a atenuação por meio do hidrofone que é localizado no eixo do feixe ultrassônico e é capaz de detectar o decréscimo da amplitude da onda a medida em que se distancia da fonte de US. Costa e Leeman (1990) utilizaram o hidrofone de grande abertura (50 mm de diâmetro da superfície ativa) “diffraction-insensitive” (DI) fabricado com membrana plástica piezoelétrica (PVDF) para estimar em diferentes frequências a atenuação do óleo de silicone no campo próximo do feixe, dispensando a correção da difração. Uma das limitações deste trabalho foi que os transdutores usados não foram capazes de operar bem fora de sua frequência de ressonância, causando uma diminuição na amplitude dos sinais. Além disso, a sensibilidade do hidrofone de larga área ativa é menor que a do hidrofone pontual. Fora esses aspectos, sistema de medida da atenuação com hidrofone é bastante preciso, principalmente por garantir um bom alinhamento entre o hidrofone e o transdutor (COSTA; LEEMAN, 1990).

O método de pulsos utiliza ondas pulsadas a fim de evitar os problemas que acompanham as ondas contínuas, como aumento da temperatura local devido ao elevado grau de vibração das moléculas (COSTA, 1989). O método de pulsos possui duas principais técnicas, a pulso-eco e a transmissão recepção. A pulso-eco apresenta a vantagem de utilizar apenas um transdutor que funciona como emissor e receptor, tendo-se o cuidado de adequação do gerador de sinais e da espessura do corpo de prova para se conseguir um sinal satisfatório. Quando a amostra e o refletor são muito estreitos, ondas

Burst com vários ciclos não são indicadas devido a possibilidade de interação entre as reflexões nas duas faces próximas (GOÑI; ROUSSEAU, 2014; MAGGI, 2011).

Meziri *et al.* (2005) estimaram a velocidade de propagação, coeficiente de atenuação e coeficiente de retroespalhamento integrado, de amostras *in vitro* de fígado humano sadio e com diversos graus de fibrose hepática utilizando a técnica pulso-eco. O coeficiente de retroespalhamento mostrou-se mais eficaz em diferenciar os graus de fibrose, porém individualmente não foi capaz de identificar as fibroses em todos os casos. A utilização em conjunto de todos os parâmetros se mostrou promissora para diferenciar os graus de fibrose.

A técnica transmissão-recepção necessita de dois transdutores, um para emitir e outro para receber o sinal ultrassônico. Esse método é vantajoso nos casos em que uma grande quantidade de energia da onda incidente é atenuada devido o sinal passar apenas uma vez pela amostra. Uma dificuldade comum é manutenção do alinhamento dos transdutores com a amostra ou uma condição de acoplamento de forma totalmente reprodutível, isto potencializa a ocorrência de erros aleatórios e/ou desvio dos resultados das medições (MAGGI, 2011, TREIBER *et al.*, 2009). Essa dificuldade pode ser minimizada com a construção de um sistema que garanta o alinhamento e fixação dos transdutores e da amostra, possibilitando uma boa reprodutibilidade.

Kiss *et al.* (2011) estimaram a atenuação em tecido uterino humano *ex vivo* e de colo uterino por meio da técnica transmissão-recepção na faixa de frequência de 5 a 10 MHz. Os resultados demonstraram que o coeficiente de atenuação dos tecidos aumenta linearmente com a frequência. Os autores sugerem que esse tipo de caracterização acústica pode contribuir para o conhecimento de forma não invasiva da microestrutura do tecido uterino.

O método de reverberação se baseia na detecção do tempo de reverberação da onda em um determinado compartimento. Esse compartimento pode ser, por exemplo, uma esfera preenchida de líquido excitada por um transdutor de US que após a excitação funcionará como receptor captando a intensidade de energia dissipada pelo meio e a parede do recipiente. Em alguns casos a contribuição das paredes do recipiente pode ser considerada desprezível, sendo possível estimar o coeficiente de atenuação do líquido. Este método apresenta dificuldades na adequação da frequência usada e no monitoramento das bolhas que podem superestimar os resultados encontrados (MARKHAM *et al.*, 1951).

4.3 Força de Radiação

A força de radiação (FR) é um fenômeno que foi observado no século 17 por Johannes Kepler, atribuindo a deflexão da cauda dos cometas a uma pressão solar, posteriormente denominada força de radiação eletromagnética. A dedução teórica da força exercida por uma radiação eletromagnética sobre qualquer superfície foi realizada em 1871 por James Clerk Maxwell e demonstrações experimentais da força de radiação de ondas eletromagnéticas em 1899 por P. N. Lebedev. A propagação de energia de ondas eletromagnéticas ou acústicas produz a força de radiação, porém com magnitudes diferentes, uma vez que a FR pode ser obtida pela divisão da intensidade da onda por sua velocidade de propagação. Dessa forma, a magnitude da FR acústica será maior que FR eletromagnética (SARVAZYAN *et al.*, 2010).

Faraday observou em 1831 a movimentação de pó sobre uma placa devido a ondas acústicas e em 1874, os primeiros experimentos com força de radiação acústica foram realizados por August Kundt, mas ainda sem essa nomenclatura. A força de radiação acústica foi se estabelecendo no meio científico principalmente após o trabalho de Rayleigh em 1902, no qual a FR ainda era denominada pressão de vibração. Nos anos seguintes a FR ganhou diversas aplicações, como medida da intensidade do som e calibração de transdutores ultrassônicos (SARVAZYAN *et al.*, 2010).

A FR pode ser classificada como estática ou dinâmica. Essa classificação está relacionada à variação da intensidade da onda incidente em um meio no decorrer do tempo, isto é, a FR estática mantém a mesma intensidade em função do tempo e a FR dinâmica, não (CHEN *et al.*, 2005). A escolha do tipo de FR e sua aplicação depende do efeito almejado (SILVA *et al.*, 2005). O estudo realizado por Chen *et al.* (2005) demonstra que a magnitude da FR estática e dinâmica sobre uma esfera é muito semelhante.

A FR tem um vasto campo para ser explorado na área biomédica e relatos de várias aplicações, dentre elas, avaliação de propriedades viscoelásticas de tecidos e fluidos biológicos através da elastografia, diagnóstico médico por imagem, manipulação de células e partículas, direcionamento de medicamentos e verificação da potência de saída de equipamentos médicos (SARVAZYAN *et al.*, 2010).

No estudo preliminar realizado por Czernuszewicz *et al.* (2015), o impulso de força de radiação acústica (ARFI – *Acoustic Radiation Force Impulse*), uma modalidade de diagnóstico por imagem baseada na caracterização tecidual através das propriedades mecânicas, foi usado em comparação com a histologia para caracterizar o material e a composição estrutural de placas ateroscleróticas da carótida de quatro pacientes com indicação clínica e submetidos a endarterectomia carotídea. Os resultados demonstraram que o ARFI pode contribuir para a identificação e avaliação de placas ateroscleróticas vulneráveis tanto em pacientes assintomáticos com estenose de alta qualidade como naqueles com 60% de oclusão (CZERNUSZEWICZ *et al.*, 2015).

Mahatme *et al.* (2014) destacam a contribuição que imagens elastográficas trazem para o diagnóstico e acompanhamento de patologias, uma vez que as imagens de US convencional retratam diferenças nas propriedades acústicas dos tecidos moles e tecidos com ecogenicidade parecidas nem sempre são diferenciados, ao passo que imagens de elasticidade, descrevem as propriedades elásticas dos tecidos moles possibilitando a diferenciação de tecidos.

A quantificação da potência ou da intensidade de um feixe de US pode ser realizada por diversas técnicas. Erikson *et al.* (1974) apontam para cinco técnicas: força de radiação, calorimetria, calibração de transdutor por reciprocidade e difração óptica. A força de radiação é um método que mensura a intensidade média de um feixe ultrassônico. Os experimentos iniciais com o método FR utilizavam as balanças de torção, a intensidade era estimada a partir do registro de mudança na força (medida em micrograma) conforme a deflexão sofrida por um alvo refletor ou absorvedor (ERIKSON *et al.*, 1974).

O método da FR passou por diversos refinamentos experimentais para melhorar a precisão dos resultados. Altberg, aluno de Lebedev, foi o primeiro a criar um dispositivo capaz de medir a intensidade de um feixe ultrassônico em 1903 (COBBOLD, 1931). Em 1936, Claeys *et al.* utilizaram uma balança de torção com um alvo esférico de metal para calcular o coeficiente de absorção de uma série de substâncias líquidas que ficavam contidas em um tubo. Os autores apontaram para dois fatores que podem interferir na medição da potência, um deles é o formato do alvo. A esfera foi preferida, pois evita o deslocamento para direções indesejadas como acontecia nos casos de discos planos. As dimensões do tubo também interferem na medição final devido aos efeitos de reverberação (CLAEYS *et al.*, 1936).

Em 1945, Hsu propõe uma balança similar às demais usadas até então para mediar à potência ultrassônica, mas com adaptações que minimizariam as dificuldades enfrentadas no método FR. As dificuldades citadas em seu trabalho foram: divergência do feixe sonoro; múltiplas reflexões nas paredes do recipiente que continha o alvo; cavitação e bolhas de ar, principalmente nas altas intensidades; fluxo hidrodinâmico e a tensão superficial. Dentre os melhoramentos conseguidos, a integração do feixe assegurou que nenhuma fração da radiação fosse perdida, mesmo que houvesse divergência do feixe. Outra vantagem foi a redução da massa e do tamanho do alvo com consequente aumento da sensibilidade da balança (HSU, 1945).

Em 1965, Kossoff desenvolve uma balança analítica com elevada sensibilidade para detectar baixas potências com alvo refletor e alvo absorvedor. Com o alvo refletor, a sensibilidade da técnica foi de 0,04 mW e com o absorvedor foi de 0,08 mW. O autor observou que o peso medido pela balança mostrou um pequeno desvio associado com mudanças graduais da temperatura (KOSSOFF, 1965).

Parker (1983) realizou um estudo para comparar os valores de atenuação e absorção ultrassônica em amostras de fígado bovino devido a variação desses valores na literatura. Atenuação total foi medida, com frequências de 1-6 MHz, por técnicas de perda por inserção (força de radiação, transmissão-recepção e pulso eco). A absorção ultrassônica foi determinada com duas técnicas térmicas: o método da velocidade de aquecimento e a técnica com base no decaimento de temperatura após um pulso curto de US. Os resultados demonstram que os valores do coeficiente de atenuação e de absorção em baixas frequências não apresentam diferenças estatisticamente significativas no fígado. Além disso, observou que o principal mecanismo de atenuação no fígado é a absorção (PARKER, 1983).

A mensuração realizada pela BFR da média temporal e da integração espacial da potência transmitida através da água pura é baseada na potência que atinge o alvo da BFR (FICK; RUGGLES, 2006). Fick e Ruggles (2006) calcularam a atenuação *in-situ* da água destilada utilizando BFR de alvo cônico com angulação de 45° e uma fonte de US emitindo feixe colimado. Os autores determinaram a atenuação em 24 diferentes frequências na faixa de 5 a 30 MHz em função da distância entre a fonte e o alvo e reafirmam a hipótese de que a atenuação da água é independente do volume de água entre a fonte de US e o alvo da balança.

A primeira versão da norma IEC- 61161 – *Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0.5 MHz to 25 MHz* foi publicada em 1992 com conteúdo

de padronização da maneira de medir potência acústica por meio da BFR. A BRF é composta por um sistema de medição de alta resolução, com três casas decimais ou mais, um reservatório de água que deve ser degaseificada para evitar o efeito da cavitação sobre a medição, um alvo que pode ser do tipo absorvedor ou refletor e um segurador onde é fixado o transdutor do equipamento de US, mantendo-o suspenso, porém com a face metálica submersa na água. Para alvos perfeitamente absorvedores, a potência acústica de saída é equivalente a força de radiação multiplicada pela velocidade do US no meio, geralmente, a água (CARDONA *et al.*, 2005). O mesmo é verdadeiro para um feixe incidente a 45° sobre um alvo especular de qualquer coeficiente de reflexão (GREENSPAN *et al.*, 1977).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste tópico serão apresentadas cinco seções para atingir o objetivo proposto: *i*) confecção e caracterização das amostras; *ii*) instrumentos e métodos experimentais; *iii*) equações para estimar a atenuação; *iv*) cálculos das incertezas das medições e *v*) análise estatísticas dos resultados.

5.1 Amostras

Neste estudo utilizou-se o glicerol 99,5% de pureza, que à temperatura ambiente é um líquido transparente e viscoso, como amostra de referência para os testes de validação do método BRF por possuir suas propriedades físicas conhecidas (BEATRIZ *et al.*, 2011; FIGUEIREDO *et al.*, 2010; LITOVITZ; DAVIS, 1965). Foram confeccionados corpos de prova de glicerol, Policloreto de Vinila Plastificado (PVCP) e Epóxi. Duas amostras de cada material (glicerol, PVCP e epóxi) foram utilizadas com espessuras diferentes.

Para o método TR, o glicerol foi colocado em cilindro com as extremidades vedadas com película de PVC (espessura de 10,5 μm) (Figura 1), com altura de 1,3 cm para a amostra Glicerol 1 e 3,2 cm para a amostra Glicerol 2.

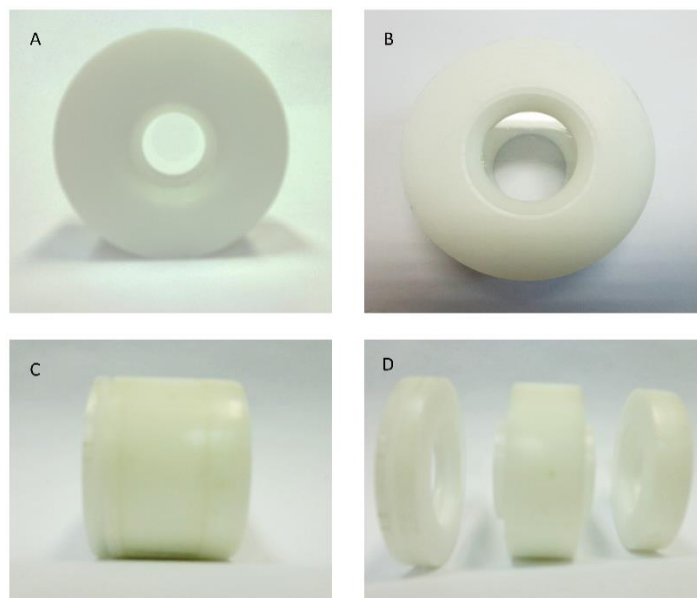


Figura 1: Peça de armazenamento do glicerol para os experimentos pelo método TR. (A e B) Vista da extremidade do cilindro vedado com película PVC; (C) Vista lateral

do cilindro com extremidades vedadas. (D) Vista lateral com extremidades sem película PVC, destacando a forma de fixação da película.

Para a realização dos experimentos com a BFR, foi confeccionada uma peça que se acopla na balança e armazena o glicerol líquido (Figura 2). Esta peça foi vedada na parte inferior com película de PVC e a altura da coluna de glicerol (0,4 ou 0,8 cm) era determinada pelo posicionamento do transdutor de US que fica submerso na amostra (Figura 3).

Outra peça adaptadora foi confeccionada para se encaixar no transdutor do US e receber as amostras sólidas (PVCP e epóxi) a fim de garantir o alinhamento entre o transdutor e a amostra, conforme apresentado na Figura 2.

