

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Raquel Monteiro Souza

**ESTIMATIVA DA TEMPERATURA EM
PHANTOMS DE TECIDO BIOLÓGICO POR
MEIO DOS VALORES ABSOLUTOS DOS
NÍVEIS MÉDIOS DE CINZA DE IMAGENS
DE ULTRASSOM MODO-B**

Tese no âmbito do Programa de Doutoramento em Engenharia Biomédica, orientada pelo Professor Doutor André Victor Alvarenga, pelo Professor Doutor César Alexandre Domingues Teixeira e pelo Professor Doutor Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix, apresentada ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Junho de 2022

Raquel Monteiro Souza

**ESTIMATIVA DA TEMPERATURA EM *PHANTOMS* DE
TECIDO BIOLÓGICO POR MEIO DOS VALORES
ABSOLUTOS DOS NÍVEIS MÉDIOS DE CINZA DE IMAGENS
DE ULTRASSOM MODO-B**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia e ao Programa de Doutorado em Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra em regime de cotutela como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências e em Engenharia Biomédica, respectivamente.

Dr. André Victor Alvarenga (Inmetro)

Orientador

Dr. Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix (Inmetro)

Coorientador

Dr. César Alexandre Domingues Teixeira (Universidade de Coimbra)

Coorientador

Duque de Caxias – RJ

2022

Raquel Monteiro Souza

**TEMPERATURE ESTIMATION OF BIOLOGICAL TISSUE
MIMICKING MATERIAL BY MEANS OF AVERAGE ABSOLUTE
VALUES GRAY LEVELS OF B-MODE ULTRASOUND IMAGES**

Doctoral dissertation submitted as partial fulfilment of the requirements for the Degree of Doctor of Science in the Postgraduate Program in Biotechnology of the National Institute of Metrology, Quality, and Technology, Brazil to grant double degrees, with the Post-Graduate Program of the Faculty of Sciences and Technology of the University of Coimbra, Portugal, for the Ph.D. degree in Biomedical Engineering.

Dr. André Victor Alvarenga

Advisor

Dr. Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix

Co-advisor

Dr. César Alexandre Domingues Teixeira

Co-advisor

Duque de Caxias – RJ

2022

S729e Souza, Raquel Monteiro.

Estimativa da temperatura em *phantoms* de tecido biológico por meio dos valores absolutos dos níveis médios de cinza de imagens de ultrassom modo-B. Duque de Caxias, RJ, 2022.

166 f. : il., color.

Tese (Doutorado) – Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, em cotutela com a Universidade de Coimbra, Programa de Doutorado em

Engenharia

Biomédica, 2022.

Orientador: André Victor Alvarenga.

Coorientadores: Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix e César

Alexandre

Domingues Teixeira.

1. Medição de temperatura 2. Ultrassom 3. Phantom 4. Energia retroespalhada

5. Equipamento de fisioterapia I. Alvarenga, André Victor II. Costa-Félix, Rodrigo

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca do Inmetro

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOUZA, Raquel Monteiro. **Estimativa da temperatura em *phantoms* de tecido biológico por meio dos valores absolutos dos níveis médios de cinza de imagens de ultrassom modo-B.** 2022. 152 f. Tese (Doutorado em Biotecnologia) – Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, Duque de Caxias, RJ; Universidade de Coimbra, 2022.

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DA AUTORA: Raquel Monteiro Souza

TÍTULO DO TRABALHO: Estimativa da temperatura em *phantoms* de tecido biológico por meio dos valores absolutos dos níveis médios de cinza de imagens de ultrassom modo-B.

TIPO DO TRABALHO/ANO: Tese de Doutorado em Biotecnologia / 2022.

É concedida ao Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia a permissão para reproduzir e emprestar cópias desta dissertação ou tese somente para propósitos acadêmicos e científicos. A autora reserva outros direitos de publicação.

Raquel Monteiro Souza

ESTIMATIVA DA TEMPERATURA EM PHANTOMS DE TECIDO BIOLÓGICO POR
MEIO DOS VALORES ABSOLUTOS DOS NÍVEIS MÉDIOS DE CINZA DE IMAGENS
DE ULTRASSOM MODO-B

A presente Tese, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências, foi aprovada pela seguinte Banca Examinadora:

Documento assinado digitalmente
gov.br ANDRÉ VICTOR ALVARENGA
Data: 05/07/2022 13:41:33-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Doutor André Victor Alvarenga
Presidente da Banca Examinadora

Documento assinado digitalmente
gov.br RODRIGO PEREIRA BARRETTO DA COSTA FELIX
Data: 05/07/2022 13:12:21-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Doutor Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix – Inmetro

Assinado por: **CÉSAR ALEXANDRE DOMINGUES
TEIXEIRA**
Num. de Identificação: 11751141
Data: 2022.07.05 09:55:22+0100

Doutor César Alexandre Domingues Teixeira - Universidade de Coimbra

Documento assinado digitalmente
gov.br CELSO BARBOSA DE SANT'ANNA FILHO
Data: 04/07/2022 08:52:34-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Doutor Celso Barbosa de Sant'Anna Filho – Inmetro

Doutor Guillermo Cortela - Universidad de la Republica

Assinado por: **Mário João Simões Ferreira dos
Santos**
Num. de Identificação: 07455982
Data: 2022.07.01 17:46:54+01'00'

Doutor Mário João Simões Ferreira dos Santos - Universidade de Coimbra

Assinado por: **Maria da Graça Cristo dos Santos
Lopes Ruano**
Num. de Identificação: 07137146
Data: 2022.07.01 16:37:52+01'00'

Doutora Maria da Graça Cristo dos Santos Lopes Ruano - Universidade do Algarve



Duque de Caxias, 30 de junho de 2022

Dedico este trabalho ao meu pai

AGRADECIMENTOS

Sou grata à Deus, por sempre iluminar o meu caminho.

À minha família por todo incentivo e amor incondicional na minha vida.

Sou eternamente grata ao meu pai por todo esforço em prol da minha educação e, sobretudo, por acreditar no meu potencial, até quando eu mesma não acreditei.

Agradeço especialmente às minhas irmãs e melhores amigas, Rebeca e Ana, por serem o meu porto seguro e me apoiarem em todos os momentos.

Agradeço ao Douglas por apoiar as minhas decisões ao longo dessa jornada, pelo companheirismo em todos os momentos e pela paciência de sempre.

Agradeço aos amigos e funcionários do Inmetro, por terem me proporcionado momentos alegres, dando leveza a essa caminhada.

Aos amigos que conheci em Portugal, expresso aqui a minha gratidão por todo carinho e atenção para comigo.

Agradeço ao meu orientador Dr. André Victor Alvarenga, minha inspiração de profissional, pela disponibilidade de sempre, por todo incentivo e pela impecável condução desta Tese.

Ao professor Dr. Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix, pelos ensinamentos e pela oportunidade de ingressar no Inmetro em 2011 como bolsista de iniciação científica.

Ao professor Dr. César Alexandre Domingues Teixeira pela disponibilidade e por toda orientação dada ao longo e após a minha estadia em Portugal.

Ao Pronametro pelo suporte financeiro que possibilitou o desenvolvimento da minha pesquisa de Doutorado no Inmetro.

À CAPES/PDSE pelo suporte financeiro para realização das minhas atividades do Doutorado em Portugal.

RESUMO

Esta Tese apresenta um método não-invasivo por ultrassom de estimativa da temperatura no interior de um *phantom* de tecido mole, para avaliar o aquecimento gerado por um transdutor de ultrassom de fisioterapia. Variações de temperatura do tecido biológico causam mudanças na energia do sinal de ultrassom retroespalhado que refletem nas características das imagens de US modo-B. O método que se baseia nas variações dos valores médios dos níveis de cinza de imagens de ultrassom modo-B tem sido investigado pela comunidade científica à medida que apresenta resultados promissores. Este trabalho foi desenvolvido nas seguintes etapas: caracterização dos *phantoms* quanto à velocidade de propagação ultrassônica longitudinal e coeficiente de atenuação em função da temperatura; avaliação do ultrassom de fisioterapia, incluindo o mapeamento do campo acústico e a calibração da potência máxima de saída; simulação do campo ultrassônico e dos mapas de aquecimento e arrefecimento do transdutor de fisioterapia no *phantom* simulado. Posteriormente, com base no modelo teórico de AVGL em função da temperatura e com base na equação da alteração na energia retroespalhada, foi realizada a estimativa teórica da temperatura a partir dos valores absolutos de AVGL das imagens de US do *phantom*. A fim de testar a função teórica de estimativa da temperatura, foram realizados ensaios experimentais de aquecimento do *phantom* controlado com banho maria e com medições de temperatura utilizando termopares. Por último, o modelo teórico foi aplicado em ensaios experimentais de aquecimento do *phantom* utilizando o equipamento de ultrassom de fisioterapia como fonte de aquecimento. Mapas espaciais dos valores absolutos de AVGL das imagens de ultrassom foram construídos. A partir desses valores de AVGL e das mudanças na energia retroespalhada recebida do *phantom* aquecido, foram gerados mapas espaciais de temperatura do *phantom*. Os referidos mapas viabilizam a avaliação do aquecimento gerado pelo ultrassom de fisioterapia no interior de um meio cujas propriedades (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação) tenham sido caracterizadas em função da temperatura. Os resultados obtidos dão subsídios para trabalhos subsequentes no avanço da tecnologia de estimativa não-invasiva da temperatura para fins de avaliação do aquecimento gerado por equipamentos de fisioterapia por ultrassom.

Palavras-chave: Medição de temperatura por ultrassom; *Phantom*; AVGL; Energia Retroespalhada Recebida; Equipamentos de fisioterapia por ultrassom.

ABSTRACT

This Thesis presents a non-invasive ultrasound method of estimating the temperature within a standardized soft tissue *phantom* during physiotherapeutic ultrasound application. Temperature variations of biological tissue cause changes in backscattered energy (CBE) that reflect on the characteristics of B-mode US images. The method that is based on changes in the gray-level content of B-mode US images has been investigated by the scientific community and has shown promising results. This work was developed in the following steps: characterization of the *phantoms* regarding the ultrasound group velocity and attenuation coefficient as a function of temperature; characterization of the output of ultrasonic physiotherapy equipment and measurement of the ultrasonic output power; simulation of ultrasonic field and thermal simulation generated by the physiotherapeutic ultrasound. Subsequently, based on the average value gray levels, AVGL (T) model, and based on the equation of the CBE, the temperature was estimated theoretically from the absolute values of AVGL from the B-Mode images. In order to test the theoretical function of temperature estimation, experimental tests of controlled heating of the *phantom* with a water bath and with temperature measurements using thermocouples were carried out. Finally, the theoretical model was applied in experimental tests of heating the *phantom* using the physiotherapy ultrasound equipment as a heating source. Spatial maps of the absolute AVGL values of the ultrasound images were constructed. From these AVGL values and the changes in backscattered energy received from the heated *phantom*, spatial maps of temperature were generated. These maps make it possible to evaluate the heating generated by a physiotherapy ultrasound inside a medium whose properties have been characterized as a function of temperature. The results obtained provide subsidies for future work in the advancement of non-invasive temperature estimation technology for the purpose of evaluating the heating generated by ultrasound physiotherapy equipment.

Keywords: Non-invasive temperature estimation; *Phantom*; AVGL; Changes in backscattered energy; Ultrasonic physiotherapy equipment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Seis amostras do mesmo lote de confecção, cada uma com aproximadamente $\varnothing 70 \text{ mm} \times 28 \text{ mm}$ (A, B, C, D, E, e F) armazenados em três béqueres.....	34
Figura 2 – <i>Phantom</i> cúbico maior (90 mm x 90 mm x 90 mm) e 1 amostra pequena (<i>Phantom G</i>) ($\varnothing 35 \text{ mm} \times 28 \text{ mm}$) para a caracterização do <i>phantom</i> na solução	34
Figura 3 – Ilustração do arranjo experimental para a caracterização do TMM na água.	36
Figura 4 – Experimento: 1: Phantom; 2: transdutor; 3: refletor em aço inoxidável; 4: osciloscópio, mostrando o sinal proveniente da reflexão da superfície do TMM; 5: béquer com os phantoms dentro cobertos com papel alumínio para evitar evaporação; 6: banho térmico; 7: sistema de posicionamento para alinhar o transdutor.	36
Figura 5 – Representação dos tempos de voo – t_w : tempo de voo que a onda leva para percorrer a distância d_1 na água; t_1 tempo de voo que a onda leva para percorrer a distância d_2 até a superfície do phantom; t_2 : tempo de voo no refletor com o TMM inserido; e das amplitudes: (V_{in1}), (V_{in2}), (V_{in3}).	38
Figura 6 – Representação do tempo de voo – t_s : tempo de voo na solução e distância da superfície do transdutor à superfície do refletor.....	40
Figura 7 – Três soluções que foram preparadas da mesma maneira, com os mesmos ingredientes e mesmas quantidades.....	41
Figura 8 – Ilustração do arranjo experimental para caracterização da solução de preservação do phantom de agarose da norma IEC 60601-2-5:2015.....	42
Figura 9 – Ilustração do arranjo experimental para a caracterização do TMM na solução de preservação.....	43
Figura 10 – Caracterização do TMM na solução: 1: Transdutor; 2: Phantom G; 3: Béquer; 4: Osciloscópio; 5: Gerador de sinais; 6: Banho térmico; 7: Sistema de posicionamento para alinhar o transdutor; 8: Termohigrômetro.....	43
Figura 11 – Diagrama de Ishikawa: fontes de incerteza da velocidade de propagação ultrassônica.	44
Figura 12 – Diagrama de Ishikawa: fontes de incerteza do coeficiente de atenuação.	45
Figura 13 – Foto do sistema de mapeamento do campo acústico de equipamento de ultrassom de fisioterapia no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.	47
Figura 14 – Foto do sistema primário de calibração de potência máxima de saída do ultrassom de fisioterapia no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.	48
Figura 15 – Sistema experimental - Banho maria: a) unidade de aquisição de dados com dois termopares, b) banho térmico preenchido com água, c) béquer contendo o transdutor de ultrassom de imagem, o phantom de ágar e um absorvedor na solução (detalhe na Figura 16), d) equipamento diagnóstico por ultrassom, e) programa de aquisição de vídeo, f) Posicionador do transdutor de ultrassom.	56

Figura 16 – Conteúdo do béquer dentro do banho térmico: a) transdutor de ultrassom de imagem, b) phantom G imerso na solução, c) absorvedor acústico, d) posicionador mecânico do transdutor.	57
Figura 17 – Sistema experimental de termometria: a) transdutor de fisioterapia, b) phantom de ágar, c) equipamento de fisioterapia, d) transdutor de imagem por ultrassom, e) equipamento de diagnóstico por ultrassom, f) absorvedor acústico, g) unidade de aquisição de dados com dois termopares.....	58
Figura 18 – Setup I: montagem transdutores-phantom G-termopares.....	58
Figura 19 – Setup II: transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no phantom cúbico com três termopares tipo J inseridos na região central do UST.	59
Figura 20 – Dimensão da janela de uma imagem de US do phantom G.	60
Figura 21 – Os resultados de todas as medições na água (três dias) da velocidade em cada temperatura, as respectivas faixas de incerteza e a linha de regressão (Probabilidade de abrangência = 0,95. Incerteza expandida = $6,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. $k = 2$).	64
Figura 22 – Os resultados de todas as medições na água (três dias) do coeficiente de atenuação, as respectivas faixas de incerteza e a linha de regressão.	65
Figura 23 - Velocidade ultrassônica nas 6 amostras de TMM medidas à temperatura ambiente antes (Grupo A) e após (Grupo B) os três conjuntos de medições.....	66
Figura 24 - Caracterização da solução - As três curvas provenientes das medições das três soluções.....	67
Figura 25 - Caracterização da solução - Curva proveniente das medições das três soluções, equação da curva e linha de tendência.	67
Figura 26 - Caracterização do phantom G na solução. Gráfico da velocidade de propagação ultrassônica em função da temperatura. (Probabilidade de abrangência = 0,95. Incerteza expandida = $7,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. $k = 2$).....	69
Figura 27 - Análise da velocidade ultrassônica no TMM medido na água e na solução – Três conjuntos de medição na água e três conjuntos de medição na solução.	69
Figura 28 – Polinômio de grau 3 da velocidade ultrassônica no TMM de tecido mole medido na solução de conservação e polinômio de grau 3 da velocidade ultrassônica em músculo peitoral usado no modelo proposto por Straube e Arthur (1994).	70
Figura 29 – Gráfico da velocidade de propagação ultrassônica em função da frequência. (Probabilidade de abrangência = 0,95 e incerteza expandida = $3,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).....	71
Figura 30 – Gráfico do coeficiente de atenuação em função da frequência. (Probabilidade de abrangência= 0,95. Incerteza expandida = $0,15 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$).....	72
Figura 31 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $ydim = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).	75

- Figura 32** – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 76
- Figura 33** – Simulação II-A do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de $0,5\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 76
- Figura 34** – Simulação II-B do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de $1\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 77
- Figura 35** – Simulação II-C do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de $5\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 77
- Figura 36** – Simulação II-A do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de $0,5\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 78
- Figura 37** – Simulação II-B do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de $1\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 78
- Figura 38** – Simulação II-C do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de $19\text{ }^\circ\text{C}$ a $55\text{ }^\circ\text{C}$ com um passo de $5\text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 79
- Figura 39** – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $ydim = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente

de atenuação fixos à temperatura de 19 °C. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 80

Figura 40 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $y_{dim} = 225\text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de 19 °C. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2). 80

Figura 41 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 451\text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5\text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de 19 °C. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2)..... 82

Figura 42 – 1ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do phantom G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de -1,5 °C. 83

Figura 43 – 2ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do phantom G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de -2,8 °C. 83

Figura 44 – 3ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do phantom G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de 2,2 °C..... 84

Figura 45 – 4ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do phantom G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de 2,2 °C..... 84

Figura 46 – Setup I-a – Termopares na imagem de ultrassom do setup I-a: T101 localizado mais próximo do transdutor de terapia e T104 localizado mais próximo da outra borda do phantom G. 85

Figura 47 – Temperaturas coletadas pelos termopares T101 e T104 no phantom G aquecido pelo UST durante 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST (setup-I-a). **a)** Oscilação de temperatura registrada pelos dois termopares devido ao limite de segurança do equipamento de ultrassom de fisioterapia..... 85

Figura 48 Resultado após 20 minutos de aquecimento referente ao setup I-a - Transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST no phantom G com dois termopares tipo J inseridos no meio e na borda. Transdutor de imagem posicionado na parte superior da imagem. Transdutor de fisioterapia posicionado no lado esquerdo da imagem. **a)** Mapa de AVGL das imagens de US **b)** Mapa de temperatura estimada a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada recebida do phantom G pelo ultrassom de fisioterapia. Características cálculo AVGL: 400 pixels × 250 pixels; 5 × 8 quadrados; média de 750 frames. 86

Figura 49 – Setup I-b – Termopares na imagem de ultrassom do setup I-a: T105 localizado mais próximo da superfície do transdutor de imagem e T101 localizado mais ao meio do phantom G.	87
Figura 50 – Temperaturas coletadas pelos termopares 101 e 105 no phantom G aquecido pelo UST durante 15 minutos de aquecimento e 15 minutos de arrefecimento com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST (setup-I-b). a) Oscilação de temperatura registrada pelos dois termopares devido ao limite de segurança do equipamento de ultrassom de fisioterapia.....	87
Figura 51 – Resultado após 15 minutos de aquecimento referente ao setup I-b - Transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no phantom G com dois termopares tipo J inseridos no meio e na borda. Transdutor de imagem posicionado na parte superior da imagem. Transdutor de fisioterapia posicionado no lado esquerdo da imagem. a) Mapa de AVGL das imagens de US b) Mapa de temperatura estimada a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada recebida do phantom G pelo ultrassom de fisioterapia. Características do cálculo AVGL: 400 pixels × 250 pixels; 5 × 8 quadrados; média de 125 frames.	88
Figura 52 – Setup II – Termopares na imagem de ultrassom do setup II: T101 localizado à esquerda, T105 localizado à direita mais próximo da superfície do transdutor de imagem, T104 localizado à direita mais distante da superfície do transdutor de imagem.	89
Figura 53 – Temperaturas coletadas pelos termopares T101, T104 e T105 no phantom cúbico aquecido pelo UST durante 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST (setup-II).	89
Figura 54 – Resultado após 20 minutos de aquecimento referente ao setup II - Transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no phantom cúbico com três termopares tipo J. Transdutor de imagem posicionado na parte superior da imagem. Transdutor de fisioterapia posicionado no lado esquerdo da imagem a) Mapa de AVGL das imagens de US b) Mapa de temperatura estimada a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada recebida do phantom cúbico pelo ultrassom de fisioterapia. Características cálculo AVGL: 250 pixels × 250 pixels; 5 × 5 quadrados; média de 750 frames.	90

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Métodos não-invasivos de termometria: vantagens e desvantagens.....	18
Quadro 2 – Ordem das medições dos <i>phantoms</i> para as medições.	35
Quadro 3 – Ordem das medições da velocidade ultrassônica nas três soluções.....	41
Quadro 4 – Parâmetros de ajuste de imagem do ultrassom de diagnóstico utilizado nos experimentos (Descrição dos parâmetros no Anexo I).	57
Quadro 5 – Protocolos adotados e informações relevantes dos dois experimentos de termometria por ultrassom realizados neste trabalho.....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Massa % Componentes puros para confecção dos phantoms.	33
Tabela 2 – Coeficientes dos polinômios da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação do fígado humano (meio) e do <i>phantom</i> de tecido mole (espalhador) em função da temperatura, bem como as respectivas densidades fixas. $fT = a0 + a1 \cdot T1 + a2 \cdot T2 + a3 \cdot T3$	54
Tabela 3 – Especificações para o cálculo do AVGL a partir dos vídeos de US registrados em cada experimento.	60
Tabela 4 – Espessura dos <i>phantoms</i> medida sob condições de repetibilidade ($p = 0.95$), as incertezas Tipo A e Tipo B, fator de abrangência e incerteza expandida.	62
Tabela 5 – Resultados do primeiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza <i>MSE</i> , incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.	63
Tabela 6 – Resultados do segundo conjunto de medição da velocidade ultrassônica, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza <i>MSE</i> , incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.	63
Tabela 7 – Resultados do terceiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza <i>MSE</i> , incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.	63
Tabela 8 – Resultados do primeiro conjunto de medição do coeficiente de atenuação, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência. (incerteza <i>MSE</i> = 0,03 dB·cm ⁻¹).	64
Tabela 9 – Resultados do segundo conjunto de medição do coeficiente de atenuação, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência. (incerteza <i>MSE</i> = 0,03 dB·cm ⁻¹).	65
Tabela 10 – Resultados do terceiro conjunto de medição do coeficiente de atenuação, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência. (incerteza <i>MSE</i> = 0,03 dB·cm ⁻¹).	65
Tabela 11 – Espessura do <i>phantom</i> medida sob condições de repetibilidade ($p = 0.95$) na solução, as incertezas Tipo A e Tipo B, fator de abrangência e incerteza expandida.	66
Tabela 12 – Resultados do primeiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica no <i>phantom</i> medido na solução, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza <i>MSE</i> , incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.	68
Tabela 13 – Resultados do segundo conjunto de medição da velocidade ultrassônica no <i>phantom</i> medido na solução, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza <i>MSE</i> , incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.	68
Tabela 14 – Resultados do terceiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica no <i>phantom</i> medido na solução, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza <i>MSE</i> , incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.	68
Tabela 15 – Velocidade ultrassônica em função da frequência e as respectivas incertezas.	70