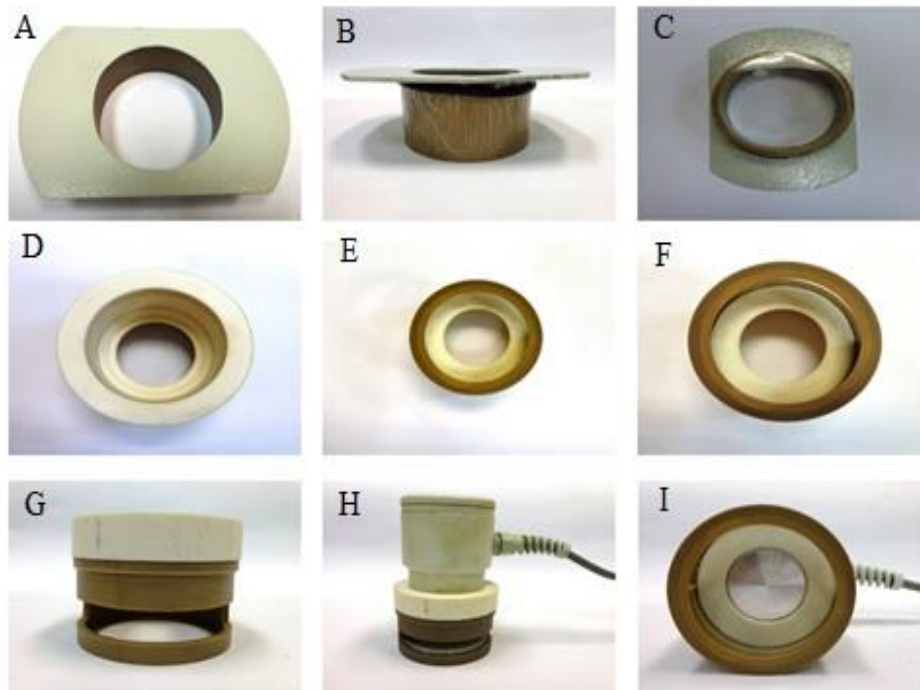


Figura 2: Peças de acoplamento à BFR adaptadas para receber as amostras e o transdutor de US. (A) Vista superior, (B) vista lateral e (C) vista inferior da peça com película PVC que contém o glicerol para os experimentos pelo método BFR. (D) Vista superior, (E e F) vista inferior e (G) vista lateral da peça que recebia as amostras de PVCP e epóxi destacando a abertura para o encaixe do transdutor e das amostras. (H) Vista lateral com a presença do transdutor e da amostra demonstrando a disposição deste no interior da BFR durante os experimentos. (I) Vista inferior da peça com transdutor encaixado.

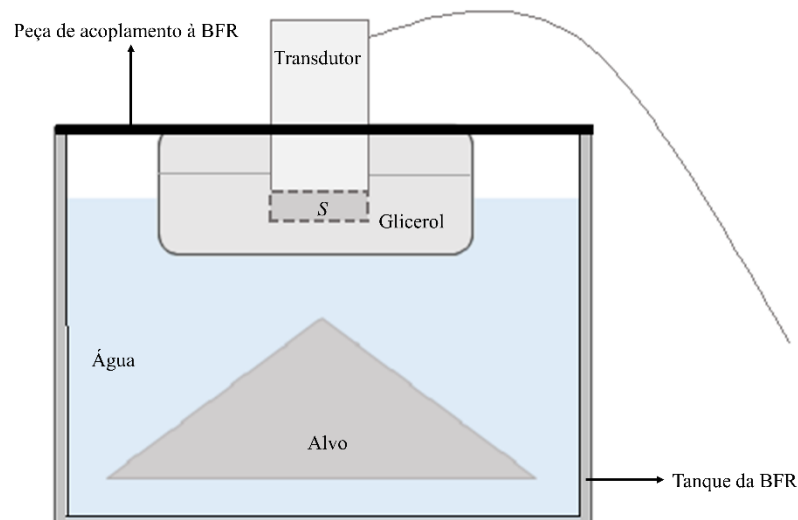


Figura 3 – Figura esquemática para representar o deslocamento (S) do transdutor para a determinação da espessura do glicerol no método BFR.

Tanto a peça para amostras líquidas quanto a peça para amostras sólidas ficavam submersas no tanque da BFR permitindo o contato da amostra com a água. Para as amostras de PVC e epóxi, utilizaram-se dois moldes de alumínio fixados a placas de vidro para cada material, os moldes são anéis com 4,42 cm de diâmetro, sendo um com 0,4 cm e outro com 0,8 cm de altura (Figura 4). Após a finalização do preparo das amostras, as placas de vidros são retiradas do molde, permanecendo junto às amostras somente o anel de alumínio, que proporciona melhor sustentação durante os experimentos tanto no método TR como BRF. As amostras no texto aparecerão com os índices 1 e 2 que estão relacionados à espessura mais fina e mais espessa, respectivamente. Os corpos de prova foram confeccionados no Laboratório de Ultrassom (LUS) do PEB/COPPE/UFRJ.

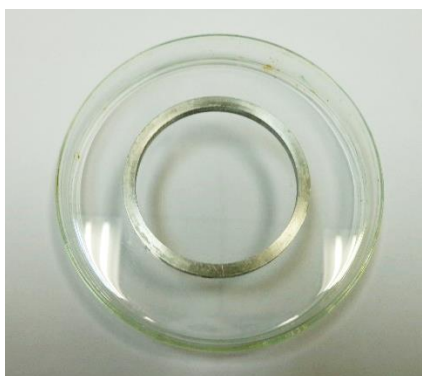


Figura 4 – Modelo de molde (anel de alumínio fixado em uma placa de vidro) para a confecção das amostras de PVCP e epóxi.

5.1.1 Confecção das amostras

a. PVCP

A amostra de PVCP (M-F *Manufacturing Company*, Fort Worth, TX, EUA) foi preparada com PVCP puro. As bolhas foram extraídas na câmara de vácuo ligada à bomba de vácuo 7 CFM (Suryha, Caxias do Sul, RS, Brasil) com vazão de 180 L/min, durante uma hora. Posteriormente o PVCP foi despejado nos moldes e foi levado para a estufa à temperatura de 177°C, por uma hora.

b. Epóxi

A resina epóxi líquida Araldite® GY 257 e o agente de cura Aradur® 2963 (Huntsman Brasil Química Ltda., São Paulo, SP, Brasil) foram misturados na proporção 100:48. Posteriormente, a mistura foi levada à câmara de vácuo já citada por meia hora para a retirada de bolhas. Depois de colocado no molde, a cura ocorreu em 24 horas à temperatura ambiente (25°C) e pressão 1 atm.

5.1.2 Caracterização das amostras

a. Análise térmica

A análise térmica foi realizada no Laboratório de Transmissão e Tecnologia do Calor (COPPE/UFRJ). Para obtenção do calor específico foi utilizado o equipamento de Calorimetria Exploratória Diferencial modelo DSC 204 F1Phoenix® (Netzsch, Selb, BY, Alemanha), na faixa de temperatura 20 a 80 °C. Para a aquisição da difusividade térmica foi utilizado o Nanoflash® LFA 447 (Netzsch, Selb, BY, Alemanha) com acurácia de ±3%, e alcance de 0,01 mm²/s a 1000 mm²/s. A condutividade térmica foi obtida através da equação 13.

$$\lambda = \rho \cdot c_p \cdot a \quad (13)$$

onde λ é a condutividade térmica (W/m.K), ρ a densidade (kg/m³), c_p o calor específico (J/kg.K) e a a difusividade térmica (m²/s).

b. Espessura

Para mensurar as espessuras dos corpos de prova, foram realizadas dez mensurações com o paquímetro (*pac*) manual (SOMET CZ, Bílina, UL, República Tcheca) com precisão de 0,05 mm. A média das mensurações representou as espessuras para cada corpo de prova.

c. Densidade

A densidade absoluta é expressa pela equação 14:

$$\mu = \frac{m}{v} \quad (14)$$

onde μ é a densidade em g/cm³, m é a massa do material em gramas e v o volume em cm³.

O picnômetro DG de 257 ml e a balança de precisão Adventurer modelo ARA520 (Ohaus, São Bernardo do Campo, SP, Brasil), com capacidade de 1500g e resolução de 0,01g, foram utilizados para a detecção do volume e da massa das amostras, os procedimentos foram realizados conforme indicado por Sampaio e Silva (2007) que utilizaram a equação 15 para obter a densidade das amostras.

$$d_a = \frac{A_2 - A_1}{(A_4 + A_2) - (A_1 + A_3)} \quad (15)$$

onde d_a é a densidade da amostra em g/cm³, A_1 , a massa do picnômetro, A_2 , a massa do picnômetro mais a massa da amostra que foi colocada dentro do picnômetro, A_3 , a massa do picnômetro com água e amostra e A_4 , a massa do picnômetro preenchido com água, sendo a massa dada em grama. A seguir é descrito brevemente o procedimento de medida da densidade das amostras:

- 1- Pesar o picnômetro seco e vazio (A_1);
- 2- Pesar o picnômetro com água (A_4), sempre garantindo que o picnômetro estará seco por fora e sem bolhas de ar dentro;

- 3- A diferença entre $A_4 - A_1$ resulta na massa de água. Calcular a densidade da água por meio da equação 14;
- 4- Determinar a massa da amostra por meio da diferença entre a massa obtida do picnômetro com a amostra (A_2) e a massa do picnômetro vazio (A_1);
- 5- A massa de água adicionada ao picnômetro com amostra é determinada pela diferença entre A_3 e A_2 ;
- 6- O volume de água adicionado ao picnômetro com amostra é obtido pela relação entre a massa de água adicionada (5) e a densidade da água (3);
- 7- O volume da amostra é determinado pela diferença entre o volume total do picnômetro e o volume de água adicionado (6).
- 8- A densidade do sólido é obtida pela equação 15, que representa a relação entre a massa e o volume da amostra.

d. Velocidade de propagação longitudinal

A aquisição da velocidade foi obtida pelo método transmissão-recepção (TR), no qual dois transdutores de US são fixados em um trilho e alinhados entre si em um tanque acústico preenchido com água destilada, descrito em detalhes na seção 5.2.2. No método TR, o sinal de referência é o obtido pela transmissão da onda de US de um transdutor a outro passando somente pela água, já no sinal da amostra o US atravessa a água e a amostra interposta entre os transdutores. Na equação 16, a velocidade de referência (água), c_{ref} , é dada em função da temperatura (T) (National Physical Laboratory – NPL, 2000).

$$c_{ref} = 140238 + 5,03T - 0,05T^2 + 3,34 \cdot 10^{-4}T^3 - 1,47 \cdot 10^{-6}T^4 + 3,14 \cdot 10^{-9}T^5 \quad (16)$$

A velocidade da onda acústica na amostra (c_a) é expressa em m/s na equação 17, onde x representa a espessura da amostra dada em metro e Δt representa o deslocamento temporal entre os tempos de voo do pulso com e sem amostra (Figura 5) (ZELL *et al.*, 2007).

$$c_a = \left(\frac{1}{c_{ref}} - \frac{\Delta t}{x} \right)^{-1} \quad (17)$$

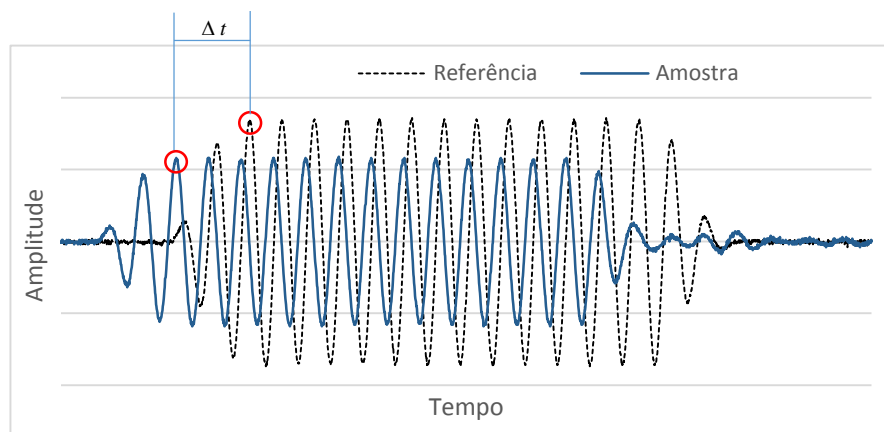


Figura 5 – Figura esquemática para visualização do deslocamento temporal (Δt) entre os tempos de voo do pulso de referência e da amostra.

e. Impedância

O cálculo da impedância foi realizado conforme apresentado anteriormente na equação 3.

f. Coeficiente de reflexão e transmissão

O coeficiente de reflexão e transmissão foram obtidos por meio das equações 4 e 5, respectivamente.

5.2 Métodos experimentais

5.2.1 Método Força de Radiação

a. Instrumentos

Foi utilizada a balança de força de radiação *Ultrasound Power Meter* (UPM) modelo UPM-DT-1AV (Ohmic Instruments Company, Easton, MD, EUA) para a obtenção da potência ultrassônica antes e após a inserção da amostra entre o transdutor de US e o alvo. A BFR tem resolução de ± 2 mW, mínima detecção $\pm 0,002$ watts, acurácia de $\pm 3\%$, faixa de detecção de potência 0 a 30 watts, transdutores de 0,5 a 10 MHz, estabilização de 2,5 segundos.

O equipamento de US fisioterapêutico AVATAR III TUS0203 (KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda., Amparo, SP, Brasil) foi utilizado para emitir ondas ultrassônicas. Esse equipamento opera com frequências de 1 ou 3 MHz, com potências

entre 0,5-10 watts. A área efetiva de radiação (ERA) do transdutor de 1 MHz é 3,08 cm², e foi obtida por meio da análise do campo acústico do transdutor de 1MHz que foi medido no LUS/PEB conforme descrito em Omena (2009). A Figura 6 apresenta a distribuição do campo acústico do transdutor usado na pesquisa.

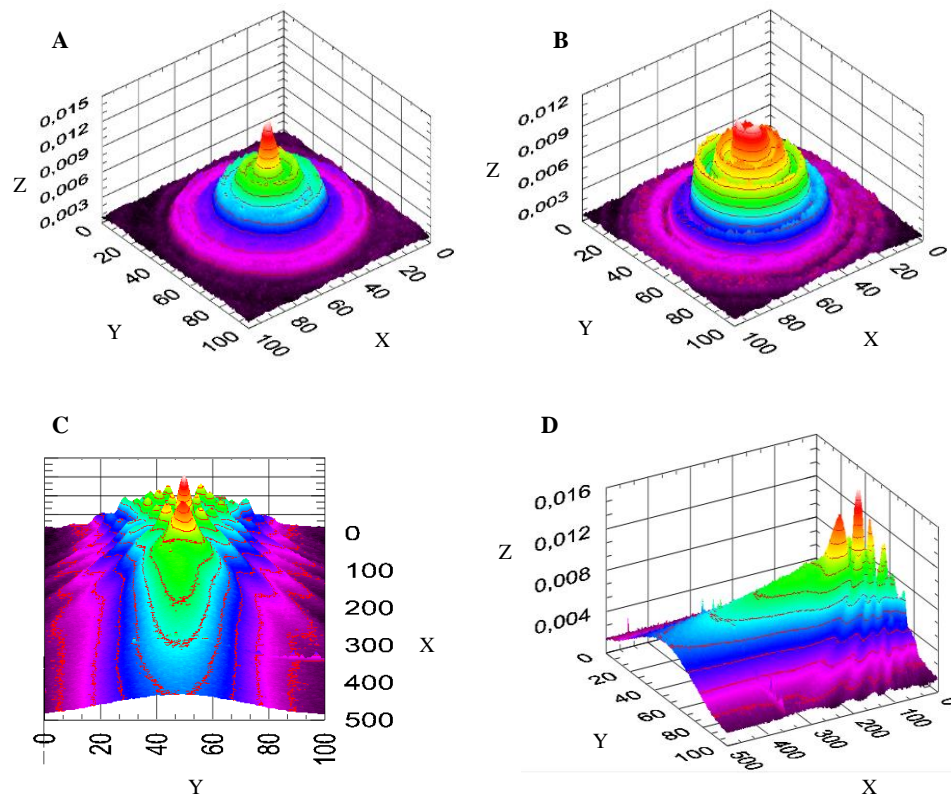


Figura 6 – Distribuição da pressão acústica nos planos de varredura do transdutor de 1 MHz do equipamento KLD. Os valores dos eixos X e Y são o número de passos da varredura (1 passo = 0,174 mm) e a unidade do eixo Z é milivolt (mV). A sensibilidade do hidrofone para 1 MHz é 200,7 mV/MPa. (A) Gráfico em 2D da varredura no plano perpendicular à face do transdutor na região focal do feixe. (B) Gráfico em 2D do campo próximo do feixe a 0,3 cm da face do transdutor para calcular a ERA. (C) Gráfico em 2D de vista superior e (D) vista em perfil da distribuição do campo acústico ao longo de sua propagação.

O Termômetro digital Fluke modelo 52 (Fluke Corporation, Everett, WA, EUA) para monitorar a temperatura ambiente; e a Unidade de aquisição, comutação e registro de dados LXI modelo 34972A (Agilent Technologies, Loveland, CO, EUA) foram utilizados para o registro da temperatura da água e das amostras durante os experimentos

para verificar a relação com o coeficiente de atenuação. A Figura 7 apresenta o arranjo experimental do método BFR.

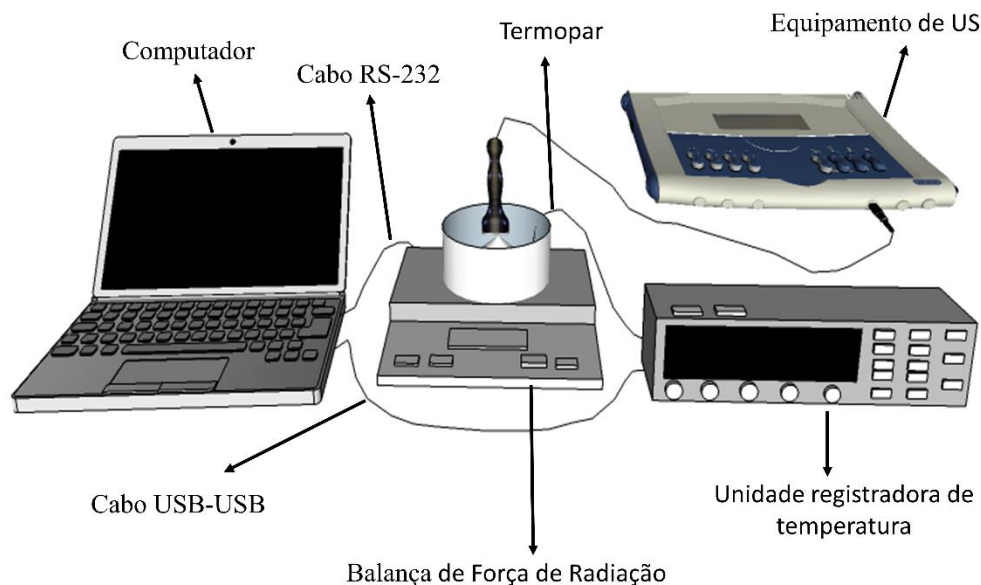


Figura 7 – Montagem experimental para a realização do método BFR.

b. Procedimentos

Para a aquisição da potência ultrassônica utilizou-se a BFR, que possui um tanque constituído de material absorvedor e um alvo refletor (cone de alumínio) que deve ser preenchido com água destilada e degaseificada. A degaseificação foi obtida por meio de fervura da água destilada por vinte minutos (CARDONA *et al.*, 2005; Operator's manual – Ohmic Instruments Company, 2009). Antes da realização dos experimentos, o transdutor e o alvo foram colocados em contato com a água para estabilização térmica do sistema. A montagem experimental foi colocada dentro de uma capela de exaustão (desligada) para evitar fluxos de ar e sobre uma placa de porcelanato e espumas para minimizar vibrações.

A temperatura da água foi monitorada com o termômetro a fim de certificar que a mesma se mantenha na faixa de $24\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 3\text{ }^{\circ}\text{C}$, quando a temperatura se apresentou fora desse intervalo, os experimentos foram interrompidos e aguardou-se o equilíbrio térmico com o ambiente. A temperatura da sala (10 m^2) foi controlada por meio do ar condicionado mecânico Springer com capacidade de refrigeração de 7500 Btu/h.

Antes de iniciar os experimentos, a BFR foi calibrada com um peso de 1 g, realizando 10 medições (Operator's manual – Ohmic Instruments Company, 2009). A balança foi tarada com todo o sistema montado (BRF, alvo e água no tanque, peça adaptadora e transdutor).

Após a realização de todos os procedimentos anteriormente descritos, a medição da potência emitida pelo US foi realizada sem amostra para coleta dos dados de referência (somente água). A aquisição da potência de referência do glicerol, a peça de acoplamento também foi utilizada com a película de filme PVC. O equipamento de US foi configurado no modo contínuo com tempo de emissão de 1 minuto. Os experimentos foram realizados na frequência central de 1 MHz com potências de saída ajustadas em 0,5; 1; 2; 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9 e 10 W. Os experimentos foram repetidos 15 vezes em cada potência.

Antes de iniciar as medições, após a inserção da amostra entre o transdutor do US e o alvo da BFR, as amostras permaneceram por uma hora em contato com a água a fim de alcançar o equilíbrio térmico. Posteriormente, os mesmos procedimentos adotados para a aquisição da potência de referência, desta vez com a presença da amostra. Durante a emissão do US, a temperatura da água e da amostra foram registradas. Os valores de potência e temperatura foram compilados em planilha Excel para posterior processamento.

5.2.2 Método Transmissão recepção

No método TR, a montagem experimental (Figura 8) foi composta por tanque de vidro preenchido com água destilada, um trilho de alumínio para fixar e alinhar o corpo de prova e os transdutores, sendo um deles transmissor (Tx) e o outro receptor (Rx). Os transdutores (modelo V303, Olympus-Panametrics, MA, EUA) são de frequência nominal de 1 MHz. O Gerador de Sinais Arbitrários AFG 3021 B com frequência de amostragem de 250 MS/s e 25MHz (Tektronix, Inc., Beaverton, OR, EUA) foi usado para excitar o transdutor Tx com um *burst* senoidal de 15 ciclos e 3 V de amplitude pico a pico, período de repetição de 10 μ s e frequência de 1 MHz.

Os sinais foram digitalizados no Osciloscópio modelo TDS2024B com 200 MHz de largura de banda, 4 canais e 2 GS/s de taxa de amostragem (Tektronix, Inc., Beaverton, OR, EUA) e armazenados em um computador para posterior processamento. A temperatura da água foi monitorada durante os experimentos com o termômetro digital Fluke modelo 52 (Fluke Corporation, Everett, WA, EUA).

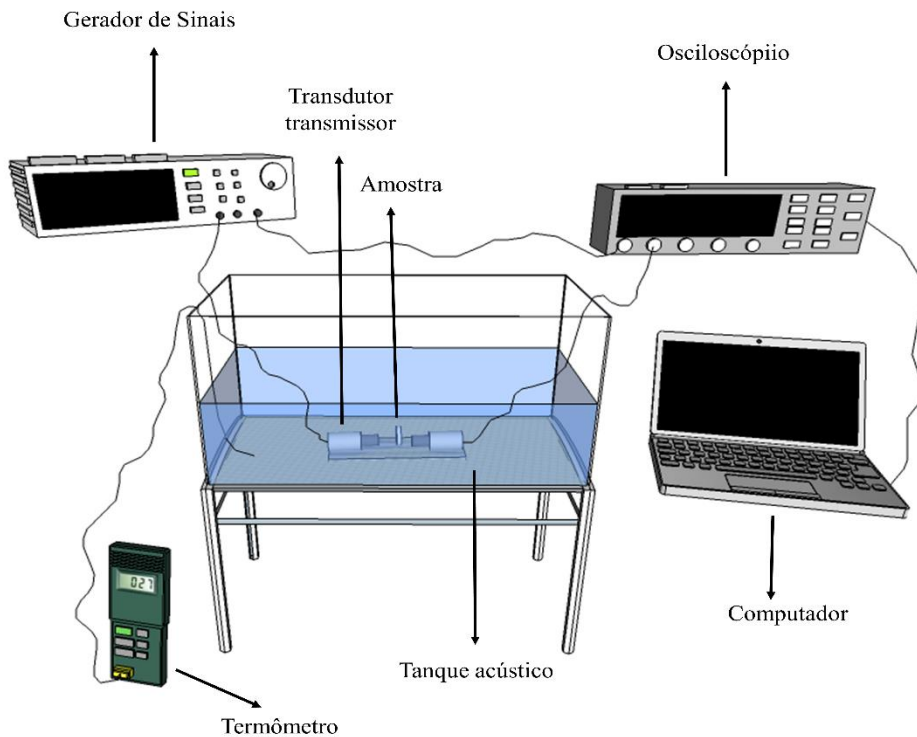


Figura 8 – Montagem experimental para realização do método TR.

5.3 Cálculo do coeficiente de atenuação

Para determinar o coeficiente de atenuação dos materiais foram coletados dados de duas amostras com diferentes espessuras para cada material. Inicialmente, calculou-se a perda por inserção (*insertion loss – IL*), que é a medida da redução da amplitude da onda de ultrassom quando uma amostra é colocada no trajeto de um feixe de propagação acústica, no presente caso a perda é causada pela reflexão nas interfaces entre a água e a amostra e pela transmissão através da amostra. A IL foi calculada em decibéis por meio das equações 18 e 19 para os métodos TR e BFR, respectivamente (RAJACOPAL *et al.*, 2015).

$$IL_{TR} = -20 \cdot \log_{10} \left(\frac{A}{A_0} \right) \quad (18)$$

$$IL_{BFR} = -10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (19)$$

onde IL_{TR} é a perda por inserção (dB) obtida pelo método TR, A , a amplitude pico a pico do sinal da amostra, A_0 , a amplitude pico a pico do sinal de referência. IL_{BFR} é a perda por inserção (dB) obtida pelo método BFR, P , a potência medida pela balança com a amostra e P_0 , a potência de referência medida (sem a interposição da amostra entre o transdutor e o alvo).

O coeficiente de atenuação das amostras (α_s) foi calculado para ambos os métodos por meio da equação 20, na qual há uma compensação da intensidade perdida pelas reflexões nas interfaces da amostra com a água durante a transmissão da onda (RAJACOPAL *et al.*, 2015).

$$\alpha_s = \frac{IL_2 - IL_1}{x_2 - x_1} + \alpha_w \quad (20)$$

onde IL representa a perda por inserção e x_i a espessura da amostra. Os índices 1 e 2 foram usados para identificar os valores da amostra mais fina e mais espessa respectivamente. Assumiu-se o valor de $2,5 \times 10^{-4}$ (dB/cm) para o coeficiente de atenuação da água (α_w) (ZELL *et al.*, 2007).

5.4 Estimar a incerteza das medições relacionadas aos parâmetros acústicos dos sistemas experimentais

A incerteza é usada para verificar a validade dos resultados de uma medição. O Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) define a “incerteza de medição” como “parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando” (VIM, 2012). O principal mensurando na atual pesquisa é o coeficiente de atenuação. Uma vez determinado o mensurando, deve-se estabelecer as fontes de incerteza-padrão (incerteza do resultado de uma medição expressa como um desvio-padrão) relacionadas a ele, que no método de medição TR, serão a espessura da amostra, a amplitude do espectro de frequências para o sinal de referência e o sinal da amostra. Foram consideradas irrelevantes as incertezas devidas a variação da temperatura ambiente, umidade relativa do ar e dimensões das amostras no cálculo da incerteza.

No método BFR as fontes de incerteza relacionadas à atenuação são a espessura, a potência de referência e a potência da amostra. A estimação da incerteza relacionada a

vibrações, fluxo de ar ou variação na temperatura pode ser verificada pela repetição das medidas. A incerteza relacionada à tensão de excitação do transdutor em geral é considerada irrelevante para a medição de potência de saída, desde que a tensão permaneça constante. Essa incerteza pode ser importante em estudos de medição da potência de saída com comparação interlaboratorial. Na faixa de potência de saída produzida por equipamentos de US diagnóstico e terapêutico, a força de radiação pode ser considerada linear, dessa forma a contribuição das incertezas relacionadas a fenômenos não lineares podem ser consideradas desprezíveis (IEC 61161, 2013).

A Tabela 1 apresenta as principais fontes de incerteza relacionadas à BFR com alvo refletor cônico convexo para a medição de potência acústica de saída e a sua quantificação, conforme descrito na IEC 61161 (2013).

Tabela 1 – Fontes de incerteza relacionada à medição de potência acústica de saída por meio da BFR (IEC 61161 – 2013)

Parâmetro	Incerteza
Geometria do alvo: refletor convexo $45^\circ \pm 1^\circ$	$\pm 3,5\%$
Alinhamento transdutor – alvo: refletor convexo $\pm 3^\circ \pm 3\text{mm}$	$\pm 3,0\%$
Temperatura da água $23^\circ \pm 1^\circ$	$\pm 0,2\%$
Tamanho do alvo: raio do alvo 50% maior que raio do transdutor	$\pm 1\%$

5.4.1 Incertezas-padrão tipos A e B

Para cada incerteza-padrão serão calculadas as incertezas-padrão tipo A e tipo B, sendo a incerteza-padrão tipo A relacionada à análise estatística de séries de observações e a incerteza-padrão tipo B a incerteza baseada em outros meios que não a análise estatística de séries de observações. Para a estimação da incerteza considerou que as variações nas medições sempre seguiram uma distribuição retangular.

Para a espessura da amostra, a incerteza-padrão tipo A (μ_A) é calculada por meio do desvio-padrão (DP) de n medições ($n=10$), como expresso na equação 14. A equação 15 apresenta a incerteza-padrão tipo B relacionada ao paquímetro. A incerteza-padrão tipo B (μ_B), é obtida pela divisão da resolução do instrumento utilizado na medição pelo índice $\sqrt{12}$. Este índice é usado levando-se em consideração que as medições realizadas

por este instrumento fornecem resultados que seguem uma distribuição retangular (GUM, 2008). A resolução do paquímetro é dada pela relação entre a menor unidade da escala (1 mm) e o número de divisões (20) do nônio do paquímetro usado.

$$\mu_A(x) = \frac{DP(x)}{\sqrt{n}} \quad (14)$$

$$\mu_B(pa) = \frac{\text{resolução}}{\sqrt{12}} \quad (15)$$

A incerteza-padrão tipo A devido a variação da amplitude (método TR) é obtida pela relação do desvio-padrão (DP) de n medições pela raiz quadrada do número de medições ($n=15$) (GUM, 2008). As equações 16 e 17, representam a incerteza-padrão tipo A da amplitude ($\mu_A(V)$) relacionada à amplitude do sinal de referência e do sinal da amostra, respectivamente.

$$\mu_A(V) = \frac{DP(V_{\text{referência}})}{\sqrt{n}} \quad (16)$$

$$\mu_A(V) = \frac{DP(V_{\text{amostra}})}{\sqrt{n}} \quad (17)$$

onde $DP(V_{\text{referência}})$ é o desvio-padrão dos valores de n medições de amplitude pico a pico do sinal de referência e $DP(V_{\text{amostra}})$ é o desvio-padrão dos valores de n medições de amplitude pico a pico do sinal da amostra.