Tabela 16 – Coeficiente de atenuação em função da frequência e as respectivas incertezas.....	71
Tabela 17 - Parâmetros medidos a partir do mapeamento do campo acústico do transdutor de fisioterapia (IBRAMED, Modelo SONOPULSE) à 3 MHz, e suas respectivas incertezas expandidas (Fator de abrangência $k=2$ e probabilidade de 0,95).	72
Tabela 18 - Parâmetros medidos a partir do mapeamento do campo acústico do transdutor de fisioterapia (IBRAMED, Modelo SONOPULSE) à 1 MHz, e suas respectivas incertezas expandidas (Fator de abrangência $k=2$ e probabilidade de 0,95).	72
Tabela 19 – Resultado da calibração das potências máximas de saída do equipamento de fisioterapia por ultrassom operando à 1 MHz, suas respectivas incertezas expandidas e o fator de abrangência.	73
Tabela 20 - Comparação entre as simulações na frequência de 1 MHz, y_size de 225 mm, $ppw = 7$ e pressão inicial de $2 \times 105 Pa$ – Simulação I: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação à temperatura de 19 °C. Simulação II: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação em função da temperatura nas Simulações II-A (passo = 0,5 °C), II-B (passo = 1,0 °C) e II-C (passo = 5 °C).	74
Tabela 21 - Comparação entre as simulações na frequência de 3 MHz, $y_size = 225$ mm, $ppw = 7$ e pressão inicial de $1,36 \times 105 Pa$ – Simulação I: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação à temperatura de 19 °C. Simulação II: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação em função da temperatura nas Simulações II-A (passo = 0,5 °C), II-B (passo = 1,0 °C) e II-C (passo = 5 °C).	74
Tabela 22 – Diferenças das temperaturas máximas registradas após o aquecimento (T1) nas frequências de 1 MHz e 3 MHz.....	75
Tabela 23 – Comparação das simulações à 1 MHz e 3 MHz nas mesmas pressões iniciais $1,36 \times 105 Pa$ e $2 \times 105 Pa$. ($ppw = 7$ e $y_size = 225$ mm) (Simulação I: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de 19 °C).....	79
Tabela 24 – Comparação da Simulação I ($ydim = 225$ mm) (propriedades constantes) à 3 MHz entre diferentes ppw	81
Tabela 25 – Comparação da Simulação I ($ydim = 225$ mm) (propriedades constantes) à 1 MHz entre diferentes ppw	81
Tabela 26 – Comparação - Simulação I à 1 MHz ($ppw = 7$) dados dois tamanhos da grelha ($ydim = 451$ mm e $ydim = 225$ mm).....	81
Tabela 27 – Temperaturas máximas obtidas após aquecimento e arrefecimento na simulação II-A à 1 MHz, obtidas no experimento do setup I-a, coletadas pelo termopar T101, e obtidas nos mapas de temperatura construídos a partir da função teórica de AVGL(T) das imagens de US.	86
Tabela 28 – Temperaturas máximas obtidas após aquecimento e arrefecimento na simulação II-A à 1 MHz, obtidas no experimento do setup I-b, coletada pelo termopar T105, e obtidas nos mapas de temperatura construídos a partir da função teórica de AVGL(T) das imagens de US.	88

Tabela 29 – Temperaturas máximas obtidas após aquecimento e arrefecimento na simulação II-A à 1 MHz, obtidas no experimento do setup II, coletada pelo termopar T105, e obtidas nos mapas de temperatura construídos a partir da função teórica de AVGL(T) das imagens de US..... 90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATEE	<i>Applied Total Electrical Energy</i>
ATAE	<i>Applied Total Acoustic Energy</i>
AVGL	<i>Average Gray-Level Value</i>
CBE	<i>Changes in Backscattered Energy</i>
CEM	<i>Cumulative Equivalent Minutes</i>
CFL	<i>Courant-Friedrichs-Lewy</i>
ERA	<i>Effective Radiating Area</i>
HIFU	<i>High Intensity Focused Ultrasound</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IRM	Imagem de Ressonância Magnética
MSE	<i>Mean Squared Error</i>
PML	<i>Perfectly Matched Layer</i>
<i>ppw</i>	<i>points per wavelength</i>
TET	<i>Thermally Equivalent Time</i>
TMM	<i>Tissue-mimicking Material</i>
US	Ultrassom
UST	Ultrassom Terapêutico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVO	4
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
1.3	ESTRUTURA DA TESE	5
1.4	CONTRIBUIÇÕES CIENTÍFICAS	5
1.4.1	Artigos de periódicos internacionais	5
1.4.2	Capítulos de Livro	6
1.4.3	Participação em Conferências	6
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1	PROPAGAÇÃO DE ONDAS ULTRASSÔNICAS	8
2.1.1	Frequência e comprimento de onda	8
2.1.2	Pressão acústica	9
2.1.3	Impedância acústica	9
2.1.4	Absorção e atenuação	10
2.1.5	Velocidade de propagação do ultrassom	10
2.2	EFEITOS DO ULTRASSOM NO TECIDO BIOLÓGICO	11
2.2.1	Efeitos térmicos	11
2.2.1.1	<i>Terapias térmicas por ultrassom</i>	12
2.2.1.2	<i>Modelo de biotransferência de calor</i>	12
2.2.1.3	<i>Dose térmica</i>	13
2.2.2	Efeitos não-térmicos	13
2.3	ULTRASSOM DE FISIOTERAPIA	14
2.3.1	Saída acústica de transdutores de fisioterapia	14
2.4	MÉTODOS INVASIVOS PARA A ESTIMATIVA DA TEMPERATURA	15
2.4.1	Inserção de termopares	15
2.4.2	Imagens de infravermelho	16
2.5	MÉTODOS NÃO-INVASIVOS PARA A ESTIMATIVA DA TEMPERATURA EM TECIDOS BIOLÓGICOS	16
2.5.1	Tomografia de impedância elétrica	17
2.5.2	Imagem de ressonância magnética	17
2.5.3	Técnicas de termometria por ultrassom	18
2.5.3.1	<i>Time-shift</i>	20
2.5.3.2	<i>Variação no coeficiente de atenuação</i>	22

2.5.3.3	<i>Mudança na energia retroespalhada em tecidos não-homogêneos</i>	22
2.5.3.4	<i>Variação no conteúdo dos níveis médios de cinza em imagens de US modo B</i>	26
2.6	DOSE TÉRMICA	29
3	METODOLOGIA	33
3.1	CONFECÇÃO DO PHANTOM	33
3.2	CARACTERIZAÇÃO DO PHANTOM	34
3.2.1	Arranjo experimental – Medições na água	34
3.2.1.1	<i>Procedimento experimental</i>	37
3.2.1.2	<i>Velocidade de propagação ultrassônica no phantom</i>	38
3.2.1.3	<i>Coefficiente de atenuação no phantom</i>	39
3.2.2	Arranjo experimental – Medições na solução	39
3.2.2.1	<i>Caracterização da solução de preservação do phantom</i>	40
3.2.3	Estimativa da incerteza das medições	43
3.2.3.1	<i>Velocidade de propagação ultrassônica</i>	44
3.2.3.2	<i>Coefficiente de atenuação</i>	45
3.2.4	Estudo das propriedades ultrassônicas em função em função da frequência	45
3.3	AVALIAÇÃO DA SAÍDA DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO	46
3.4	SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS	48
3.4.1	Simulação do campo ultrassônico	49
3.4.2	Simulação Térmica	52
3.5	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA POR AVGL NO TMM	54
3.5.1	Experimento de medição de temperatura – Banho maria	55
3.5.2	Experimento de medição de temperatura – Ultrassom de fisioterapia	57
4	RESULTADOS	62
4.1	CARACTERIZAÇÃO DO PHANTOM	62
4.1.1	Caracterização do phantom na água	62
4.1.1.1	<i>Velocidade de propagação ultrassônica</i>	62
4.1.1.2	<i>Coefficiente de atenuação</i>	64
4.1.2	Caracterização do phantom na solução	66
4.1.2.1	<i>Resultados da caracterização da solução</i>	66
4.1.2.2	<i>Resultados da caracterização do phantom G na solução</i>	68
4.1.3	Velocidade ultrassônica no phantom em função da frequência	70
4.1.4	Coefficiente de atenuação no phantom em função da frequência	71
4.2	MAPEAMENTO DO CAMPO ACÚSTICO E CALIBRAÇÃO DA POTÊNCIA DE SAÍDA DO TRANSDUTOR DE FISIOTERAPIA	72
4.3	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	73

4.4	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA POR AVGL NO TMM	82
4.4.1	Resultados do experimento de medição de temperatura – Banho maria.....	82
4.4.2	Resultados do experimento de medição de temperatura – Ultrassom de fisioterapia 84	
4.4.2.1	Resultados referentes ao setup I-a	84
4.4.2.2	Resultados referentes ao setup I-b	87
4.4.2.3	Resultados referentes ao setup II	89
5	DISCUSSÃO	91
5.1	CARACTERIZAÇÃO DO <i>PHANTOM</i>	91
5.2	SIMULAÇÕES DOS CAMPOS ULTRASSÔNICOS E TÉRMICOS DO UST	97
5.3	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA POR AVGL NO TMM	100
6	CONCLUSÃO	105
	REFERÊNCIAS	107
	APÊNDICE A – DETALHES DA RECEITA DO <i>PHANTOM</i> DE ÁGAR DA NORMA IEC 60601-2-5:2015.....	116
	APÊNDICE B – CÓDIGO DA SIMULAÇÃO I À 3 MHZ NO MATLAB.....	117
	APÊNDICE C – CÓDIGO DA SIMULAÇÃO II-C À 1 MHZ NO MATLAB.....	121
	APÊNDICE D – DESENVOLVIMENTO DO MODELO MATEMÁTICO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO NO <i>PHANTOM</i> DE TECIDO MOLE	126
	ANEXO I – DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS DE AJUSTE DA IMAGEM DE ULTRASSOM MODO-B.....	129

1 INTRODUÇÃO

O principal objetivo das terapias por ultrassom é o aquecimento dos tecidos biológicos. Elevar a temperatura acima dos níveis normotérmicos em alguns graus pode ter vários efeitos fisiológicos benéficos, como, por exemplo, aumentar o suprimento de sangue para a área afetada. O uso do ultrassom terapêutico (UST) tem se expandido e é empregado em aplicações de baixa potência, na fisioterapia, no alívio da dor, na cicatrização óssea, e em aplicações de alta potência, a saber: na litotripsia, na hipertermia, e em cirurgias com ultrassom focalizado de alta intensidade (Ter HAAR, 2007).

Existe uma preocupação relacionada aos efeitos biológicos do ultrassom. Procedimentos com UST envolvem a exposição do paciente a pulsos de US. A energia desses pulsos é dissipada no paciente e pode induzir mudanças duradouras no tecido por meio de uma variedade de mecanismos, incluindo aquecimento, cavitação e força de radiação (Ter HAAR *et al.*, 2011).

Com o crescente avanço dessas terapias, percebe-se a necessidade de encontrar um meio de medir uma dose térmica em termos clinicamente relevantes para efeitos biológicos (SAPARETO e DEWEY, 1984). Segundo Blume *et al.* (2005), não existem parâmetros estabelecidos de dosimetria nas terapias com US e seus efeitos vêm sendo investigados e descritos de maneira empírica. Para estimar a dose térmica, é necessário conhecer a temperatura e, para isso, é necessário o uso de métodos invasivos ou não-invasivos de estimativa da temperatura interna de tecidos.

Conhecer a distribuição de temperatura interna do tecido biológico em tempo real, ou seja, durante a aplicação do ultrassom, melhoraria a capacidade do profissional de definir valores de potência adequados ao equipamento de terapia. E isso aumentaria consideravelmente a capacidade de aquecer adequadamente o tecido a níveis terapêuticos, auxiliando os tratamentos.

Tratamentos com ultrassom de fisioterapia devem ser realizados de maneira segura, o que vai depender da intensidade, frequência do transdutor e duração da aplicação (ISHIKAWA, *et al.*, 2002). A avaliação dos equipamentos de US de fisioterapia é essencial para garantir a segurança do paciente e um tratamento eficaz.

Em 1963, foi publicada a primeira norma de segurança de equipamentos de fisioterapia, a IEC 150 - *Measurement of Ultrasound Physiotherapy Therapeutic Equipment*, que descreve um protocolo de medição da intensidade do equipamento de UST. Desde então, outras normas

foram publicadas para substituir e complementar normas anteriores, com o intuito de aprimorar os protocolos de calibração e incluir os ensaios necessários à avaliação de equipamentos de ultrassom de fisioterapia.

A norma IEC 61689 contempla prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5 MHz de equipamentos de fisioterapia. A intensidade máxima de saída [$W \cdot cm^{-2}$] do ultrassom de fisioterapia é calculada pela razão entre a potência máxima de saída [W] e a área de radiação eficaz [cm^2] (ERA – *Effective Radiating Area*) do transdutor de fisioterapia. Para isso, a ERA é medida por meio do mapeamento do campo acústico, segundo a IEC 61689, ao passo que se mede a potência máxima de saída, segundo a IEC 61161, em uma balança de força de radiação. Cabe ressaltar que os referidos ensaios são realizados na água, a qual possui uma velocidade de propagação ultrassônica próxima a do tecido biológico. Apesar disso, o mesmo não ocorre com outras propriedades ultrassônicas, como a absorção.

A norma ABNT NBR IEC 60601-2-5 apresenta métodos de ensaio para avaliar o aquecimento gerado na superfície de transdutores de US de fisioterapia, utilizando *phantom* ultrassônico, um material que mimetiza as propriedades ultrassônicas do tecido biológico (TMM – *Tissue-mimicking material*). Porém, ainda não existe um ensaio contemplado em norma para avaliar o aquecimento gerado pelo ultrassom de fisioterapia dentro do tecido biológico em tempo real de maneira não-invasiva.

Existem diversos estudos que avaliam a temperatura interna de tecidos biológicos e *phantoms*. Em uma revisão realizada por Amiri e Makkiabadi (2020), os autores classificaram os métodos de medição de temperatura por ultrassom em duas categorias principais: termometria passiva e ativa. Na termometria passiva, as sondas de medição térmica não induzem sinais acústicos ao meio, mas recebem os sinais irradiados do meio aquecido. No método ativo, a sonda de termometria transmite um sinal para a região aquecida e recebe os ecos, então os sinais de RF recebidos são processados para medir a temperatura.

Alguns autores estimaram a temperatura por meio de métodos invasivos, como por exemplo, pela inserção de termopares no *phantom* (ATKINS e DUCK, 2003; CHEN *et al.*, 2009; WU, 1992), ou ao abrir o *phantom* ao meio e registrar imagens de infravermelho (HEKKENBERG e BEZEMER, 2002; NIIKAWA *et al.*, 2011; YAMAZAKI, 2008; TANAKA *et al.*, 2011). Apesar desses estudos trazerem informações valiosas para a comunidade científica, não é possível reproduzi-los na prática, em aplicações clínicas, por exemplo. Dessa forma, alguns autores realizaram estudos voltados para a estimativa da temperatura de tecidos

por meio de métodos não-invasivos, a saber: tomografia de impedância elétrica (PAULSEN *et al.*, 1996), ressonância magnética (QUESSON *et al.*, 2000) e ultrassom (ARTHUR *et al.*, 2005; ALVARENGA *et al.*, 2010, 2015, 2017; TEIXEIRA *et al.*, 2014).

Por meio do ultrassom, alguns parâmetros podem ser usados para estimar a temperatura de forma não-invasiva: (1) *time-shift* (TS) relacionada à alteração na expansão térmica e mudanças da velocidade de propagação ultrassônica (MAASS-MORENO e DAMIANOU 1996a, 1996b; SIMON *et al.* 1998, TEIXEIRA *et al.* 2008); (2) variação no coeficiente de atenuação, (3) mudança na energia retroespalhada de tecidos não-homogêneos (ALVARENGA *et al.*, 2017; LEWIS *et al.*, 2015; ARTHUR *et al.*, 2005) ou (4) características de imagens ultrassonográficas modo-B (ALVARENGA *et al.*, 2017; ARTHUR *et al.*, 2003; LI *et al.*, 2008; TEIXEIRA *et al.* 2010). Neste último método, as mudanças nas características dos sinais de US retroespalhados são percebidas nas imagens em modo-B.

Segundo Alvarenga e colaboradores (2017, p. 1939, tradução própria):

“A variação de temperatura produz expansões e variações da velocidade de propagação do ultrassom no meio, causando variações na posição relativa dos espalhadores nas imagens. Esses fenômenos alteram os padrões de espalhamento, os quais podem ser rastreados e correlacionados com a temperatura”.

Abolhassani *et al.* (2007), Amini *et al.* (2005) e Maass-Moreno e Damianou (1996a) utilizaram a correlação cruzada para investigar o comportamento de padrões de manchas em imagens ultrassonográficas em relação às mudanças de temperatura. Por sua vez, variações no valor médio dos níveis de cinza (*Average Gray-Level Values – AVGL*) das imagens em modo-B também podem ser usadas para estimar as alterações na temperatura do meio, visto que são afetadas pelas mudanças na energia retroespalhada (ARTHUR *et al.* 2003; LI *et al.* 2008; TEIXEIRA *et al.* 2010; ALVARENGA *et al.*, 2017). O método de termometria não-invasiva que avalia variações de temperatura por meio de variações de AVGL tem se mostrado bastante promissor em diferentes estudos que utilizam *phantoms* ultrassônicos e tecidos biológicos (ALVARENGA *et al.*, 2010, 2015, 2017; XINYING E SHUICAI, 2007; LI *et al.*, 2008; TEIXEIRA *et al.* 2010, 2014).

Entre os trabalhos encontrados na literatura, percebe-se que é recente a preocupação com o viés metrológico da estimativa da variação da temperatura interna de tecidos. Alvarenga e colaboradores (2015) calcularam a incerteza da estimativa não invasiva da variação de temperatura usando imagens de US em modo B de um *phantom* de plástico aquecido em um

banho. Alvarenga e colaboradores (2017) estimaram a incerteza da variação de temperatura e propuseram um modelo para monitorar a variação de temperatura durante uma aplicação de ultrassom terapêutico utilizando *phantom* (*Tissue mimicking material* – TMM). Naquele trabalho, foi definida uma metodologia e, por meio de uma abordagem metrológica, avaliou-se a repetibilidade do método não-invasivo de estimativa da temperatura interna de tecidos. Apesar disso, até o momento, não foram realizados novos estudos sobre o referido método, ao passo que ainda não se sabe se o modelo proposto por Alvarenga *et al.* (2017) pode ser utilizado em laboratório, para avaliar equipamentos US quanto à dose térmica produzida.

É importante mencionar que conhecer a quantidade de calor que está sendo gerado dentro do tecido pode ser de interesse tanto dos fisioterapeutas quanto em ensaios de segurança realizados em laboratórios. Isto possibilitará que o profissional planeje melhor o quanto de potência precisa ser fornecida na aplicação, ao passo que será possível avaliar se a potência que determinado equipamento está gerando, proporcionará níveis de temperatura seguros para o paciente.

1.1 OBJETIVO

Esta pesquisa tem como objetivo principal estimar a temperatura em *phantoms* de tecido biológico por meio de valores absolutos dos valores médios de níveis de cinza (AVGL) de imagens de US Modo-B.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para o desenvolvimento deste projeto, são descritos abaixo os seguintes objetivos específicos:

- Caracterizar o *phantom*, medindo a velocidade ultrassônica longitudinal e o coeficiente de atenuação em diferentes temperaturas;
- Determinar a equação da velocidade de propagação do ultrassom no líquido de preservação do *phantom* em função da temperatura;
- Estudar o impacto da perda do glicerol na caracterização do *phantom*;
- Caracterizar o equipamento de fisioterapia por ultrassom, por meio do mapeamento do campo acústico do transdutor e por meio da medição da potência de saída;
- Realizar a simulação computacional do padrão de aquecimento do *phantom* quando submetido ao campo ultrassônico gerado pelo equipamento de fisioterapia;

- Testar experimentalmente a equação de estimativa de temperatura por meio do valor de AVGL;
- Realizar medições de temperatura por termopar e estimar a temperatura por valores absolutos de AVGL utilizando como fonte de aquecimento o equipamento de ultrassom de fisioterapia.

1.3 ESTRUTURA DA TESE

De maneira geral, a estrutura desta Tese se dá pelos seguintes capítulos:

O Capítulo 2 aborda conceitos teóricos acerca do ultrassom. Em seguida, descreve os principais efeitos do ultrassom no tecido biológico, bem como introduz ao leitor uma breve apresentação do ultrassom na fisioterapia. Esta seção também descreve o estado da arte referente aos métodos de medição da temperatura interna de tecidos biológicos, que podem ser classificados como métodos invasivos e não-invasivos.

O Capítulo 3 descreve a metodologia adotada nesta tese referente ao processo de confecção e caracterização dos *phantoms*, bem como mostra os materiais utilizados para a avaliação da saída do ultrassom de fisioterapia por meio do mapeamento do campo acústico e por meio da medição da potência máxima de saída. Este capítulo também descreve o desenvolvimento das simulações computacionais do campo ultrassônico e térmico do ultrassom de fisioterapia no *phantom*. Por último, são apresentados os materiais e os métodos referentes aos experimentos de medição da temperatura por AVGL no *phantom*.