A incerteza-padrão tipo A devido a variação da potência medida (método BFR) é obtida pelas equações 18 e 19, onde $\mu_A(P)$ é a incerteza-padrão tipo A relacionada à potência e $DP(P)$ é o desvio-padrão dos valores de n medições ($n=15$) da potência de referência ($P_{\text{referência}}$) e da potência da amostra (P_{amostra}), respectivamente.

$$\mu_A(P) = \frac{DP(P_{\text{referência}})}{\sqrt{n}} \quad (18)$$

$$\mu_A(P) = \frac{DP(P_{amostra})}{\sqrt{n}} \quad (19)$$

A incerteza-padrão tipo B está relacionada às especificações do fabricante ou ao conhecimento prévio do comportamento ou das propriedades de instrumentos utilizados na medição, desta forma, para o método TR, a incerteza-padrão tipo B relacionada à amplitude (V) depende da exatidão do gerador de pulsos e do osciloscópio (SOUZA *et al.*, 2008) e para o método BFR depende da exatidão da BFR.

A equação 20, $\mu_B Ger(V)$ representa a incerteza-padrão tipo B do gerador de sinais, onde *resolução* representa a resolução do gerador de sinais (0,1 mV) e o índice $\sqrt{12}$ é usado levando-se em consideração que as medições realizadas por este equipamento fornecem resultados que seguem uma distribuição retangular (GUM, 2008).

$$\mu_B Ger(V) = \frac{resolução}{\sqrt{12}} \quad (20)$$

A incerteza-padrão tipo B da amplitude (V) do sinal relacionada ao osciloscópio é obtida por meio da equação 21 e de informações retiradas do manual do osciloscópio usado na pesquisa. A estimativa desta incerteza depende da tensão devido à digitalização, da precisão (3%) e da escala do osciloscópio (MAGGI, 2011).

$$\mu_B Osc(V) = \sqrt{\left(\frac{V_{máx}}{2^8} \cdot \frac{1}{\sqrt{12}}\right)^2 + (0,03 \cdot 8 \cdot V_{div})^2} \quad (21)$$

onde $V_{máx}$ é a tensão máxima medida no osciloscópio com ajuste de 8 bits e V_{div} a escala do osciloscópio dada em volt por divisão.

A estimativa da incerteza-padrão tipo B da potência medida pela BFR é alcançada por meio da equação 22, na qual *resolução* é a resolução da BFR.

$$\mu_B BFR(P) = \frac{resolução}{\sqrt{12}} \quad (22)$$

5.4.2 Coeficientes de sensibilidade

A atenuação é o mensurando desta pesquisa e as variáveis de entrada que compõem a incerteza são a espessura, amplitude do sinal somente na água (sinal de referência) e amplitude do sinal passando pela amostra. Os coeficientes de sensibilidade correspondem às derivadas parciais de cada mensurando em relação às variáveis que compõem a incerteza. O coeficiente de sensibilidade (ci) estima como o parâmetro em questão varia em função de cada uma de suas variáveis de entrada (SOUZA *et al.*, 2008). As equações 23, 24 e 25 compõem três ci , representando a derivada parcial da atenuação em relação a espessura (x), amplitude do sinal de referência ($V_{referência}$) e amplitude do sinal da amostra ($V_{amostra}$), respectivamente para o método TR. As equações 26, 27 e 28 compõem três ci , representando a derivada parcial da atenuação em relação a espessura (x), potência de referência ($P_{referência}$) e potência da amostra ($P_{amostra}$), respectivamente para o método BFR.

$$\frac{\partial \alpha}{\partial x} = - \frac{20 \log \left(\frac{V_{amostra}}{V_{referência}} \right)}{x^2} \quad (23)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial V_{referência}} = - \frac{20 \log e}{x \cdot V_{referência}} \quad (24)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial V_{amostra}} = \frac{20 \log e}{x \cdot V_{amostra}} \quad (25)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial x} = - \frac{10 \log \left(\frac{P_{amostra}}{P_{referência}} \right)}{x^2} \quad (26)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial P_{referência}} = - \frac{10 \log e}{x \cdot P_{referência}} \quad (27)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial P_{amostra}} = \frac{10 \log e}{x \cdot P_{amostra}} \quad (28)$$

5.4.3 Incerteza-padrão combinada

A raiz quadrada da variância combinada fornece a incerteza-padrão combinada (μc_i) (Equação 29). A variância combinada é a soma quadrática do produto de cada componente da incerteza pelo seu respectivo coeficiente de sensibilidade (GUM, 2008).

$$\mu c_i = \sqrt{\sum |c_i| \mu(x_i)^2} \quad (29)$$

5.4.4 Incerteza-padrão expandida

A incerteza-padrão expandida (U) é resultante do produto da incerteza-padrão combinada μc e do fator de abrangência k_a , o qual é relacionado ao número de graus de liberdade efetivos dos mensurandos, de acordo com um nível de confiança de 0,95 da tabela t de *Student* (GUM, 2008). A incerteza-padrão expandida pode ser vista na equação 30.

$$U = k_a \cdot \mu c \quad (30)$$

A equação 31 calcula o número de graus de liberdade efetivos para o coeficiente de atenuação v_{eff} , em que u_c é a incerteza-padrão combinada do mensurando cujos graus de liberdade efetivos serão calculados, u_i as componentes da incerteza-padrão combinada e v_i os graus de liberdade da componente da incerteza-padrão combinada em questão (GUM, 2008).

$$v_{eff} = \frac{u_c^4}{\sum \frac{u_i^4}{v_i}} \quad (31)$$

5.5 Análise Estatística

O número de mensurações para cada amostra para cada potência foi calculado por meio do teste ANOVA, considerando-se $\alpha = 0,05$, o poder de teste de 80%, a mínima diferença detectável de 0,8 e resíduo de 0,5. Para análise da variação da atenuação foi utilizado o teste de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) e análise da igualdade de variância dos dados (teste de Levene). Foi realizado o teste de Kruskal-Wallis para verificar o nível de significância da variação da atenuação em relação à potência utilizada no método BFR. Além disso, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para verificar a hipótese de diferença estatística entre a atenuação obtida pelo método BFR e os valores do coeficiente de atenuação pelo método TR. Quando foram encontradas diferenças significativas, o pós-teste de Tukey foi aplicado. Os testes estatísticos foram realizados no software SigmaStat 3.5 (Systat Software Inc., San Jose, CA, EUA). Assumiu-se um valor de $\alpha = 0,05$ e o intervalo de confiança de 95%.

6 RESULTADOS

Este capítulo apresenta a caracterização dos corpos de prova confeccionados (valores das propriedades acústicas, espessura e propriedades térmicas). A Figura 9 apresenta as amostras de PVCP e epóxi.

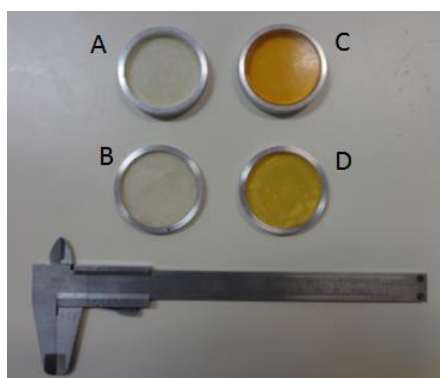


Figura 9 – Amostras de Epóxi e PVCP utilizadas no estudo. (A) Epóxi 2, com 0,82 cm de espessura; (B) Epóxi 1, com 0,40cm de espessura; (C) PVCP 1, com 0,49 cm de espessura; (D) PVCP 2, com 0,85 cm de espessura.

As espessuras das amostras de glicerol usada no método BFR foi 0,4 e 0,8 cm. A espessura das amostras de glicerol usadas método TR, é apresentada na Tabela 2, juntamente com a espessura das amostras de PVCP e Epóxi, dadas em centímetro, com seus respectivos valores de média (M), desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e incerteza padrão tipo A.

Tabela 2 – Caracterização das amostras quanto a espessura

Amostra	M	DP	CV	μ_A
Glicerol 1	1,314	0,012	0,009	$2,47 \times 10^{-2}$
Glicerol 2	3,285	0,004	0,001	$9,33 \times 10^{-4}$
PVCP 1	0,492	0,009	0,018	$1,84 \times 10^{-2}$
PVCP 2	0,845	0,010	0,012	$2,15 \times 10^{-2}$
Epóxi 1	0,407	0,005	0,011	$9,66 \times 10^{-4}$
Epóxi 2	0,821	0,003	0,003	$6,32 \times 10^{-4}$

A Tabela 3 apresenta as propriedades acústicas e térmicas das amostras testadas no presente trabalho.

Tabela 3 – Caracterização das amostras

Propriedade	Amostra		
	Glicerol	PVCP	Epóxi
Densidade (g/cm ³)	1,26 ^a	1,03	1,19
Velocidade (m/s)	1913,39	1653,08	2540,73
Impedância acústica (MRays)	2,4	1,70	3,02
Calor específico (J/g.K)	1,92 ^b	1,65 ^c	1,71 ^d
Difusividade térmica (mm ² /s)	0,11	0,04	0,18
Condutibilidade térmica (W/m.K)	0,28 ^a	0,06 ^c	0,27 ^d

Valores obtidos na literatura – ^a (MEDEIROS *et al.*, 2010); ^b (LITOVITZ; DAVIS, 1965); ^c (MAGGI, 2011); ^d (COSTA, 2009).

As Figuras 10, 11 e 12 apresentam o valor do coeficiente de atenuação (dB/cm) do glicerol, PVCP e epóxi, respectivamente, obtido pelos métodos transmissão-recepção (TR) e força de radiação (BFR), em função do número de repetições realizadas no estudo. No método BFR, onze potências foram avaliadas (0,5 – 10W).

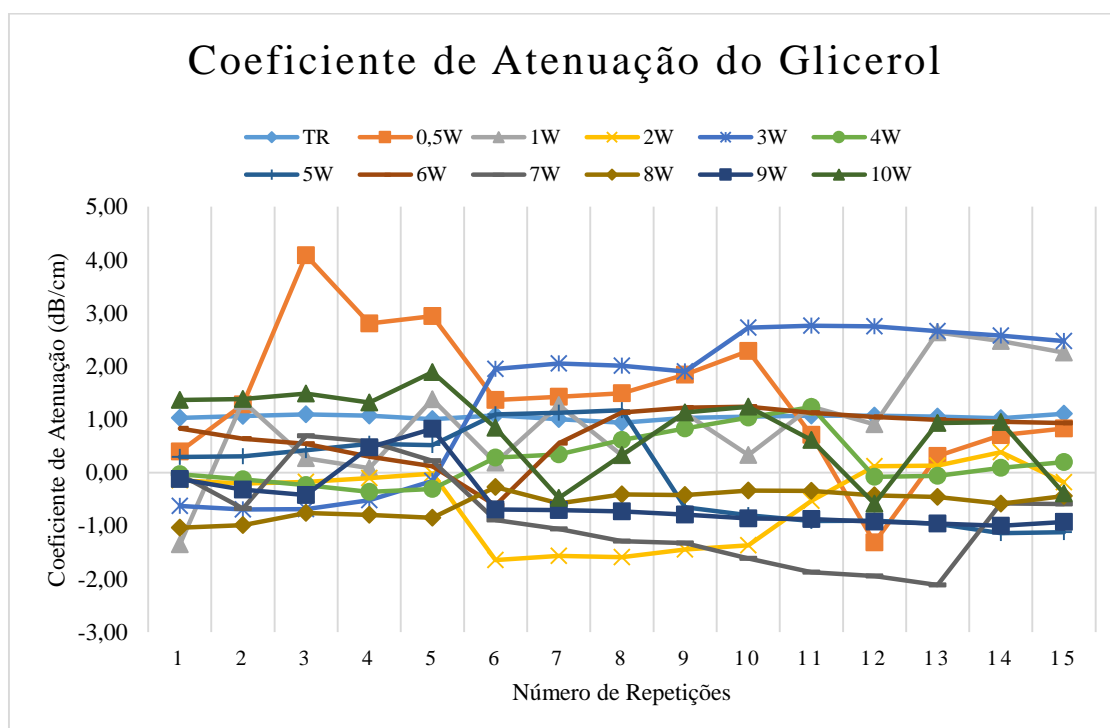


Figura 10 – Coeficiente de atenuação do glicerol pelos métodos TR e BRF em função do número de repetições realizadas.

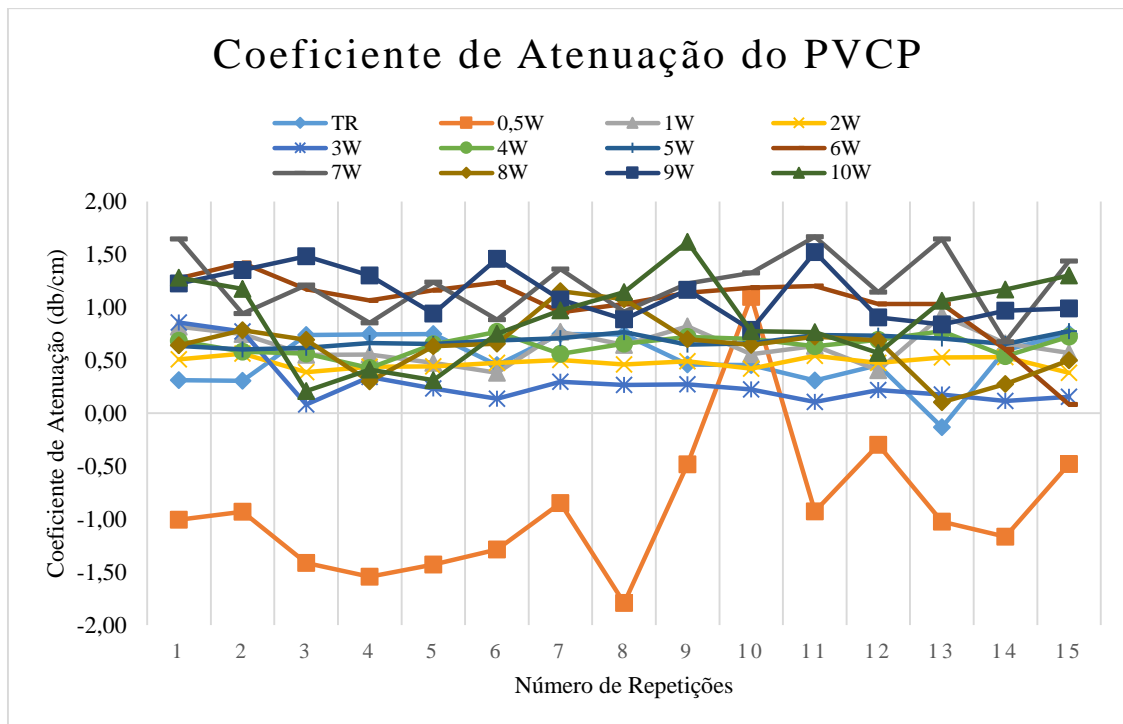


Figura 11 – Coeficiente de atenuação do PVC pelo método TR e BFR em função do número de repetições.