O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos nesta tese, desde a caracterização dos *phantoms*, os resultados provenientes da avaliação da saída acústica do ultrassom de fisioterapia, até os mapas de temperatura gerados nas simulações computacionais, bem como os resultados experimentais de medição de temperatura por AVGL.

No Capítulo 5, é realizada a Discussão em torno dos resultados obtidos nesta tese.

Por fim, a Conclusão da Tese é apresentada no Capítulo 6.

1.4 CONTRIBUIÇÕES CIENTÍFICAS

1.4.1 Artigos de periódicos internacionais

- Publicados

Souza R. M.; Assis M.K.M; Costa-Félix, R.P.B.; Alvarenga, A. V.. Speed of sound in the IEC tissue-mimicking material and its maintenance solution as a function of temperature. *Ultrasonics*, (2021) v. 21. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2021.106564>

De Assis, K. M.; **Souza, R. M.**; Costa-Félix, R. P. B.; Alvarenga, A. V.. Assessment of ultrasonic properties of an agarose *phantom* at the frequency range 2.25 MHz to 10 MHz. *Journal of Physics Conference Series (PRINT)*, (2021) v. 1826, p. 012005. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1826/1/012005>

- Submetido

Souza, R. M.; Teixeira, C. A.; Costa-Félix, R.P.B.; Alvarenga, A. V.. Tissue-Mimicking Material Temperature Elevation to Therapeutic Ultrasound Considering Ultrasonic Velocity and Attenuation Coefficient Varying as a Function of Temperature: A Simulation Study. *Ultrasonics*, (2022).

1.4.2 Capítulos de Livro

Souza, R. M.; de Assis, K. M.; Costa-Félix, R. P. B.; Alvarenga, A. V.. Metrological Approach for Characterizing Ultrasonic Properties of Soft Tissue-Mimicking Material. *IFMBE Proceedings*. 1ed.: Springer International Publishing, 2020, v. 76, p. 1315-1328. https://doi.org/10.1007/978-3-030-31635-8_161

Souza, R. M.; Costa-Félix, R. P. B.; Alvarenga, A. V.. Uncertainty Model of the Temperature Rise Measurements in the Applied Part of Ultrasound Physiotherapy Equipment. *Uncertainty Model of the Temperature Rise Measurements in the Applied Part of Ultrasound Physiotherapy Equipment*. 1ed.: Springer Singapore, 2019, v.70 , p. 859-864.

1.4.3 Participação em Conferências

- Conferência Internacional – Apresentação Oral

Souza, R. M.; Costa-Félix, R. P. B.; Alvarenga, A. V. Título do trabalho: Metrological Approach for Characterizing Ultrasonic Properties of Soft Tissue-Mimicking Material. *XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, 2019.

- Conferências Nacionais – Apresentação oral

Souza, R. M.; de Assis, K. M.; Costa-Félix, R. P. B.; Alvarenga, A. V. The importance of proper storage of agar *phantom* on the water-glycerol-benzalkonium chloride mixture to maintain the ultrasonic group velocity. Congresso Brasileiro de Metrologia, 2021.

Souza, R. M.; Costa-Félix, R. P. B.; Alvarenga, A. V.. Uncertainty Model of the Temperature Rise Measurements in the Applied Part of Ultrasound Physiotherapy Equipment. Uncertainty Model of the Temperature Rise Measurements in the Applied Part of Ultrasound Physiotherapy Equipment. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2018.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta seção irá abordar conceitos teóricos do ultrassom, tais como propagação de ondas ultrassônicas, propriedades ultrassônicas do meio de propagação, exposição do ultrassom, bem como os efeitos térmicos e não térmicos gerados pelo ultrassom terapêutico. Posteriormente, será apresentado o estado da arte referente aos métodos de medição da temperatura interna de tecidos biológicos, que podem ser classificados como métodos invasivos e não-invasivos.

2.1 PROPAGAÇÃO DE ONDAS ULTRASSÔNICAS

O ultrassom consiste na propagação de moléculas em movimentos vibratórios de compressão e rarefação com frequências acima de 20 kHz (ZISKIN, 1993). Características do meio como pressão acústica, densidade, temperatura e o padrão de deslocamento das partículas descrevem o comportamento da onda propagada (FISH, 1990).

As ondas sonoras classificam-se como longitudinais ou transversais. Nas ondas longitudinais, o deslocamento das partículas é paralelo à direção de propagação do feixe, como ocorre em meios líquidos e gasosos. O mesmo fenômeno ocorre nos tecidos biológicos moles, cujo módulo de cisalhamento é ligeiramente baixo. As ondas transversais, por sua vez, coexistem nos tecidos rígidos, cujo deslocamento das partículas é perpendicular à direção de propagação (AGNIR, 2010).

As ondas ultrassônicas são caracterizadas pela frequência (f) [Hz], comprimento de onda (λ) [m], período (t) [s] e amplitude de pressão (A) [Pa].

2.1.1 Frequência e comprimento de onda

Conhecida como o inverso do período, a frequência da onda corresponde ao número de oscilações que ocorrem por unidade de tempo, em um determinado ponto. A distância entre duas cristas (compressão) ou dois vales (rarefação) consecutivos define o comprimento de onda, que pode ser calculado a partir da velocidade de propagação (c_0) a uma determinada frequência, por meio da equação 1.

$$\lambda = \frac{c_0}{f} \quad (1).$$

As duas frequências usadas tradicionalmente nas aplicações terapêuticas, 1 MHz e 3 MHz, tratam diferentes profundidades do tecido mole. A frequência ultrassônica de 1 MHz é normalmente aplicada para tratar tecidos mais profundos enquanto que a frequência ultrassônica de 3 MHz é utilizada para tratar tecidos mais superficiais (HAYES *et al*, 2004).

De acordo com Agnir (2010), na frequência de 1 MHz, o comprimento de onda em tecidos moles é tipicamente de 1,5 mm a 1,6 mm, enquanto que para a mesma frequência, o comprimento de onda no osso varia entre 3 mm e 4 mm, uma vez que a onda viaja duas vezes mais rápido no osso.

2.1.2 Pressão acústica

As partículas do meio se movem a uma velocidade (u) em função do tempo. Nas zonas de compressão e rarefação ocorre o aumento e a diminuição da pressão em relação à posição de equilíbrio, respectivamente. As medições de pressão acústica são realizadas em condições de campo livre (na água).

A diferença entre a pressão atmosférica e a pressão local ao longo da propagação da onda denomina-se pressão acústica (p). No caso particular de uma onda plana harmônica, a pressão acústica está relacionada com a velocidade da partícula (u), a densidade do meio (ρ_0) e a velocidade de propagação da onda (c_0), como pode ser visto na equação 2 (AGNIR, 2010).

$$p = \rho_0 \cdot c_0 \cdot u \quad (2).$$

2.1.3 Impedância acústica

A constante de proporcionalidade $p/u = \rho_0 c_0$, conhecida como impedância acústica (Z), pode ser representada pelo produto da velocidade de propagação ultrassônica (c_0) e da densidade (ρ_0). Ao analisar a impedância acústica deve-se considerar a reflexão e transmissão da onda ultrassônica ao atravessar uma interface entre dois meios com velocidade de propagação e densidade distintas. Por esta razão, ao percorrer um tecido mole e encontrar osso ou gás, parte da onda incidente é refletida no caso do osso e quase toda a onda é refletida no caso do gás (AGNIR, 2010).

No que tange à diferença de impedância acústica entre o ar e tecidos biológicos, os efeitos da exposição do ultrassom devem ser levados em consideração. Na prática, meios de acoplamentos como gel ultrassônico ou água são adotados a fim de permitir a penetração do

ultrassom no meio e evitar a presença de ar entre o transdutor de ultrassom e o tecido (ZISKIN, 1993).

2.1.4 Absorção e atenuação

A energia contida em um feixe de ultrassom é atenuada (diminui) durante sua passagem pelo tecido. A energia que atinge um ponto do tecido é determinada em parte pelo quanto é espalhado para fora do feixe principal, pela estrutura do tecido, e pela absorção. Absorção consiste no processo de dissipação da energia ultrassônica por meio da transformação em energia térmica, diminuindo a intensidade do ultrassom. Nos tecidos moles, a absorção representa entre 60% e 80% da atenuação (MOROS, 2016).

Dado um tecido específico, essa perda de energia é caracterizada pelo seu coeficiente de atenuação, que é a soma do coeficiente de absorção e do espalhamento. A energia também é perdida pela reflexão especular e refração do feixe. Para uma onda de pressão plana se propagando na direção x , a pressão pode ser descrita como:

$$P(x, t) = P_0 \cdot e^{-\alpha x} e^{i\omega(t-x/c)} \quad (3),$$

onde α [dB·cm⁻¹] é o coeficiente de atenuação, ω é a frequência angular, P_0 [Pa] é a amplitude de pressão na posição $x = 0$, e c é a velocidade do som. O coeficiente de atenuação pode ser determinado a partir da equação (4) (MOROS, 2016), em que P [Pa] é a amplitude de pressão na posição x [m].

$$\alpha = \frac{-20}{x} \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (4).$$

2.1.5 Velocidade de propagação do ultrassom

A velocidade da onda ultrassônica é ditada pelas propriedades mecânicas do meio de propagação. Em líquidos e tecidos moles, a velocidade de propagação depende da compressibilidade e da densidade do meio. Por sua vez, tanto ondas longitudinais quanto ondas de cisalhamento são propagadas em meios sólidos, cuja velocidade ultrassônica é dependente do módulo de elasticidade do sólido (AGNIR, 2010).

Levando em consideração que a velocidade ultrassônica (c_0) em tecidos moles é dependente da compressibilidade e da densidade do meio, a equação (5) apresenta a razão entre o módulo de *bulk* (módulo de compressibilidade ou volumétrico) (K) [Pa⁻¹] e a densidade do meio (ρ) [kg·m⁻³] (DUCK, 1990).

$$c_0 = \left(\frac{K}{\rho_0}\right)^{\frac{1}{2}} \quad (5).$$

Com base na relação velocidade de propagação e frequência (equação 1), também é possível determinar a velocidade de propagação como o produto entre o comprimento de onda e a frequência ultrassônica. A partir da equação 2, pode-se inferir que a velocidade ultrassônica é diretamente proporcional à impedância acústica do meio ($Z = \rho_0 c_0$).

Existem métodos bem estabelecidos na comunidade científica para medir a velocidade de propagação ultrassônica em um material. O método mais amplamente utilizado envolve técnicas de medição de tempos de voo da onda e a medição de distâncias. A técnica pulso-eco contempla apenas um transdutor responsável por emitir e receber os sinais de ultrassom, ao passo que a técnica emissão e recepção envolve o uso de dois transdutores. O item 3.2 apresenta uma descrição detalhada da técnica pulso-eco na medição da velocidade de propagação ultrassônica em um material que mimetiza tecido mole.

2.2 EFEITOS DO ULTRASSOM NO TECIDO BIOLÓGICO

O ultrassom terapêutico produz efeitos no tecido biológico por meio de diferentes mecanismos de ação que podem ser classificados como térmicos e não térmicos (BACKER *et al.*, 2001). O aquecimento moderado do tecido (2 °C a 3 °C) tem a finalidade de reduzir o espasmo muscular e a dor, aumentar o fluxo sanguíneo e diminuir a inflamação crônica. No entanto, quando o objetivo é aumentar as alterações visco elásticas no colágeno, é necessário um aquecimento acima de 4 °C (FRANSON, 2013).

2.2.1 Efeitos térmicos

Um dos efeitos da interação do ultrassom com o tecido é a deposição de calor em um determinado volume. A intensidade do ultrassom que alcança a região de interesse é um efeito combinado da amplitude inicial da onda e da atenuação ocorrida até aquele ponto ao longo do feixe ultrassônico. A absorção, responsável pela conversão de energia ultrassônica em energia térmica, depende da frequência e da intensidade do ultrassom, que é função da amplitude de pressão, densidade e impedância acústica (MOROS, 2016, p. 81).

Mudanças na posição aparente das regiões dos espalhadores e mudanças na intensidade do sinal são perceptíveis nos sinais de ultrassom retroespalhados e nas imagens ultrassônicas. Isto ocorre porque os efeitos térmicos do ultrassom estão associados à velocidade de

propagação da onda no tecido, à atenuação da onda no tecido e às propriedades de retroespalhamento (MOROS, 2016, p. 220).

2.2.1.1 Terapias térmicas por ultrassom

Existem três principais modalidades de terapia térmica por ultrassom como fonte de energia. De forma abrangente, a fisioterapia por ultrassom tem a finalidade de induzir uma resposta benéfica nas células produzindo aumentos de temperatura inferiores a 5 °C. A hipertermia, por sua vez, aumenta a temperatura dos tecidos em alguns graus, chegando entre 42 °C e 46 °C, com o objetivo de causar a morte celular, auxiliando na radioterapia e quimioterapia. A terceira categoria utiliza transdutores focalizados de alta intensidade (HIFU) para induzir a morte celular rápida em pequenas regiões do tecido, atingindo temperaturas acima de 56 °C a fim de realizar ablação térmica (MOROS, 2016, p. 83).

2.2.1.2 Modelo de biotransferência de calor

A equação 6 caracteriza a transferência de calor *in vivo* (PENNES, 1948). Além da difusão de calor, a equação de biotransferência de calor descreve a perda de calor devido à perfusão sanguínea e deposição de calor, Q .

$$A \cdot \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_t \nabla T_t) - B \cdot (T_t - T_a) + Q. \quad (6).$$

Onde κ_t é a condutividade térmica do tecido em [W/(m·K)], Q é a taxa de volume de deposição de calor em [W·m⁻³]. $\partial T_t / \partial t$ é a taxa de variação da temperatura do tecido em função do tempo, e T_a [°C] é a temperatura arterial. A é o produto da densidade (ρ_t) [kg·m⁻³] e da capacidade de calor específico no tecido (c_t) [J/(kg·K)] (Equação 7), e B é o produto da taxa de perfusão sanguínea (ω_b) em [1/s], calor específico do sangue (c_b) [J/(kg·K)] e densidade do sangue (ρ_b) em [kg/m³] (Equação 8).

$$A = \rho_t c_t \quad (7).$$

$$B = \omega_b \cdot c_b \cdot \rho_b. \quad (8).$$

O objetivo das aplicações do ultrassom de fisioterapia é elevar a temperatura dos tecidos biológicos a níveis seguros, a fim de proporcionar benefícios como o aumento da atividade enzimática celular, aumento do fluxo sanguíneo, proporcionar o alívio da dor, promover a cicatrização do tecido, entre outros. Sempre que a taxa de geração de calor resultante da exposição do ultrassom exceder a taxa de dissipação de calor no corpo, a temperatura corporal aumentará (ZISKIN, 1993).

No entanto, se a temperatura exceder um nível particular (43 °C) por tempo suficiente, efeitos irreversíveis podem ocorrer (O'BRIEN, 2007), como no caso das aplicações envolvendo ultrassom de alta intensidade, HIFU (*High Intensity Focused Ultrasound*).

2.2.1.3 Dose térmica

A relação entre tempo e temperatura visando uma reposta biológica do tecido é conhecida como dose térmica. Uma definição comumente utilizada para a dose térmica (equação 9) é a CEM_{43} (*Cumulative equivalent minutes at 43 °C*) que representa os minutos equivalentes cumulativos na temperatura de 43 °C, baseado na relação de Arrhenius (SAPARETO e DEWEY, 1984; VINCZE *et al.*, 2015; DEWHIRST *et al.*, 2015):

$$CEM_{43} = \int_0^t R^{43-T(t)} dt \quad (9).$$

Onde dt [min] é o intervalo de tempo na temperatura T (°C) e o ponto de ruptura R é uma constante, geralmente considerada como $1/4$ para $T < 43^\circ C$ e $1/2$ para $T > 43^\circ C$. As temperaturas utilizadas nos tratamentos de hipertermia estão, tipicamente, na faixa de 39 °C a 45 °C, visto que abaixo de 39 °C são ineficazes e temperaturas superiores a 45 °C podem causar danos indesejados ao paciente (BRUGGMOSEER *et al.*, 2011). O item 2.6 contempla uma breve revisão da literatura acerca de estudos envolvendo dose térmica.

2.2.2 Efeitos não-térmicos

Os efeitos não-térmicos do ultrassom são definidos como os efeitos biológicos induzidos mecanicamente que não excedem a temperatura mais que 1 °C acima do nível fisiológico normal do paciente (Ter HAAR, 2010). A cavitação acústica é um efeito não-térmico que ocorre quando as pressões negativas (rarefação) provenientes da propagação do feixe de ultrassom geram microbolhas ou cavidades no líquido (ZISKIN, 1993).

A propagação da onda ultrassônica pode gerar uma força de radiação sobre a estrutura do meio ao longo da direção de propagação. Essa força pode resultar em um efeito mecânico conhecido como *streaming* (movimento do líquido). Segundo Moros (2016, p. 85, tradução própria):

“Os efeitos causados nas células do tecido provenientes do *streaming* dependem da magnitude da força de radiação e da proximidade das células às correntes de *streaming*. Além de causar danos mecânicos

diretos às células mais próximas, o *streaming* tem sido identificado como uma importante contribuição para o efeito de cicatrização causado pelos campos acústicos dos níveis utilizados na fisioterapia (DYSON E POND 1973). ”

2.3 ULTRASSOM DE FISIOTERAPIA

Ao proporcionar alívio da dor muscular, promover o aumento da mobilidade das articulações ou a cicatrização dos tecidos biológicos, o efeito desejado do aquecimento não é danificar os tecidos biológicos, mas induzir uma resposta terapêutica (MOROS, 2016).

Na fisioterapia, o ultrassom opera tipicamente nas frequências de 1 MHz, que permite uma maior penetração do ultrassom no tecido, e 3 MHz, promovendo efeitos em regiões mais superficiais do tecido biológico. Quanto maior a frequência, maior a quantidade de energia absorvida pelo tecido, e menor a penetração devido à atenuação (DYSON, 1987 apud FERRARI, 2008, p. 14). O ultrassom na fisioterapia pode ser contínuo ou pulsado, a depender dos efeitos mecânicos e do nível desejado de aquecimento (MOROS, 2016). A intensidade ultrassônica em fisioterapia varia entre $0,1 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e $3,0 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$. A absorção da energia ultrassônica à frequência de 3 MHz é teoricamente três vezes mais rápida do que a absorção da energia ultrassônica à frequência de 1 MHz. Esta maior taxa de absorção resulta em um aquecimento mais rápido nos tecidos à frequência de 3 MHz (HAYES *et al*, 2004).

2.3.1 Saída acústica de transdutores de fisioterapia

Quando se trata de avaliar a saída acústica de equipamentos de ultrassom de fisioterapia, duas grandezas se destacam: potência máxima de saída e intensidade máxima de saída. A intensidade máxima de saída (I) [$\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$] é calculada pela razão entre a potência máxima de saída [W] e a área de radiação eficaz [cm^2] (ERA – *Effective Radiating Area*) do transdutor. A ERA é medida por meio do mapeamento do campo acústico gerado pelo transdutor de fisioterapia, segundo a IEC 61689. Já a potência máxima de saída é medida por meio de uma balança de força de radiação, segundo a IEC 61161.

2.4 MÉTODOS INVASIVOS PARA A ESTIMATIVA DA TEMPERATURA

O aumento da temperatura causado nos tecidos depende da intensidade de saída do US e da duração do tratamento (STARKEY, 2001), o que implica na determinação da dose térmica, visto que ela pode ser definida como o produto da intensidade do estímulo (expressa em W/cm^2) pela duração do tratamento (GUIRRO e GUIRRO, 2002).

Para a estimativa da temperatura interna dos tecidos, existem métodos invasivos e não-invasivos. As primeiras abordagens invasivas de monitoração da temperatura utilizavam sensores de temperatura, como termopares (CAIN; WELCH, 1974), termistores e sensores de fibra ótica (CHRISTENS, 1977). Na década de 1980, a termometria por infravermelho também começou a ser utilizada (CETAS *et al.*, 1980).

2.4.1 Inserção de termopares

Os termopares são amplamente utilizados por serem econômicos, por permitirem calibração e terem uma ampla faixa de medição. Além disso, a resposta rápida os tornam adequados para o monitoramento localizado da temperatura com mudanças rápidas (SACCOMANDI *et al.*, 2013). Por outro lado, não possuem ampla cobertura espacial das regiões do tecido, o que pode não ser vantajoso para avaliar a variação de temperatura em tecidos.

Estudos relacionados ao monitoramento da temperatura por termopares têm sido realizados desde a década de 1970 por Christensen, durante a hipertermia induzida por radiofrequência e micro-ondas (CAIN e WELCH, 1974; CHRISTENSEN, 1977; WU, 1992; ATKINS e DUCK, 2003; CHEN *et al.*, 2009).

Em 2009, a fim de caracterizar o campo de um ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU – *High Intensity Focused Ultrasound*), Chen e colaboradores seguiram as recomendações da norma IEC 60601-2-5 ao realizar as medições de temperatura por meio de termopares embutidos em um *phantom* que simula as propriedades térmicas e acústicas de tecido mole. A técnica empregada nesse estudo não pode ser utilizada em aplicações clínicas, por ser uma técnica invasiva para caracterização *in vitro*. Os autores sugeriram que a medição direta da temperatura seja uma alternativa para caracterizar o campo de US do HIFU utilizando *phantoms*, mas não *in vivo*. Segundo Wu e colaboradores (1992), um erro na medição da

temperatura utilizando termopares pode ser causado, principalmente, pelo efeito viscoelástico na interface entre o termopar e o *phantom*.

2.4.2 Imagens de infravermelho

Os métodos para medição de temperatura podem ser divididos em medição com contato e medição sem contato. Nos métodos de medição sem contato, a transmissão de energia entre o termômetro e o meio dá-se por radiação. São indicados para a determinação superficial da temperatura e quando o meio em medição está visualmente acessível, seja através de uma janela, abertura ou fibra óptica. Um termômetro de radiação indica a temperatura de um objeto medindo a radiação eletromagnética que o objeto emite (RAYTEC, 2010). O espectro eletromagnético contém diversas formas de emissões eletromagnéticas como infravermelho, luz visível, raios-X, ondas de rádio e várias outras. A diferença entre essas emissões é o seu comprimento de onda, que está relacionado com a frequência.