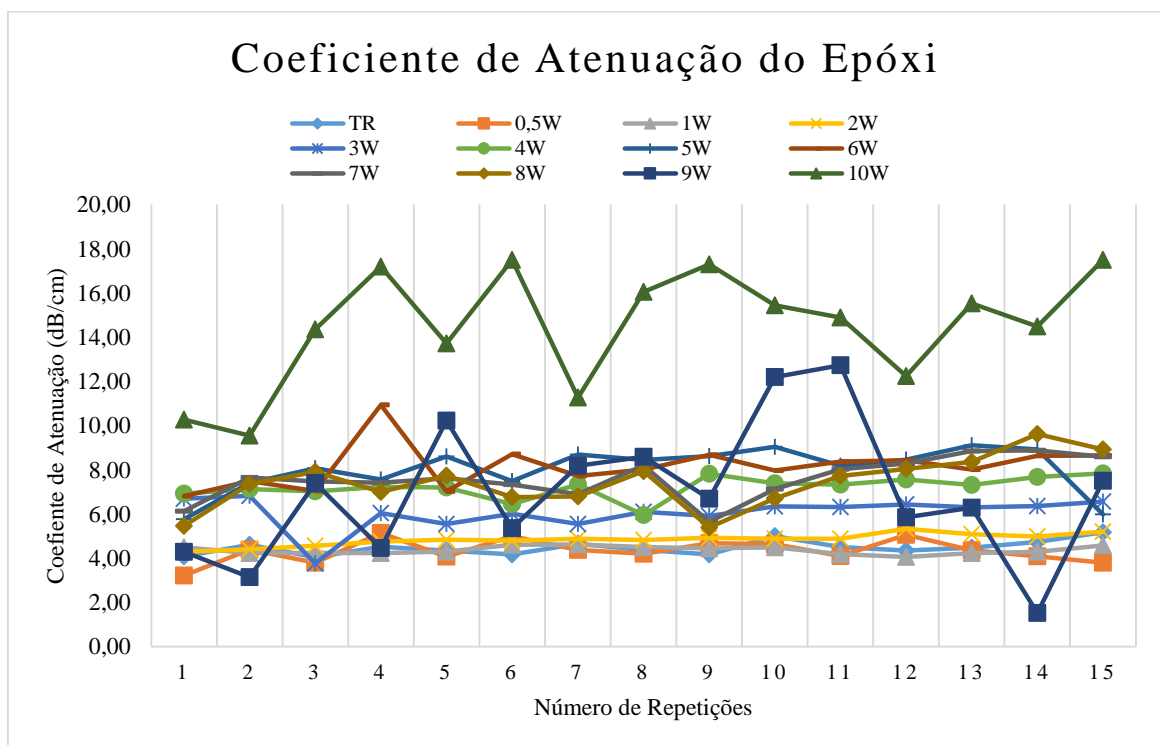


Figura 12 – Coeficiente de atenuação do epóxi pelos métodos TR e BRF em função do número de repetições realizadas.

A comparação entre os valores do coeficiente de atenuação entre os métodos BFR e TR apresentou diferenças estatisticamente significativas para todas as amostras testadas. A Tabela 4 apresenta os valores do poder do teste Kruskal-Wallis (H) e de p. Além disso, pelo teste de Tukey, destaca-se quais as potências testadas no método BFR, nas quais o coeficiente de atenuação foi estatisticamente diferente ($p < 0,005$) do coeficiente de atenuação obtido pelo método TR.

Tabela 4 – Valor de p e do poder do teste Kruskal-Wallis (H). Potências (W) em que o coeficiente de atenuação de TR e BFR apresentaram diferenças estatisticamente significativas

Teste		Glicerol	PVCP	Epóxi
Kruskal- Wallis	H	95,381	114,605	137,792
	P	<0,001	<0,001	<0,001
Tukey		TR	TR	TR
		2, 5, 7, 8, 9	6, 7, 9	4, 5, 6, 7, 8,10

O valor de p e do poder do teste Kruskal-Wallis (H) aplicado para comparar o coeficiente de atenuação nas diferentes potências testadas no método BFR e a relação das potências que apresentam diferenças estatisticamente significante entre si, foram apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 – Valor de p e do poder do teste Kruskal-Wallis (H). Potências (W) em que o coeficiente de atenuação apresentou diferenças estatisticamente significativas entre si

Teste		Glicerol	PVCP	Epóxi
Kruskal- Wallis	H	77,759	108,277	122,914
	p	<0,001	<0,001	<0,001
Tukey		0,5	0,5	0,5
		2, 5, 7, 8, 9	1, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10	4, 5, 6, 7, 8, 9, 10
		1	6	1
		2, 7, 8, 9	2, 3	4, 5, 6, 7, 8, 9, 10
		3	7	2
		2, 7, 8, 9	1, 2, 3, 4, 8	5, 6, 7, 8, 10
		6	9	10
		2, 7, 8, 9	1, 2, 3, 4, 8	3, 4, 8, 9
	10	10	-	
	2, 7, 8, 9	2, 3		

As Tabelas 6, 7 e 8 apresentam os valores da incerteza-padrão tipo A relacionada à amplitude do sinal de referência e do sinal da amostra (método TR) e relacionada à potência de referência e potência da amostra nas diferentes potências testadas no método BFR, para o glicerol, PVCPC e epóxi, respectivamente.

Tabela 6 – Incerteza-padrão tipo A (μ_A) relacionada à amplitude (método TR) e à potência (método BFR) para a estimativa de coeficiente de atenuação do Glicerol

Incerteza-padrão tipo A (μ_A)				
	Referência 1	Glicerol 1	Referência 2	Glicerol 2
TR	$4,86 \times 10^{-1}$	$3,94 \times 10^{-1}$	$3,49 \times 10^{-5}$	$2,95 \times 10^{-5}$
0,5	$1,96 \times 10^{-2}$	$5,09 \times 10^{-2}$	$1,16 \times 10^{-2}$	$2,65 \times 10^{-2}$
1 W	$2,71 \times 10^{-2}$	$8,63 \times 10^{-2}$	$8,28 \times 10^{-2}$	$4,30 \times 10^{-2}$
2 W	$5,52 \times 10^{-4}$	$2,50 \times 10^{-2}$	$2,98 \times 10^{-2}$	$2,14 \times 10^{-2}$
3 W	$6,95 \times 10^{-4}$	$1,29 \times 10^{-2}$	$5,03 \times 10^{-2}$	$5,07 \times 10^{-2}$
4 W	$9,26 \times 10^{-2}$	$1,13 \times 10^{-2}$	$6,58 \times 10^{-2}$	$2,10 \times 10^{-2}$
5 W	$1,29 \times 10^{-2}$	$6,33 \times 10^{-2}$	$9,07 \times 10^{-2}$	$6,50 \times 10^{-2}$
6 W	$1,35 \times 10^{-2}$	$4,82 \times 10^{-2}$	$5,33 \times 10^{-2}$	$2,58 \times 10^{-2}$
7 W	$6,90 \times 10^{-2}$	$6,30 \times 10^{-2}$	$7,39 \times 10^{-2}$	$4,22 \times 10^{-2}$
8 W	$6,04 \times 10^{-2}$	$4,40 \times 10^{-2}$	$1,74 \times 10^{-2}$	$6,24 \times 10^{-2}$
9 W	$8,00 \times 10^{-2}$	$3,17 \times 10^{-2}$	$2,37 \times 10^{-2}$	$5,63 \times 10^{-2}$
10 W	$2,51 \times 10^{-2}$	$4,28 \times 10^{-2}$	$8,89 \times 10^{-2}$	$3,48 \times 10^{-2}$

Tabela 7 – Incerteza-padrão tipo A (μ_A) relacionada à amplitude (método TR) e à potência (método BFR) para a estimativa de coeficiente de atenuação do PVCPC

Incerteza-padrão tipo A (μ_A)				
	Referência 1	PVCP 1	Referência 2	PVCP 2
TR	$2,41 \times 10^{-5}$	$5,19 \times 10^{-5}$	$2,25 \times 10^{-5}$	$1,98 \times 10^{-5}$
0,5 W	$2,79 \times 10^{-2}$	$1,05 \times 10^{-2}$	$1,40 \times 10^{-2}$	$5,19 \times 10^{-4}$
1 W	$8,05 \times 10^{-4}$	$9,04 \times 10^{-4}$	$1,36 \times 10^{-2}$	$1,20 \times 10^{-2}$
2 W	$1,21 \times 10^{-2}$	$1,01 \times 10^{-2}$	$7,97 \times 10^{-4}$	$8,44 \times 10^{-4}$
3 W	$2,63 \times 10^{-2}$	$9,78 \times 10^{-2}$	$9,34 \times 10^{-4}$	$1,15 \times 10^{-2}$
4 W	$9,98 \times 10^{-4}$	$1,90 \times 10^{-2}$	$1,97 \times 10^{-2}$	$3,45 \times 10^{-2}$
5 W	$2,84 \times 10^{-2}$	$1,57 \times 10^{-2}$	$2,42 \times 10^{-2}$	$3,08 \times 10^{-2}$
6 W	$4,53 \times 10^{-2}$	$7,93 \times 10^{-2}$	$2,68 \times 10^{-2}$	$4,37 \times 10^{-2}$
7 W	$3,14 \times 10^{-2}$	$2,02 \times 10^{-2}$	$3,25 \times 10^{-2}$	$5,15 \times 10^{-2}$
8 W	$3,27 \times 10^{-2}$	$2,69 \times 10^{-2}$	$1,88 \times 10^{-2}$	$2,26 \times 10^{-2}$
9 W	$3,22 \times 10^{-2}$	$5,17 \times 10^{-2}$	$6,37 \times 10^{-2}$	$2,72 \times 10^{-2}$
10 W	$5,64 \times 10^{-2}$	$5,64 \times 10^{-2}$	$8,46 \times 10^{-2}$	$1,71 \times 10^{-2}$

Tabela 8 – Incerteza-padrão tipo A (μ_A) relacionada à amplitude (método TR) e à potência (método BFR) para a estimativa de coeficiente de atenuação do Epóxi

Incerteza-padrão tipo A (μ_A)				
	Referência 1	Epóxi 1	Referência 2	Epóxi 2
TR	$2,48 \times 10^{-5}$	$6,84 \times 10^{-5}$	$2,66 \times 10^{-5}$	$3,44 \times 10^{-5}$
0,5 W	$1,75 \times 10^{-2}$	$1,03 \times 10^{-2}$	$1,10 \times 10^{-2}$	$8,90 \times 10^{-4}$
1 W	$1,03 \times 10^{-2}$	$6,40 \times 10^{-4}$	$9,86 \times 10^{-4}$	$5,41 \times 10^{-4}$
2 W	$6,52 \times 10^{-4}$	$6,23 \times 10^{-4}$	$6,36 \times 10^{-4}$	$3,73 \times 10^{-2}$
3 W	$1,10 \times 10^{-2}$	$2,36 \times 10^{-2}$	$1,66 \times 10^{-2}$	$5,78 \times 10^{-2}$
4 W	$1,53 \times 10^{-2}$	$1,59 \times 10^{-2}$	$1,87 \times 10^{-2}$	$5,72 \times 10^{-2}$
5 W	$2,71 \times 10^{-2}$	$4,80 \times 10^{-2}$	$1,86 \times 10^{-2}$	$3,02 \times 10^{-2}$
6 W	$2,83 \times 10^{-2}$	$2,30 \times 10^{-2}$	$5,73 \times 10^{-2}$	$2,63 \times 10^{-2}$
7 W	$5,56 \times 10^{-2}$	$1,64 \times 10^{-2}$	$3,55 \times 10^{-2}$	$4,22 \times 10^{-2}$
8 W	$6,42 \times 10^{-2}$	$2,70 \times 10^{-2}$	$3,55 \times 10^{-2}$	$4,29 \times 10^{-2}$
9 W	$7,66 \times 10^{-2}$	$1,18 \times 10^{-1}$	$7,30 \times 10^{-2}$	$1,04 \times 10^{-1}$
10 W	$1,08 \times 10^{-2}$	$1,42 \times 10^{-1}$	$8,18 \times 10^{-2}$	$8,11 \times 10^{-2}$

A incerteza-padrão tipo B relacionada à espessura (paquímetro), amplitude do sinal (gerador de sinais e osciloscópio) e potência (BFR) é apresentada na Tabela 9.

Tabela 9 – Incerteza-padrão tipo B (μ_B) relacionada à espessura (cm), amplitude (V) e potência (W) para a medição do coeficiente de atenuação

Variável de entrada	Instrumento	Incerteza-padrão tipo B
Espessura	Paquímetro	$8,33 \times 10^{-2}$
Amplitude	Gerador de sinais	$1,67 \times 10^{-4}$
	Osciloscópio	$1,30 \times 10^{-2}$
Potência	Balança de Força de Radiação	$3,33 \times 10^{-4}$

A Tabela 10 exibe os valores do coeficiente de sensibilidade para a medição do coeficiente de atenuação relacionado à espessura (x), amplitude de referência (V_{ref}) e da amostra ($V_{amostra}$) (método TR) e relacionado à potência de referência (P_{ref}) e da amostra ($P_{amostra}$) (método BFR) do Glicerol, PVC e Epóxi.

Tabela 10 – Coeficiente de sensibilidade do coeficiente de atenuação relacionado à espessura (x), amplitude de referência (V_{ref}) e da amostra ($V_{amostra}$) (método TR) e potência de referência (P_{ref}) e da amostra ($P_{amostra}$) (método BFR) do Glicerol, PVCP e Epóxi

		Coeficiente de sensibilidade (ci)					
		Glicerol 1	Glicerol 2	PVCP 1	PVCP 2	Epóxi 1	Epóxi 2
TR	x	1,05	0,14	27,52	1,58	-53,24	-2,31
	V_{ref}	-2,27	-12632,66	-56642,68	-76015,41	-143572,27	-66221,41
	$V_{amostra}$	2,79	14960,17	121964,24	86580,76	52008,39	51218,49
0,5W	x	1,34	1,23	2,38	0,36	9,72	5,05
	P_{ref}	-27,35	-13,44	-21,62	-12,49	-26,13	-13,15
	$P_{amostra}$	28,73	16,11	24,69	13,25	37,86	28,79
1W	x	1,96	1,11	2,02	1,00	10,68	5,31
	P_{ref}	-12,02	-6,15	-9,71	-5,56	-11,47	-5,89
	$P_{amostra}$	12,91	7,25	10,87	6,55	17,23	13,42
2W	x	4,72	0,82	2,00	0,92	11,08	5,70
	P_{ref}	-5,23	-2,66	-4,29	-2,47	-5,07	-2,61
	$P_{amostra}$	6,23	3,00	4,80	2,87	7,74	6,33
3W	x	5,19	2,13	2,25	0,90	12,00	6,68
	P_{ref}	-2,43	-1,71	-2,77	-1,58	-2,36	-1,61
	$P_{amostra}$	4,15	2,34	3,14	1,84	5,31	4,54
4W	x	4,57	1,28	1,80	0,93	12,01	7,38
	P_{ref}	-2,60	-1,27	-2,12	-1,18	-2,49	-1,19
	$P_{amostra}$	3,07	1,54	2,34	1,37	3,94	3,74
5W	x	3,61	0,84	1,74	0,93	12,21	7,90
	P_{ref}	-2,05	-1,01	-1,68	-0,93	-1,96	-0,94
	$P_{amostra}$	2,34	1,14	1,85	1,08	3,12	3,19
6W	x	2,31	1,04	1,12	0,89	13,01	8,20
	P_{ref}	-1,69	-0,84	-1,33	-0,77	-1,62	-0,78
	$P_{amostra}$	1,84	0,98	1,42	0,89	2,65	2,77
7W	x	4,31	0,56	0,83	0,88	13,22	7,90
	P_{ref}	-1,39	-0,71	-1,14	-0,64	-1,36	-0,59
	$P_{amostra}$	1,63	0,78	1,19	0,74	2,25	2,02
8W	x	3,25	0,45	0,93	0,63	13,66	7,91
	P_{ref}	-1,23	-0,62	-1,00	-0,58	-1,19	-0,59
	$P_{amostra}$	1,38	0,66	1,05	0,65	2,01	2,03
9W	x	3,57	0,55	0,94	0,87	21,70	9,46
	P_{ref}	-1,08	-0,55	-0,89	-0,50	-1,04	-0,52
	$P_{amostra}$	1,23	0,60	0,94	0,57	2,39	2,24
10W	x	1,33	0,84	0,13	0,48	18,41	13,24
	P_{ref}	-0,96	-0,50	-0,83	-0,46	-0,95	-0,46
	$P_{amostra}$	1,01	0,56	0,83	0,49	1,92	3,59

As Tabelas 11 e 12 mostram os valores de incerteza combinada (uc) e incerteza expandida (U) para as amostras de glicerol, PVCP e epóxi, respectivamente. O fator de abrangência (ka) foi de 1,65 para todas as amostras, pois considerou-se a distribuição do coeficiente de atenuação como uma distribuição retangular.

Tabela 11 – Incerteza combinada

	Incerteza combinada (uc)					
	Glicerol 1	Glicerol 2	PVCP 1	PVCP 2	Epóxi 1	Epóxi 2
TR	$1,22 \times 10^0$	$1,53 \times 10^{11}$	$2,07 \times 10^4$	$1,86 \times 10^4$	$2,60 \times 10^4$	$7,82 \times 10^3$
0,5W	$2,27 \times 10^{-2}$	$3,06 \times 10^{-2}$	$9,62 \times 10^{-2}$	$1,82 \times 10^{-2}$	$1,42 \times 10^{-2}$	$3,34 \times 10^{-2}$
1W	$9,50 \times 10^{-2}$	$3,19 \times 10^{-2}$	$1,11 \times 10^{-2}$	$4,45 \times 10^{-4}$	$6,32 \times 10^{-2}$	$1,52 \times 10^{-2}$
2W	$1,32 \times 10^{-2}$	$2,31 \times 10^{-2}$	$4,18 \times 10^{-4}$	$1,04 \times 10^{-4}$	$5,53 \times 10^{-2}$	$1,69 \times 10^{-2}$
3W	$2,76 \times 10^{-2}$	$7,47 \times 10^{-2}$	$9,03 \times 10^{-4}$	$7,14 \times 10^{-5}$	$1,44 \times 10^{-2}$	$2,21 \times 10^{-2}$
4W	$2,07 \times 10^{-2}$	$7,14 \times 10^{-4}$	$2,23 \times 10^{-4}$	$8,04 \times 10^{-5}$	$8,36 \times 10^{-2}$	$2,47 \times 10^{-2}$
5W	$1,23 \times 10^{-2}$	$2,90 \times 10^{-2}$	$2,16 \times 10^{-4}$	$6,83 \times 10^{-5}$	$6,64 \times 10^{-2}$	$7,27 \times 10^{-2}$
6W	$4,60 \times 10^{-2}$	$4,16 \times 10^{-4}$	$1,88 \times 10^{-4}$	$3,20 \times 10^{-4}$	$9,28 \times 10^{-2}$	$5,44 \times 10^{-2}$
7W	$6,26 \times 10^{-2}$	$5,90 \times 10^{-4}$	$8,23 \times 10^{-4}$	$3,15 \times 10^{-4}$	$8,33 \times 10^{-2}$	$6,48 \times 10^{-2}$
8W	$2,41 \times 10^{-2}$	$1,05 \times 10^{-4}$	$7,00 \times 10^{-4}$	$1,07 \times 10^{-4}$	$9,64 \times 10^{-2}$	$6,61 \times 10^{-2}$
9W	$1,40 \times 10^{-2}$	$7,03 \times 10^{-4}$	$5,60 \times 10^{-4}$	$5,51 \times 10^{-5}$	$6,03 \times 10^{-2}$	$3,12 \times 10^{-2}$
10W	$1,40 \times 10^{-2}$	$1,28 \times 10^{-2}$	$1,23 \times 10^{-2}$	$6,44 \times 10^{-5}$	$5,18 \times 10^{-2}$	$4,98 \times 10^{-2}$

Tabela 12 – Incerteza expandida

	Incerteza expandida (U)					
	Glicerol 1	Glicerol 2	PVCP 1	PVCP 2	Epóxi 1	Epóxi 2
TR	$2,02 \times 10^0$	$2,53 \times 10^{11}$	$3,41 \times 10^4$	$3,06 \times 10^4$	$4,30 \times 10^4$	$1,29 \times 10^4$
0,5W	$3,74 \times 10^{-2}$	$5,05 \times 10^{-2}$	$1,59 \times 10^{-2}$	$3,00 \times 10^{-2}$	$2,35 \times 10^{-2}$	$5,51 \times 10^{-2}$
1W	$1,57 \times 10^{-2}$	$5,26 \times 10^{-2}$	$1,83 \times 10^{-2}$	$7,34 \times 10^{-4}$	$1,04 \times 10^{-2}$	$2,51 \times 10^{-2}$
2W	$2,18 \times 10^{-2}$	$3,80 \times 10^{-2}$	$6,90 \times 10^{-4}$	$1,71 \times 10^{-4}$	$9,13 \times 10^{-2}$	$2,79 \times 10^{-2}$
3W	$4,56 \times 10^{-2}$	$1,23 \times 10^{-2}$	$1,49 \times 10^{-2}$	$1,18 \times 10^{-4}$	$2,38 \times 10^{-2}$	$3,64 \times 10^{-2}$
4W	$3,41 \times 10^{-2}$	$1,18 \times 10^{-2}$	$3,68 \times 10^{-4}$	$1,33 \times 10^{-4}$	$1,38 \times 10^{-2}$	$4,07 \times 10^{-2}$
5W	$2,03 \times 10^{-2}$	$4,79 \times 10^{-2}$	$3,57 \times 10^{-4}$	$1,13 \times 10^{-4}$	$1,10 \times 10^{-2}$	$1,20 \times 10^{-2}$
6W	$7,59 \times 10^{-2}$	$6,86 \times 10^{-4}$	$3,10 \times 10^{-4}$	$5,28 \times 10^{-4}$	$1,53 \times 10^{-2}$	$8,98 \times 10^{-2}$
7W	$1,03 \times 10^{-2}$	$9,74 \times 10^{-4}$	$1,36 \times 10^{-2}$	$5,19 \times 10^{-4}$	$1,37 \times 10^{-2}$	$1,07 \times 10^{-2}$
8W	$3,97 \times 10^{-2}$	$1,73 \times 10^{-4}$	$1,15 \times 10^{-2}$	$1,76 \times 10^{-4}$	$1,59 \times 10^{-2}$	$1,09 \times 10^{-2}$
9W	$2,31 \times 10^{-2}$	$1,16 \times 10^{-2}$	$9,25 \times 10^{-4}$	$9,09 \times 10^{-5}$	$9,95 \times 10^{-2}$	$5,15 \times 10^{-2}$
10W	$2,32 \times 10^{-2}$	$2,11 \times 10^{-2}$	$2,03 \times 10^{-2}$	$1,06 \times 10^{-4}$	$8,55 \times 10^{-2}$	$8,21 \times 10^{-2}$

7 DISCUSSÃO

O US possibilita a diferenciação e caracterização tecidual por meio de diversas técnicas (DALECKI, 2004) que detectam as mudanças nas estruturas mecânicas dos tecidos. O método de FR acústica apresenta crescente (OPHIR *et al.*, 1991; NIGHTINGALE *et al.*, 2002; CZERNUSZEWICZ *et al.*, 2015) aplicação na área médica, especialmente em diagnóstico por imagem e caracterização tecidual (SARVAZYAN *et al.*, 2010). Os estudos pioneiros que utilizaram o método da FR para obter parâmetros acústicos, apontaram limitações metodológicas que afetavam a precisão dos resultados (MARKHAM *et al.*, 1951). Estudos foram desenvolvidos a fim de minimizar os problemas encontrados na realização dos experimentos que utilizavam a FR, Hsu (1945) e Kossoff (1965), por exemplo, propuseram balanças capazes de detectar a FR com maior precisão e indicaram cuidados que deveriam ser tomados durante as medições. A medida que o método sofreu aprimoramentos, ocorreu um maior interesse dos pesquisadores na verificação da potência de saída de transdutores de US do que na caracterização de materiais pelo método BFR. Frente a esse cenário, o presente trabalho propôs a utilização do método que usa a BFR para estimar a atenuação de materiais.

O método BFR utilizado na presente pesquisa é composto por um equipamento de US fisioterapêutico, uma BFR e um equipamento registrador de temperatura (unidade de aquisição, comutação e registro de dados LXI modelo 34972A). Estimar a atenuação pelo meio da FR possui aspectos vantajosos quando comparado com outros métodos, uma vez que o esquema experimental favorece a utilização que qualquer modelo de transdutor, seja de alta ou baixa frequência, devendo somente averiguar se as especificações da balança são adequadas para a potência do US utilizado. Outro aspecto interessante é que neste método a potência total emitida pelo transdutor é captada pelo alvo, já que o método de medição da força de radiação se baseia na integração da potência emitida pelo transdutor.

O US fisioterapêutico foi utilizado nesta pesquisa, pois é frequente nas clínicas de fisioterapia por ser um produto de baixo custo de aquisição e manutenção, oferecendo uma modalidade de calor profundo para tratamento de diversos acometimentos, além de ofertar tratamentos baseados no efeito mecânico do US. Como esses equipamentos são frequentemente utilizados em terapia, é importante ter o conhecimento de seu real funcionamento, assim como dos níveis de interação com os tecidos biológicos, a fim de garantir a segurança do paciente e o alcance dos efeitos terapêuticos desejados. Ergün

(2011) aponta que o principal mecanismo de atenuação ultrassônica em tecidos moles é a absorção, desta forma, fica clara a necessidade de estudar a atenuação utilizando US fisioterapêutico, para garantir que na terapia o aquecimento seja adequado, assim como que o tecido a ser tratado seja atingido pelas ondas do US de forma eficaz e eficiente.

Para assegurar resultados mais precisos, as condições ambientais e experimentais foram controladas. A temperatura ambiente e a temperatura da água foram monitoradas para mantê-las na faixa de 24 ± 3 °C, como recomendado pelo fabricante da BRF, de forma a garantir o melhor funcionamento da balança. A temperatura das amostras e da água foram registradas durante os experimentos para monitorar a faixa de variação da temperatura e a sua influência sobre a atenuação. Além disso, a água destilada e degaseificada foi usada a fim de evitar a formação de bolhas na água. O método proposto utiliza a BRF que é bastante precisa, o que representa uma vantagem para a estimação do coeficiente de atenuação. No entanto, é muito sensível a vibrações e fluxos de ar externos, assim requer especial cuidado com as condições ambientais para evitar o registro de dados errados. A manipulação da BFR e do equipamento de US é simples e até mesmo intuitiva, assim, não apresenta dificuldade para a realização das mensurações.

O equipamento de US foi utilizado na frequência central de 1 MHz, no modo de emissão contínua, variando a potência nominal entre 0,5 e 10 W. Várias potências foram testadas a fim de identificar a existência de um comportamento padrão e analisar a sua influência sobre a atenuação ultrassônica em uma faixa de potência e frequência utilizada nos protocolos terapêuticos. Na fase inicial dos experimentos realizados na atual pesquisa utilizou-se o tempo de emissão do US de um minuto e os resultados foram descritos em Costa *et al.* (2014), então surgiu a ideia que novos experimentos fossem realizados com menor tempo de emissão do US para evitar a formação de bolhas e o aquecimento exagerado das amostras. Assim, o temporizador foi ajustado em 1 minuto, pois era o tempo mínimo oferecido pelo aparelho, mas a emissão do US foi interrompida em 30 segundos.

Materiais com diferentes características acústicas e estados físicos foram testados nesta pesquisa para conhecer as possíveis indicações do uso da FR para o cálculo da atenuação. O glicerol foi escolhido como a amostra de referência por possuir suas propriedades bem descritas na literatura (BEATRIZ *et al.*, 2011; FIGUEIREDO *et al.*, 2010; LITOVITZ; DAVIS, 1965).

A BFR é capaz de detectar a potência gerada pelo equipamento de US por meio da FR. A potência medida diminui caso um objeto seja interposto entre o transdutor de

US e o alvo da BRF, uma vez que parte da energia é atenuada. Deve-se notar, entretanto, que vários mecanismos envolvidos precisam ser elucidados como é o caso da influência da reflexão, do espalhamento e da difração. Dessa forma, foi necessário compensar a reflexão, que ocorre nas interfaces. Rajacopal *et al.* (2015) recomendam que sejam testadas amostras com diferentes espessuras e que se deve subtrair os valores de perda por inserção, garantindo a correção para a perda de energia que ocorre entre as interfaces da amostra e a água.

O método transmissão-recepção se apresentou mais preciso que o BFR para todas as amostras testadas, uma vez que em geral as incertezas relacionadas ao método TR foram menores que as obtidas pelo método BFR. No caso do glicerol, a variação nas medidas de coeficiente de atenuação por meio da BFR pode estar relacionada ao fato de sua apresentação no estado líquido. Clayes *et al.* (1936) e Markham *et al.* (1951) discutem alguns fenômenos que ocorrem em amostras líquidas que se configuram em dificuldades na estimação da atenuação com precisão pelo método BFR. Dentre essas dificuldades, é citado o fluxo hidrodinâmico gerado pela agitação das moléculas devido a transmissão da energia mecânica e pelo fenômeno de transmissão de calor. Esse fluxo hidrodinâmico está relacionado à viscosidade do líquido, assim como com o volume. Esses fatores adicionados à dificuldade de monitoramento na formação de bolhas na face do transdutor ou do próprio líquido durante a emissão do US, possivelmente foram a razão da falta de precisão nos valores de coeficiente de atenuação do glicerol pelo método BRF.

A forma de determinar a espessura do glicerol para a realização das medidas pelo método BFR pode ser outro fator limitante da precisão do método. A Figura 3 representa a disposição do transdutor e da amostra de glicerol na BFR. A altura da coluna de glicerol (espessura da amostra) na peça de acoplamento foi determinada pela distância da face do transdutor em relação à película de PVC. Esse posicionamento foi determinado por meio de marcações previamente realizadas na haste que recebia o segurador do transdutor. Acredita-se que podem ter ocorrido pequenas variações na espessura da amostra devido a uma certa instabilidade na fixação do transdutor pelo segurador da BFR. Assim, sugere-se que para futuros trabalhos outro tipo de peça seja utilizado para garantir a espessura da amostra.