A partir de 1980, abordagens baseadas na termometria infravermelha (CETAS *et al.*, 1980) passaram a ser utilizadas. Para a medição interna de *phantoms* pelo método de imagem infravermelha, é necessário dividir o *phantom* em duas partes, o que torna essa medição invasiva. Por exemplo, Niikawa *et al.* (2011) adotaram o método de imagem infravermelha para medir a distribuição da temperatura dentro de um *phantom* dividido ao meio. Essa medição foi feita quando a energia de irradiação do transdutor era alterada pela variação da frequência de repetição do pulso de um equipamento de ultrassom. Os autores concluíram que o aumento de temperatura na área próxima do transdutor é maior do que na região mais distante em um *phantom*.

2.5 MÉTODOS NÃO-INVASIVOS PARA A ESTIMATIVA DA TEMPERATURA EM TECIDOS BIOLÓGICOS

Conhecer a distribuição de temperatura de dentro dos tecidos em tempo real melhoraria a capacidade de fornecer valores consistentemente eficazes. Por exemplo, isso aumentaria consideravelmente a capacidade de aquecer uniformemente o alvo a níveis terapêuticos (ARTHUR *et al.*, 2003). Monitorar a distribuição da temperatura espacial durante o determinado tratamento fornece uma forma de "dosimetria *in vivo*". Além de prever regiões de dano térmico, imagens de temperatura *in vivo* também podem ser usadas para monitorar áreas sensíveis para protegê-las contra danos indesejados, aumentando assim a segurança durante um tratamento (LEWIS *et al.*, 2015).

Nos últimos anos, diversos pesquisadores têm buscado métodos para medir a temperatura de tecidos de forma não-invasiva, para fins de terapias como a hipertermia. A seguir, é apresentada uma breve revisão da literatura de alguns desses métodos, como tomografia de impedância elétrica, imagem de ressonância magnética e ultrassom.

2.5.1 Tomografia de impedância elétrica

Em 1978, Henderson e Webster foram os pioneiros na produção de imagens do corpo humano a partir de suas propriedades elétricas. Foi aplicada uma diferença de potencial elétrico, por meio de um eletrodo colocado no peito do paciente. Em um estudo realizado por Paulsen e colaboradores em 2009, foram feitos experimentos de imagem térmica usando tomografia de impedância elétrica durante tratamentos de hipertermia. Para produzir imagens térmicas, os autores assumiram correlação linear entre a mudança da impedância do tecido e a variação de temperatura. Os autores concluíram que a relação entre a impedância do tecido e a temperatura é complexa e confunde a capacidade de fazer correlações simples entre mudanças de condutividade e temperatura.

Esse método possui vantagens por ser não-invasivo, não emitir radiação ionizante, não produzindo efeitos colaterais. No entanto, apesar de ser um método promissor para estimar a temperatura de tecidos, ainda não apresenta um grau de confiabilidade a ponto de ser utilizado na prática, devido a baixa resolução das imagens e ao elevado tempo computacional exigido na reconstrução de cada imagem (MENIN, 2009).

2.5.2 Imagem de ressonância magnética

O primeiro artigo sobre o mapeamento de temperatura por imagem de ressonância magnética (IRM) foi publicado em 1983 (PARKER *et al.*, 1983). De acordo com Quesson *et al.* (2000), o método foi baseado no tempo de relaxação longitudinal. Desde então, métodos de mapeamento da temperatura por IRM têm sido propostos com base no coeficiente de difusão ou frequência de ressonância. Segundo Quesson *et al.* (2000), das diferentes modalidades de imagem, IRM aparece como uma ferramenta vantajosa para mapeamento da temperatura, sendo a tecnologia clínica mais avançada para monitoração não-invasiva de terapias térmicas (GELLERMANN *et al.*, 2005).

De um modo geral, a vantagem da ressonância magnética para a termometria é que ela fornece medidas quantitativas de temperatura no corpo sem a necessidade de uma calibração *a priori* no tecido (LEWIS *et al.*, 2015). Por sua vez, o método é vantajoso por possibilitar uma

avaliação da eficácia da terapia. No entanto, segundo Saccomandi *et al.* (2013), IRM é um método relativamente caro e é de difícil utilização em algumas terapias. Em complemento, outro fator negativo, segundo Teixeira e colaboradores (2014), a técnica de termometria por ressonância magnética exclui o uso conjunto de equipamentos sensíveis a campos eletromagnéticos.

2.5.3 Técnicas de termometria por ultrassom

O ultrassom é um método não ionizante e econômico. Esses atributos, juntamente com a vantagem de uma possível utilização simultânea para aquecimento e estimativa de temperatura, tornam o método bastante atrativo (ARTHUR *et al.*, 2003, 2005; TEIXEIRA *et al.*, 2014).

O **Quadro 1** apresenta, de maneira geral, as vantagens e desvantagens de três métodos não-invasivos de termometria mencionados até o momento.

Quadro 1 – Métodos não-invasivos de termometria: vantagens e desvantagens.

Métodos Não-invasivos	Vantagens	Desvantagens
TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA	Método não ionizante	Baixo grau de confiabilidade
		Baixa resolução das imagens
IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	Método não ionizante	Relativamente caro
	Tecnologia clínica mais avançada	
	Pode ser usado para fornecer uma avaliação da eficácia da terapia	Exclui o uso conjunto de equipamentos sensíveis a campos eletromagnéticos
ULTRASSOM	Método não ionizante	Resolução inferior à ressonância magnética
	Relativamente econômico	
	Possibilita a utilização simultânea de aquecimento e estimativa de temperatura.	

Fonte: elaboração própria.

Existem diversos estudos mostrando a relação de dependência de parâmetros ultrassônicos com a temperatura do tecido (NASONI *et al.*, 1979, GAMMELL *et al.*, 1979, BAMBER; HILL, 1979, BOWEN *et al.*, 1979). Alguns desses estudos exploram os esforços na estimativa de temperatura a partir da variação de propriedades ultrassônicas do tecido biológico e de mudanças na energia retroespalhada que ocorrem devido a efeitos térmicos (ARTHUR *et*

al., 2005). Outros, por sua vez, consideraram a possibilidade de estudar a relação propriedades ultrassônicas-temperatura como um meio de rastrear variações de temperatura (PRAKASH *et al.*, 1980).

Nos primeiros trabalhos envolvendo estimativas de temperatura do tecido, o principal parâmetro ultrassônico avaliado por sua dependência com a temperatura foi a velocidade de propagação ultrassônica (BOWEN *et al.*, 1979; PRAKASH *et al.*, 1980). Nestes estudos iniciais, os autores obtiveram mapas da velocidade de propagação do ultrassom no meio para inferir distribuições de temperatura. Esta abordagem, no entanto, nunca foi instituída clinicamente (ARTHUR *et al.*, 2005). Para Arthur *et al.* (2005), isto ocorreu porque, para medir a velocidade do som no tecido, é necessário medir a distância e o tempo, visualizar um alvo identificável em duas direções ou usar um método de feixe cruzado (feixes múltiplos). Tal medição é ainda mais complicada, pois a dependência da velocidade com a temperatura pode variar em função do tipo de tecido, por exemplo: tecido contendo alto teor de água e tecido contendo alto teor de gordura (ARTHUR *et al.*, 2005).

Na revisão realizada por Arthur *et al.* (2005), constatou-se que diversos autores, como Sun; Ying (1999), Simon *et al.* (1998) e Maass-Moreno e Damianou (1996a) relataram variações no sinal de ultrassom recebido em função da temperatura, devido às mudanças nas características ultrassônicas do tecido.

Sendo assim, o ultrassom pode ser utilizado para estimar a temperatura do tecido se os parâmetros ultrassônicos dependentes da temperatura puderem ser identificados, medidos e calibrados. Os métodos mais proeminentes para o uso do ultrassom, como um medidor de temperatura não-invasivo, abrangem o deslocamento do eco no tempo, conhecido como *time-shift* (TS), devido às mudanças da velocidade de propagação ultrassônica e expansão térmica no tecido; a variação no coeficiente de atenuação; e a mudança na energia retroespalhada de tecidos ou características de imagens ultrassonográficas modo-B (ARTHUR *et al.*, 2005). Há também o método de *Frequency-shift* que tem como base a variação da velocidade e espaçamento entre espalhadores (AMINI *et al.*, 2005).

Arthur *et al.* (2005) realizaram um estudo da estimativa da temperatura usando os métodos de termometria por ultrassom descritos acima. Os autores utilizaram uma abordagem voltada para monitorar temperaturas na faixa de hipertermia (41 °C e 45 °C).

2.5.3.1 Time-shift

Dos métodos de termometria ultrassônica explorados até o momento, o uso do deslocamento temporal do sinal de eco – *Time-shift*, recebeu mais atenção nas últimas décadas, para fins de terapias com HIFU, por ser uma função monotônica da temperatura e por ser intrinsecamente independente do transdutor quanto ao uso (ARTHUR *et al.*, 2005). O deslocamento do eco ocorre devido à expansão térmica na região aquecida e às alterações locais induzidas termicamente na velocidade de propagação do ultrassom (SIMON *et al.*, 1998).

A estimativa de temperatura por meio desses efeitos é baseada na medição de deslocamentos na direção de propagação z , os quais podem estar relacionados às mudanças na temperatura $\Delta T(z)$, de acordo com a equação (10) (VARGHESE *et al.*, 2002).

$$\Delta T(z) = \frac{c_0}{2(\hat{\alpha} - \beta)} \cdot \frac{\delta t(z)}{\delta z} \quad (10),$$

onde $t(z)$ é o deslocamento de tempo estimado na profundidade z , c_0 é a velocidade de propagação do ultrassom no tecido antes do aquecimento, $\hat{\alpha}$ é o coeficiente linear de expansão térmica e o coeficiente $\beta = (1/c_0)(\delta c/\delta t)$ descreve a mudança na velocidade em função do tempo. Nessa abordagem, assume-se uma relação linear da velocidade com a temperatura, para temperaturas abaixo de 45 °C. O termo $(\alpha - \beta)$ depende do tipo de tecido e seu teor de gordura (MILLER *et al.*, 2002).

Existem estudos que utilizam o método *time-shift* e o rastreamento do volume retroespalhado para estimar a temperatura do tecido em regiões de interesse, tanto em experimentos quanto teoricamente, em regiões isoladas de tecido *in vitro* e em estudos preliminares *in vivo*. Uma limitação desse método de termometria para aplicação *in vivo* se deve à necessidade do conhecimento prévio das propriedades ultrassônicas do tecido: coeficientes de expansão térmica e velocidade de propagação ultrassônica (ARTHUR *et al.*, 2005).

Maass-Moreno *et al.* (1996a; 1996b) investigaram a capacidade de medir a temperatura em terapias com HIFU a partir do deslocamento de ecos em músculo de peito de peru, obtendo resultados consistentes com a teoria.

Simon *et al.*, (1998) validaram experimentalmente uma relação linear entre deslocamentos do eco no tempo e o aumento da temperatura, utilizando um *phantom* calibrado de tecido homogêneo. Os deslocamentos do eco são estimados a partir de uma correlação de sinais sucessivos de ultrassom retroespalhado. A derivada axial das mudanças de eco acumuladas é proporcional ao aumento da temperatura.

A estimativa da temperatura com base na técnica *time-shift* foi bem-sucedida em *phantoms* calibrados de tecido homogêneo (SIMON et al., 1998).