O glicerol e o PVCP apresentaram alguns valores de coeficiente de atenuação negativos o que pode ser devido a maneira de estimar a atenuação por meio da diferença das espessuras das amostras 2 e 1, resultando em uma fina camada de material que possivelmente foi insuficiente para detecção de diferenças na atenuação de forma

adequada. Por outro lado, como o epóxi é um material mais atenuante, a diferença de espessura entre suas amostras pode ter sido suficiente para garantir uma estimação da atenuação. Assim, sugere-se que outros trabalhos sejam desenvolvidos com uma maior diferença de espessura das amostras de forma a garantir um efeito mensurável da atenuação. A espessura e o sinal (amplitude ou potência) da amostra foram as variáveis de entrada que obtiveram maior contribuição para a incerteza das medições do cálculo da atenuação, assim reforçando o cuidado que deve ser tomado com essas variáveis para futuros experimentos.

Outro aspecto que deve ser ressaltado é a necessidade de verificar o funcionamento do equipamento de US, já que ele é uma potencial fonte de erro para as medições do coeficiente de atenuação pelo método BFR caso não emita a potência esperada de forma padrão, implicando em menor precisão. Diversos trabalhos (ABRUNHOSA *et al.*, 2012; GUIRRO *et al.*, 1997; GUIRRO; SANTOS, 2002; ISHIKAWA *et al.*, 2002; ROCHA *et al.*, 2014) foram desenvolvidos para verificar o funcionamento de equipamentos de US terapêutico utilizado em fisioterapia, para garantir a segurança dos pacientes e em muitos casos observou-se que os equipamentos estavam operando fora das normas. Para garantir a quantidade de energia entregue ao transdutor do equipamento de fisioterapia, em futuros trabalhos o transdutor pode ser ligado a um amplificador de potência, desta forma descartando flutuações nos valores de coeficiente de atenuação devido ao mal funcionamento do aparelho.

Os experimentos iniciais realizados na presente pesquisa calcularam a perda por inserção pelo método BFR e o coeficiente de atenuação, por meio do método TR, com amostra de PVCP, PVCP com grafite, epóxi e silicone conforme descrito em Costa *et al.*, (2014). Os resultados desses experimentos não apontaram diferenças significativas entre os métodos TR e BFR para as amostras de silicone e PVCP puro, no entanto, apontaram diferença estatisticamente significativa entre os métodos testados para as amostras de epóxi e PVCP com grafite. Acredita-se que a diferença se deu pelo fato que foi utilizado fator de correção das reflexões nas interfaces somente no método TR (COSTA *et al.*, 2014).

No atual estudo os métodos BFR e TR foram utilizados para estimar o coeficiente de atenuação da mesma forma e com o mesmo protocolo de compensação das reflexões nas interfaces. Apesar de usar os mesmos procedimentos para estimar a atenuação nos dois métodos, foi observado diferença estatisticamente significativas entre os métodos para todos os materiais testados. As diferenças encontradas entre os dois métodos podem

ser devido à potência de emissão e aos transdutores utilizados serem diferentes. Assim, sugere-se que em futuros trabalhos sejam realizados testando um amplificador de potência também no método TR, para gerar valores de potência emitida na faixa de potência usada em terapia e dar mais similaridade aos métodos comparados.

Observou-se que os valores de coeficiente de atenuação obtidos pelo método BFR em geral são maiores do que os obtidos pelo TR. Isto pode ser devido ao modo de emissão do US usado no método BFR ser contínuo, ocasionando uma alteração da temperatura local (até 2°C) e interferindo no coeficiente de atenuação. Dunn (1962) em sua pesquisa irradiando US em tecido nervoso para investigar a dependência da atenuação com a temperatura e a potência, demonstrou que ambas não exerceram influência sobre a atenuação de forma significativa, no entanto, Wells (1977) destaca que essa independência ocorre em curtos períodos de radiação do US.

Os resultados do método BFR demonstram que o coeficiente de atenuação apresenta um nível de dependência com a potência, resultando em uma relação linear entre elas. Esse fato ficou mais evidente para a amostra de epóxi, em que o coeficiente de atenuação aumentou conforme a potência aumentava. Além disso, houve diferença estatisticamente significativa entre a atenuação em diferentes grupos de potência para todas as amostras.

8 CONCLUSÕES

O presente trabalho abre caminho para o estabelecimento de um método alternativo para a medição de coeficiente de atenuação utilizando balança de força de radiação. Os valores de coeficiente de atenuação obtidos pelo método BFR variam com a potência e os valores que mais se aproximam de TR, foram conseguidos nas potências mais baixas (0,5 – 3W) do US utilizado em fisioterapia.

Este trabalho demonstra que nem sempre é possível transpor valores de coeficiente de atenuação utilizando US de baixa potência para valores obtidos por meio de US de alta potência, uma vez que foi detectada diferença estatisticamente significativa entre os métodos testados para todas as amostras. Os resultados sugerem que a BFR pode ser usada para medidas de atenuação utilizando equipamentos de US que emitem altas intensidades ultrassônicas desde que um fator de correção seja desenvolvido com base nos resultados obtidos pelo método TR.

Outros materiais devem ser testados para averiguar a indicação do método BFR. Adaptações no método podem ser pesquisadas para implantá-lo como uma ferramenta de auxílio para outras áreas, como diagnóstico em saúde e US de alta potência focalizado.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRUNHOSA, Viviane Mendes et al. Determinação da sensibilidade de transdutores ultrassônicos para fisioterapia pelo método da autorreciprocidade. **Rev. Bras. Eng. Biom**, v. 28, n. 1, p. 23-35, 2012.

ACHARYA, U. R. *et al.* Ultrasound-based tissue characterization and classification of fatty liver disease: A screening and diagnostic paradigm. **Knowledge-Based Systems**, v. 75, p. 66–77, fev. 2015.

ALVARENGA E. C., RODRIGUES, R., CARICATI-NETO, A. et al. Low-Intensity Pulsed Ultrasound-Dependent Osteoblast Proliferation Occurs by Via Activation of the P2Y Receptor: Role of the P2Y1 Receptor, **Bone**, v. 46, n. 2, p. 355-362, 2010.

AUSSEL, J. D.; MONCHALIN, J.-P. Measurement of ultrasound attenuation by laser ultrasonics. **Journal of Applied Physics**, v. 65, n. 8, p. 2918-2922, 1989.

AZHARI, H. **Basics of biomedical ultrasound for engineers**. Hoboken, N.J: Wiley : IEEE, 2010.

BEATRIZ, A.; ARAÚJO, Y. J. K.; LIMA, D. P. Glicerol: um breve histórico e aplicação em sínteses estereosseletivas. **Química Nova**, v. 34, n. 2, p. 306-219, 2011.

BORGNIS, F. E. Acoustic radiation pressure of plane compressional waves. **Reviews of Modern Physics**, v. 25, n. 3, p. 653–664, 1953.

BUIOCHI, E. B. *et al.* Transthoracic cardiac ultrasonic stimulation induces a negative chronotropic effect. **Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on**, v. 59, n. 12, 2012.

CALAS, M. J.; GUTFILEN, B.; PEREIRA, W. C. A. CAD e mamografia: porque usar esta ferramenta? **Radiol. Bras.**, v. 45, n. 1, p. 46–52, jan. 2012.

CARDONA, M. A. R.; ALVARENGA, A. V.; COSTA-FÉLIX, R. P. B. **Implantação da medição primária de potência ultra-sônica do laboratório de ultra-som do INMETRO**. In: METROSAÚDE 2005 – SIMPÓSIO DE METROLOGIA NA ÁREA DA SAÚDE. São Paulo, Brasil: 2005

CHAN, C. W.; QIN, L.; LEE, K. M.; ZHANG, M.; CHENG, J. C.; LEUNG, K. S. Low Intensity pulsed ultrasound accelerated bone remodeling during consolidation stage of Pulsed Ultrasound-Dependent Osteoblast Proliferation Occurs by Via Activation of the P2Y Receptor: Role of the P2Y1 Receptor, **Bone**, v. 46, n. 2 pp. 355-262, 2010.

CHEN, S. *et al.* Measurement of dynamic and static radiation force on a sphere. **Physical Review E**, v. 71, n. 5, maio 2005.

CHEUNG, W. H. *et al.* Applications of Exogenous Mesenchymal Stem Cells and Low Intensity Pulsed Ultrasound Enhance Fracture Healing in Rat Model. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 39, n. 1, p. 117–125, jan. 2013.

CLAEYS, J.; ERRERA, J.; SACK, H. Absorption of ultrasonic waves in liquids. **Transactions of the Faraday Society**, v. 33, p. 136, 1937.

- COBBOLD, R. S. C. **Foundations of biomedical ultrasound**. Oxford ; New York: Oxford University Press, 2007.
- COSTA, E. T.; LEEMAN, S. A measurement cell for ultrasound attenuation estimation in liquids. **Revista Brasileira de Engenharia**, Caderno de Engenharia Biomédica, v. 7, n. 1, p. 459-464, 1990.
- COSTA, Eduardo Tavares. **Development and application of a large-aperture PVDF hydrophone for measurement of linear and non-linear ultrasound fields**. 1989. Tese de Doutorado.
- COSTA, G. A.; FONTES-PEREIRA, A. J.; PEREIRA, W. C. A.; von KRUGER, M. A. **Radiation force balance as a resource to estimate attenuation of high power continuous ultrasound from insertion loss measurements**. Anais CBEB 2014. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014, Uberlândia, Brasil, 2014.
- COSTA, R. M. **Corpo de Prova de Resina Epóxi com Propriedades Termocromáticas para Avaliação Qualitativa do Feixe Ultra-sônico Aplicado em Fisioterapia**. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2009. Dissertação de mestrado.
- CZERNUSZEWICZ, T. J. *et al.* Non-invasive in Vivo Characterization of Human Carotid Plaques with Acoustic Radiation Force Impulse Ultrasound: Comparison with Histology after Endarterectomy. **Ultrasound in Medicine & Biology**, 2015.
- DALECKI, D. Mechanical bioeffects of ultrasound. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 6, n. 1, p. 229–248, 15 ago. 2004.
- DOGRA, V. S.; ZHANG, M.; BHATT, S. High-Intensity Focused Ultrasound (HIFU) Therapy Applications. **Ultrasound Clinics**, v. 4, n. 3, p. 307–321, jul. 2009.
- DUARTE, L. R. The Stimulation of Bone Growth by Ultrasound, **Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery**, v. 101, n. 3, pp. 153–159, 1983.
- DUNN, Floyd. Temperature and amplitude dependence of acoustic absorption in tissue. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 34, n. 10, p. 1545-1547, 1962.
- DUNN, Floyd; FRY, William J. Ultrasonic absorption and reflection by lung tissue. **Physics in medicine and biology**, v. 5, n. 4, p. 401, 1961.
- ERGÜN, A. S. Analytical and numerical calculations of optimum design frequency for focused ultrasound therapy and acoustic radiation force. **Ultrasonics**, v. 51, n. 7, p. 786–794, Oct. 2011.
- ERIKSON, K. R.; FRY, F. J.; JONES, J. P. Ultrasound in Medicine- A Review. **Transactions on Sonics and Ultrasonics**, v. 21, n. 3, p. 144–170, 1974.
- Evaluation of measurement data: **Guide to the expression of uncertainty in measurement** – GUM 2008. 2008.
- FICK, S. E.; RUGGLES, D. In-situ Attenuation Corrections for Radiation Force Measurements of High Frequency Ultrasound with a Conical Target. **Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology**, v. 111, n. 6, 2006.

FIGUEIREDO, M. K-K. *et al.* Estudo de fatores que influenciam o cálculo de incerteza da medição de atenuação em líquidos. 2010.

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

GOÑI, M. A.; ROUSSEAU, C.-E. On the validity and improvement of the ultrasonic pulse-echo immersion technique to measure real attenuation. **Ultrasonics**, v. 54, n. 2, p. 544–550, fev. 2014.

GREENSPAN, M.; BRECKENRIDGE, F. R.; TSCHIEGG, C. E. Ultrasonic transducer power output by modulated radiation pressure. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 63, n. 4, p. 1031-1038, 1978.

GUIRRO, R. *et al.* Calibration of acoustic intensity of therapeutic ultrasound equipment in use in the city of Piracicaba. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 2, n. 1, p. 35-7, 1997.

GUIRRO, Rinaldo; DOS SANTOS, Sandra C. Britshcy. Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment. **Ultrasonics**, v. 39, n. 8, p. 553-557, 2002.

HEDRICK, W. R.; HYKES, D. L.; STARCHMAN, D. E. **Ultrasound Physics an Instrumentation**. 3. ed. St Louis Mo: Moby, 1995.

HEKKENBERG, R. T. *et al.* Validated ultrasonic power measurements up to 20 w. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 27, n. 3, p. 427–438, mar. 2001.

HILL, C. R. Calibration of Ultrasonic Beams for Bio-Medical Applications. **Physics in Medicine and Biology**, v. 15, n. 2, p. 241–248, 1970.

HSU, E. T. Y. Measurement of Supersonic Absorption in Water by the Balance Method with Mechanical Integration. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 17, n. 2, p. 127, 1945.

IEC 61161 - Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0,5 MHz to 25 MHz. IEC Publication, 2013.

ISHIKAWA, N. M. *et al.* Análise do desempenho de equipamentos de ultra-som para fisioterapia, operando na cidade do rio de janeiro, conforme a norma NBRIIEC 1689 da ABNT. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 6, n. 2, p. 63-69, 2002.

KAK, A. C.; DINES, K. A. Signal Processing of Broadband Pulsed Ultrasound: Measurement of Attenuation of Soft Biological Tissues. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-25, n. 4, p. 321–344, jul. 1978.

KANAYAMA, Y. *et al.* Real-time ultrasound attenuation imaging of diffuse fatty liver disease. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 39, n. 4, p. 692-705, 2013.

KING, R. L. *et al.* Effective Parameters for Ultrasound-Induced In Vivo Neurostimulation. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 39, n. 2, p. 312–331, fev. 2013.

KING, R. L. *et al.* Effective Parameters for Ultrasound-Induced In Vivo Neurostimulation. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 39, n. 2, p. 312–331, fev. 2013.

KISS, Miklos Z.; VARGHESE, Tomy; KLIEWER, M. A. Ex vivo ultrasound attenuation coefficient for human cervical and uterine tissue from 5 to 10MHz. **Ultrasonics**, v. 51, n. 4, p. 467-471, 2011.

KOSSOFF, G. Balance Technique for the Measurement of Very Low Ultrasonic Power Outputs. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 38, n. 5, p. 880, 1965.

LIONETTO, F.; MAFFEZZOLI, A. Monitoring the Cure State of Thermosetting Resins by Ultrasound. **Materials**, v. 6, n. 9, p. 3783–3804, 5 set. 2013.

LITOVITZ, T. A.; DAVIS, C. M. Physical acoustics. **Mason WP, Ed**, v. 2, 1965.

LITOVITZ, T. A.; DAVIS, C. M. Structural and shear relaxation in liquids. **Physical acoustics**, v. 2, n. Part A, p. 281-349, 1965.

MAGGI, L. E. **Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms ultrassônicos**. Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE—Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, Fevereiro 2011.

MAHATME, U. B. *et al.* Applications of Ultrasound in Medical Science: A Review. **International Journal of Science and Research**, p. 134–144, jan. 2015.

MARKHAM, J.; BEYER, R.; LINDSAY, R. Absorption of Sound in Fluids. **Reviews of Modern Physics**, v. 23, n. 4, p. 353–411, out. 1951.

MEDEIROS, P. S. G.; BARBOSA, C. R. F.; FONTES, F. A. O. Propriedades Termofísicas de Fluidos Secundários À Base De Álcool Para Termoacumulação. **HOLOS**, v. 4, p. 74-87, 2010.

MEZIRI, M. *et al.* In vitro chronic hepatic disease characterization with a multiparametric ultrasonic approach. **Ultrasonics**, v. 43, n. 5, p. 305–313, mar. 2005.

National Physical Laboratory (NPL). Underwater Acoustics, Technical Guides - Speed of Sound in Pure Water. Teddington, Middlesex, UK: NPL, 2000.

NIGHTINGALE, K. *et al.* Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 28, n. 2, p. 227-235, 2002.

Ohmic Instruments Company. Operator's Manual, June 2009.

OMENA, T. P. **Calorímetro diferencial com matriz linear de termopares para avaliação do aquecimento ao longo do feixe ultra-sônico gerado por equipamentos de Fisioterapia**. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009. Dissertação de Mestrado.

OPHIR, J. *et al.* Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. **Ultrasonic imaging**, v. 13, n. 2, p. 111-134, 1991.

PALIWAL, S.; MITRAGOTRI, S. Therapeutic opportunities in biological responses of ultrasound. **Ultrasonics**, v. 48, n. 4, p. 271–278, ago. 2008.

PARKER, K. J. Ultrasonic attenuation and absorption in liver tissue. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 9, n. 4, p. 363–369, 1983.

RAJAGOPAL, S.; SADHOO, N.; ZEQRIRI, B. Reference characterisation of sound speed and attenuation of the IEC agar-based tissue-mimicking material up to a frequency of 60 MHz. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 41, n. 1, p. 317–233, 2015.

ROCHA, S. S. *et al.* **Avaliação da potência ultrassônica durante um ano de um equipamento de ultrassom fisioterapêutico**. Anais CBEB 2014. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014, Uberlândia, Brasil, 2014.

SAMPAIO, João Alves; DA SILVA, Fernanda Arruda N. Gomes. Determinação das densidades de sólidos e de polpa. **Tratamento de minérios: Práticas laboratoriais**. Rio de Janeiro: CETEM, p. 35-51, 2007.

SANT'ANNA, E. F.; LEVEN, R. M.; VIRDI, A. S.; *et al.* Effect of low intensity pulsed ultrasound and BMP⁻² on rat bone marrow stromal cell gene expression, **Journal of Orthopaedic Research**, v. 23, p. 646-652, 2005.

SARVAZYAN, A. P.; RUDENKO, O. V.; NYBORG, W. L. Biomedical Applications of Radiation Force of Ultrasound: Historical Roots and Physical Basis. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 36, n. 9, p. 1379–1394, set. 2010.

SHAW, Adam; HODNETT, Mark. Calibration and measurement issues for therapeutic ultrasound. **Ultrasonics**, v. 48, n. 4, p. 234-252, 2008.

SILVA, Glauber T. *et al.* Dynamic ultrasound radiation force in fluids. **Physical Review E**, v. 71, n. 5, p. 056617, 2005.

SÖRENSEN, C. Absorptions-, Geschwindigkeits- und Entgasungsmessungen im Ultraschallgebiet. **Annalen der Physik**, v. 418, n. 2, p. 121–137, 1936.

SOUZA, A. *et al.* **Expressão de incertezas de medição de parâmetros acústicos de phantoms ultrassônicos**. In: Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Salvador/Ba, 16- 20 nov 2008.

TER HAAR, G. Therapeutic applications of ultrasound. **Progress in Biophysics and Molecular Biology**, v. 93, n. 1⁻², p. 111–129, jan. 2007.

TER HAAR, G. Therapeutic ultrasound. **European Journal of Ultrasound**, v. 9, n. 1, p. 3-9, 1999.

TREIBER, M. *et al.* Correction for partial reflection in ultrasonic attenuation measurements using contact transducers. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 125, n. 5, p. 2946-2953, 2009.

TU, H.; ZAGZEBSKI, J.; CHEN, Q. Attenuation estimations using envelope echo data: Analysis and simulations. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 32, n. 3, p. 377-386, mar. 2006.

TUTHILL, T. A.; BAGGS, R. B.; PARKER, K. J. Liver glycogen and water storage: Effect on ultrasound attenuation. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 15, n. 7, p. 621-627, 1989.

Vocabulário Internacional de Metrologia: **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012)**. Duque de Caxias, RJ: INMETRO, 2012.

WATSON, T. Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. **Ultrasonics**, v. 48, n. 4, p. 321-329, ago. 2008.

WEAR, K. A. *et al.* Interlaboratory comparison of ultrasonic backscatter coefficient measurements from 2 to 9 MHz. **Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine**, v. 24, n. 9, p. 1235-1250, set. 2005.

WELLS, P. N. T. **Biomedical ultrasonics**. London ; New York: Academic Press, 1977.

XING, G.; YANG, P.; HE, L. Estimation of diffraction effect in ultrasonic attenuation by through-transmission substitution technique. **Ultrasonics**, v. 53, n. 4, p. 825-830, abr. 2013.

ZDERIC, V. *et al.* Attenuation of porcine tissues in vivo after high-intensity ultrasound treatment. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 30, n. 1, p. 61-66, 2004.

ZELL, K. *et al.* Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. **Physics in medicine and biology**, v. 52, n. 20, p. N475, 2007.

ANEXO A: PROPRIEDADES DAS AMOSTRAS

Tabela 1 – Velocidade de propagação longitudinal (m/s), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) das amostras

N	Glicerol 1	Glicerol 2	PVCP 1	PVCP 2	Epóxi 1	Epóxi 2
1	1952,02	1867,93	1671,61	1622,66	2520,90	2557,71
2	1967,14	1866,87	1706,39	1619,55	2504,55	2558,59
3	1973,05	1865,81	1677,31	1628,92	2503,71	2549,77
4	1964,71	1867,93	1688,82	1628,92	2488,40	2572,86
5	1971,11	1871,12	1683,05	1619,91	2503,71	2572,86
6	1953,53	1870,06	1694,64	1626,14	2502,04	2572,86
7	1950,63	1870,06	1683,05	1616,81	2502,04	2589,09
8	1968,16	1870,06	1700,50	1619,91	2534,04	2556,83
9	1956,44	1869,58	1683,05	1623,02	2533,18	2572,86
10	1953,53	1869,58	1688,82	1626,14	2533,18	2548,90
11	1927,74	1869,58	1671,61	1619,55	2517,51	2564,82
12	1953,53	1867,45	1682,66	1622,66	2533,18	2564,82
13	1956,44	1870,65	1682,66	1616,45	2502,04	2564,82
14	1953,53	1870,65	1665,57	1622,66	2533,18	2556,83
15	1962,28	1870,65	1676,93	1622,66	2549,92	2556,83
M	1957,59	1869,20	1683,78	1622,40	2517,44	2564,03
DP	11,14	1,60	10,96	3,86	17,79	10,69
CV	0,006	0,001	0,007	0,002	0,007	0,004

N – Número de repetições.

Tabela 2 – Coeficiente de atenuação (dB/cm), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) do Glicerol pelos métodos Transmissão-recepção (TR) e Balança da força de radiação (BFR)

N	TR	BRF										
		0,5W	1W	2W	3W	4W	5W	6W	7W	8W	9W	10W
1	1,03	0,40	-1,35	-0,15	-0,63	-0,03	0,29	0,83	-0,04	-1,04	-0,12	1,36
2	1,06	1,28	1,34	-0,21	-0,70	-0,13	0,31	0,64	-0,68	-0,99	-0,32	1,38
3	1,09	4,09	0,27	-0,18	-0,69	-0,24	0,42	0,54	0,69	-0,76	-0,42	1,49
4	1,07	2,80	0,08	-0,11	-0,52	-0,36	0,54	0,30	0,58	-0,80	0,47	1,32
5	1,00	2,94	1,38	-0,02	-0,16	-0,31	0,52	0,12	0,22	-0,85	0,82	1,89
6	1,07	1,36	0,19	-1,65	1,95	0,28	1,09	-0,62	-0,89	-0,27	-0,70	0,84
7	1,00	1,42	1,27	-1,57	2,05	0,34	1,13	0,55	-1,06	-0,58	-0,71	-0,48
8	0,94	1,49	0,32	-1,59	2,01	0,61	1,17	1,13	-1,29	-0,41	-0,73	0,33
9	1,03	1,84	1,12	-1,45	1,90	0,83	-0,65	1,22	-1,33	-0,43	-0,79	1,13
10	1,05	2,29	0,33	-1,37	2,73	1,03	-0,80	1,24	-1,62	-0,34	-0,87	1,24
11	1,07	0,71	1,24	-0,53	2,76	1,23	-0,91	1,12	-1,87	-0,34	-0,88	0,61
12	1,07	-1,31	0,91	0,12	2,75	-0,08	-0,91	1,04	-1,95	-0,43	-0,92	-0,59
13	1,05	0,31	2,63	0,13	2,66	-0,06	-0,97	0,99	-2,12	-0,46	-0,96	0,93
14	1,02	0,70	2,47	0,39	2,57	0,09	-1,14	0,95	-0,58	-0,59	-1,00	0,95
15	1,11	0,83	2,25	-0,18	2,47	0,20	-1,12	0,93	-0,60	-0,44	-0,93	-0,39
M	1,04	1,41	0,96	-0,56	1,41	0,23	-0,07	0,73	-0,84	-0,58	-0,54	0,80
DP	0,04	1,29	1,04	0,74	1,46	0,49	0,88	0,50	0,90	0,25	0,55	0,76
CV	0,04	0,92	1,08	-1,32	1,04	2,18	-12,66	0,69	-1,08	-0,42	-1,02	0,95

N – Número de repetições.

Tabela 3 – Coeficiente de atenuação (dB/cm), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) do PVCP pelos métodos Transmissão-recepção (TR) e Balança da força de radiação (BFR)

	TR	BFR										
N	0,5W	1W	2W	3W	4W	5W	6W	7W	8W	9W	10W	
1	0,31	-1,01	0,82	0,51	0,86	0,68	0,63	1,27	1,65	0,64	1,23	1,28
2	0,31	-0,93	0,75	0,56	0,77	0,58	0,60	1,42	0,94	0,78	1,35	1,17
3	0,74	-1,41	0,55	0,39	0,08	0,56	0,62	1,17	1,21	0,69	1,48	0,21
4	0,74	-1,54	0,55	0,44	0,34	0,43	0,66	1,06	0,85	0,30	1,30	0,41
5	0,75	-1,43	0,47	0,44	0,23	0,65	0,65	1,16	1,24	0,63	0,94	0,31
6	0,45	-1,29	0,38	0,47	0,14	0,77	0,69	1,23	0,88	0,66	1,46	0,75
7	0,75	-0,85	0,77	0,50	0,30	0,56	0,71	0,95	1,36	1,15	1,07	0,97
8	0,74	-1,79	0,64	0,46	0,27	0,66	0,77	1,03	0,96	1,08	0,89	1,14
9	0,46	-0,48	0,82	0,49	0,27	0,72	0,65	1,14	1,22	0,70	1,16	1,62
10	0,45	1,10	0,56	0,42	0,22	0,70	0,66	1,18	1,32	0,64	0,79	0,77
11	0,31	-0,93	0,63	0,54	0,11	0,63	0,74	1,20	1,67	0,72	1,52	0,76
12	0,45	-0,30	0,40	0,47	0,22	0,69	0,73	1,03	1,14	0,69	0,91	0,57
13	-0,13	-1,02	0,92	0,53	0,18	0,78	0,71	1,03	1,64	0,10	0,84	1,06
14	0,60	-1,16	0,66	0,53	0,12	0,54	0,65	0,60	0,67	0,28	0,97	1,17
15	0,75	-0,48	0,57	0,38	0,16	0,72	0,77	0,08	1,44	0,50	0,99	1,30
M	0,51	-0,90	0,63	0,48	0,28	0,64	0,68	1,04	1,21	0,64	1,13	0,90
DP	0,25	0,69	0,16	0,06	0,23	0,10	0,05	0,32	0,31	0,27	0,25	0,40
CV	0,49	-0,77	0,25	0,12	0,81	0,15	0,08	0,31	0,25	0,43	0,22	0,45

N – Número de repetições.

Tabela 4 – Coeficiente de atenuação (dB/cm), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) do Epóxi pelos métodos Transmissão-recepção (TR) e Balança da força de radiação (BFR)

N	TR	BFR										
		0,5W	1W	2W	3W	4W	5W	6W	7W	8W	9W	10W
1	4,08	3,22	4,49	4,29	6,70	6,93	5,76	6,81	6,13	5,46	4,29	10,27
2	4,61	4,40	4,23	4,41	6,82	7,12	7,41	7,49	7,64	7,36	3,15	9,55
3	4,05	3,80	4,24	4,57	3,77	7,03	8,07	7,04	7,48	7,91	7,41	14,36
4	4,52	5,15	4,23	4,75	6,04	7,23	7,57	10,94	7,43	6,99	4,47	17,20
5	4,35	4,07	4,31	4,84	5,55	7,21	8,61	7,03	7,62	7,73	10,23	13,72
6	4,17	5,00	4,61	4,80	6,02	6,44	7,50	8,71	7,34	6,76	5,36	17,50
7	4,65	4,38	4,62	4,89	5,56	7,35	8,70	7,72	6,90	6,80	8,19	11,27
8	4,38	4,21	4,51	4,83	6,10	5,95	8,45	8,01	8,21	7,94	8,60	16,06
9	4,17	4,69	4,44	4,93	5,92	7,83	8,62	8,67	5,65	5,40	6,69	17,29
10	5,00	4,64	4,49	4,89	6,35	7,39	9,04	7,97	7,13	6,72	12,19	15,44
11	4,51	4,10	4,19	4,88	6,31	7,33	8,19	8,37	8,03	7,72	12,74	14,89
12	4,35	5,06	4,06	5,34	6,43	7,57	8,46	8,43	8,29	8,04	5,86	12,24
13	4,47	4,36	4,23	5,08	6,30	7,32	9,12	8,01	8,85	8,36	6,30	15,54
14	4,74	4,09	4,29	4,99	6,37	7,68	8,92	8,63	8,88	9,61	1,52	14,48
15	5,17	3,79	4,58	5,21	6,56	7,84	5,98	8,66	8,59	8,93	7,51	17,49
M	4,48	4,33	4,37	4,85	6,05	7,22	8,03	8,17	7,61	7,45	6,97	14,49
DP	0,32	0,53	0,18	0,27	0,73	0,50	1,03	1,00	0,93	1,15	3,14	2,62
CV	0,07	0,12	0,04	0,06	0,12	0,07	0,13	0,12	0,12	0,15	0,45	0,18

N – Número de repetições.

APÊNDICE A: PRODUÇÃO CIENTÍFICA DURANTE O MESTRADO

COSTA, G. A.; FONTES-PEREIRA, A. J.; PEREIRA, W. C. A.; von KRUGER, M. A. **Radiation force balance as a resource to estimate attenuation of high power continuous ultrasound from insertion loss measurements.** Anais CBEB 2014. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014, Uberlândia, Brasil, 2014.

ROCHA, S. S.; COELHO, B. F.; COSTA, G. A.; BARBOZA, T.; FONTES-PEREIRA, A. J.; VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A. **Caracterização do tecido ósseo por meio da balança de força de radiação.** In: IV Congresso Nacional de Fisioterapia – UFRJ, 2015.

ALVES, F. F.; VELOSO, T. G.; MORAIS, T. M. S.; COSTA, G. A.; FONTES-PEREIRA, A. J.; SOUZA, S., VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A. **Ultrassom Quantitativo como ferramenta para caracterização óssea.** In: IV Congresso Nacional de Fisioterapia – UFRJ, 2015.