Cortes *et al* (2021) desenvolveram um modelo do comportamento de um espalhador no tecido muscular e seu deslocamento devido à expansão térmica pela aplicação de terapias de hipertermia usando o Método dos Elementos Finitos a fim de associar as mudanças de temperatura no tecido e os deslocamentos temporais de um eco ultrassônico. O método baseia-se na quantificação do tempo de atraso de um pulso ultrassônico que passa por uma seção de tecido muscular. Um atraso de 0,913 ns/°C foi quantificado neste artigo comparando sete sinais ultrassônicos que representam o deslocamento do espalhador.

Sun e Ying (1999) também realizaram o estudo do deslocamento do eco no tempo em função da variação da temperatura. No entanto, os autores reconheceram a dificuldade de utilizar o método na prática visto que é necessário rastrear previamente a velocidade de ultrassom e do coeficiente de expansão térmica.

Varghese *et al.* (2002) investigaram a distribuição espacial do aquecimento usando deslocamento do eco nos estudos que incluem medições *in vivo*. Estimativas de temperatura foram obtidas por meio do método de correlação cruzada descrito previamente (Equação 10). Mapas resultantes de temperatura foram usados para apresentar o aumento da temperatura inicial e para atualizar continuamente um mapa térmico da região tratada que foi simultaneamente monitorada por meio de sensores de temperatura.

Arthur e colaboradores (2005) demonstraram em sua revisão a necessidade de caracterizar os tecidos, visto que a velocidade de propagação do ultrassom pode variar amplamente em diferentes tipos de tecido. Constatou-se ainda que conhecer previamente a velocidade de propagação e os coeficientes de expansão térmica é uma questão crítica para aplicações *in vivo*. Estes pontos podem causar dificuldades na tentativa de determinar a temperatura em tecidos não homogêneos, como encontrado em uma situação *in vivo* (ARTHUR *et al.*, 2005).

Além disso, os autores obtiveram sinais retroespalhados e imagens de amostras de fígado bovino, aquecidas homogeneamente em um banho térmico. Com o aumento da temperatura, a posição da interface do tecido e as regiões de espalhamento dentro do tecido apresentaram mudanças nos sinais de eco. Segundo os autores, o movimento aparente ocorre, em parte, porque a velocidade de propagação varia com a temperatura. Também houve mudanças claras na intensidade do sinal com a variação da temperatura (ARTHUR *et al.*, 2005).

Quando uma região do tecido é aquecida, o eco do ultrassom retroespalhado dessa região é deslocado no tempo (*Time-Shift*) (SIMON *et al.*, 1998). Em 2008, uma metodologia baseada em TS, foi proposta para estimar de forma não-invasiva a temperatura interna de tecidos biológicos, apresentando bom desempenho (TEIXEIRA *et al.*, 2008). Por meio do método *time-shift*, pesquisadores foram capazes de estimar a temperatura em uma região de interesse, tanto teórica quanto experimentalmente, incluindo resultados preliminares *in vivo*. No entanto, essa abordagem ainda não pode ser aplicada na prática para termometria em uma região estendida do tecido (ARTHUR *et al.*, 2005).

Uma desvantagem dessa técnica é que ela viabiliza a termometria do tecido apenas em pontos espaciais discretos, pois pulsos de ultrassom de curta duração são enviados por um único transdutor que também funciona como receptor dos ecos refletidos (TEIXEIRA *et al.*, 2008).

2.5.3.2 *Variação no coeficiente de atenuação*

Segundo Arthur e colaboradores (2005), estudos indicam que a atenuação é altamente dependente da temperatura em tecidos moles quando submetidos a temperaturas superiores a 50 °C. Esse intervalo, no entanto, não é adequado para hipertermia clínica, pois as temperaturas de hipertermia geralmente não excedem 50 °C. Por sua vez, a atenuação não deixa de ser de interesse para a termometria em tratamentos que utilizam temperaturas acima de 50 °C, como por exemplo a ablação térmica.

2.5.3.3 *Mudança na energia retroespalhada em tecidos não-homogêneos*

Algumas propriedades ultrassônicas variam em função da temperatura, e podem ser medidas e calibradas, a saber: coeficiente de atenuação, velocidade de propagação ultrassônica e coeficiente de retroespalhamento.

A energia ultrassônica recebida em um transdutor de US pode ser caracterizada pela reflexão de objetos equivalentes ou maiores que o comprimento de onda ultrassônico e pelo espalhamento de objetos menores que o comprimento de onda. Ambos os fenômenos resultam em uma parte da energia retroespalhada (STRAUBE e ARTHUR, 1994).

Alguns estudos como os de Haney e O'Brien (1986) e Bamber e Hill (1979) utilizaram a atenuação e a velocidade do som no fígado para estudar mudanças na energia retroespalhada (*Changes in Backscattered Energy – CBE*). As alterações nas propriedades de espalhamento

podem ser quantificadas medindo as mudanças na energia retroespalhada de um volume de tecido aquecido (LEWIS *et al.*, 2015).

Diversos autores desenvolveram uma descrição teórica da energia retroespalhada para avaliar as características de retroespalhamento do tecido (HALL *et al.* 1989; SHUNG 1985; NICHOLAS *et al.*, 1982; SIGELMANN e REID, 1973).

Em 1973, Sigelmann e Reid desenvolveram uma expressão para a energia média retroespalhada $P_r(T)$ (Equação 11) de um pequeno volume de espalhadores distribuídos aleatoriamente em resposta ao pulso de ultrassom. Assumindo um meio sem perdas entre o transdutor e o volume do meio definido pela área do feixe S e tempo de voo τ (comprimento do tecido $x = c(T)\tau$), tem-se:

$$P_r(T) = \frac{2H^2\delta}{8R^4\alpha(T)}\eta(T)S(1 - e^{-2\alpha(T)c(T)\tau}) \cdot \left[\frac{e^{\alpha(T)c(T)\delta} - e^{-\alpha(T)c(T)\delta}}{2\alpha(T)c(T)\delta} \right] \quad (11).$$

Onde H e δ são a amplitude e duração do *burst* senoidal, respectivamente; R é a distância do transdutor até o volume de espalhamento do meio; $\alpha(T)$ é o coeficiente de atenuação no meio em função da temperatura; $c(T)$ é a velocidade do som no meio em função da temperatura; e $\eta(T)$ é o coeficiente de retroespalhamento no volume do meio em função da temperatura.

O coeficiente de retroespalhamento, $\eta(T)$, definido como a seção transversal de retroespalhamento por unidade de volume de espalhadores (SHUNG *et al.* 1992; STRAUBE; ARTHUR 1994), fornece informações sobre a distribuição de dispersores sobre o volume.

Na Equação 11, quanto menor o produto $\alpha(T)c(T)\delta$, o termo entre os colchetes se aproxima de 1, podendo ser negligenciado. Assim, a energia retroespalhada tende a ser relacionada às propriedades do volume de espalhamento (Straube e Arthur 1994).

Em 1994, Straube e Arthur exploraram o uso da técnica pulso-eco utilizando um único transdutor para termometria de tecido. Foi feita uma análise parametrizada do modelo teórico (Equação 11) para a determinação da energia retroespalhada recebida de um pequeno volume tecidual em resposta à um pulso ultrassônico. A energia retroespalhada foi determinada em relação a energia recebida do mesmo volume a uma temperatura de referência ($T_0 = 37^\circ\text{C}$). A dependência dos parâmetros ultrassônicos, coeficiente de atenuação e velocidade de propagação, quanto à temperatura, foi extraída da literatura.

Usando os dados de coeficiente de atenuação e velocidade de propagação relatados, juntamente com os coeficientes de retroespalhamento inferidos (ver equação 13), Straube e

Arthur (1994) previram mudanças na energia retroespalhada em função da temperatura a partir de certas combinações de meio e espalhadores.

A seção transversal (σ_s) para um pequeno espalhador com uma forma arbitrária é definida com base na compressibilidade (κ) e densidade (ρ) dos espalhadores, dado pelo subscrito s , e do meio (m) por (MORSE e INGARD, 1968 apud STRAUBE e ARTHUR, 1994):

$$\sigma_s = \frac{4\pi k^4 a^6}{9} \left[\left(\frac{\kappa_s - \kappa_m}{\kappa_m} \right) + \frac{1}{3} \left(\frac{3\rho_s - 3\rho_m}{2\rho_s - \rho_m} \right)^2 \right] \quad (12).$$

Onde k é o número de onda e a é o raio do espalhador. A equação (12) é viável sob condições em que o comprimento de onda λ é maior que $2\pi a$, o que permite a suposição de que a onda dentro do objeto é a mesma que a onda incidente (espalhamento isotrópico).

Por exemplo, adotando uma velocidade de propagação ultrassônica de $1560 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a uma frequência de 6 MHz e λ de $260 \text{ }\mu\text{m}$, significa que a equação (12) se aplica a espalhadores menores que $41 \text{ }\mu\text{m}$ (ALVARENGA *et al.*, 2017).

Considerando os valores para o coeficiente de atenuação e para a velocidade de propagação do ultrassom em tecidos moles, o termo entre colchetes na Equação (11) é quase unitário e varia em menos de 5 %, para mudanças de até 10 vezes em $\alpha(T)$ e $c(T)$ (ALVARENGA *et al.*, 2017).

Os termos que não são dependentes da temperatura podem ser eliminados por meio da normalização da equação (11) usando a temperatura inicial (T_0) como referência. Para isso, Straube e Arthur (1994) assumiram que: (i) o volume do meio tem uma distribuição aleatória de espalhadores; (ii) existe um meio sem perdas entre o transdutor e o volume de espalhamento; e (iii) o transdutor é uma fonte pontual. Portanto, a equação para a energia recebida normalizada na temperatura (T), pode ser apresentada por (STRAUBE e ARTHUR, 1994):

$$\frac{P_r(T)}{P_r(T_0)} = \frac{\alpha(T_0) \eta(T)}{\alpha(T) \eta(T_0)} \frac{1 - e^{-2\alpha(T)z}}{1 - e^{-2\alpha(T_0)z}} \quad (13).$$

Onde z é o comprimento do volume de tecido. Assim, observa-se que a energia normalizada recebida depende de variações em função da temperatura no coeficiente de atenuação, $\alpha(T)$, e no coeficiente de retroespalhamento, $\eta(T)$, mas não de mudanças na velocidade. Embora a energia retroespalhada normalizada não varie com a velocidade, a velocidade varia em função da temperatura. Com isso, o tempo de voo τ é ajustado para receber

a energia retroespalhada do mesmo volume de tecido, enquanto a temperatura varia (STRAUBE; ARTHUR *et al.*, 1994).

Por sua vez, assumindo que o coeficiente de retroespalhamento para uma distribuição de espalhadores é proporcional à seção transversal de espalhamento para um único espalhador (i.e., $\eta \approx \sigma_s$), e substituindo a compressibilidade por $1/\rho c(T)^2$, a dependência da temperatura para a razão $\eta(T)/\eta(T_0)$ pode ser estimada como (STRAUBE; ARTHUR, 1994):

$$\frac{\eta(T)}{\eta(T_0)} = \frac{\left[\frac{\rho_m \cdot c(T)_m^2 - \rho_s \cdot c(T)_s^2}{\rho_s \cdot c(T)_s^2} \right] + \left[\frac{1}{3} \left(\frac{\rho_s - 3 \cdot \rho_m}{2 \cdot \rho_s + \rho_m} \right)^2 \right]}{\left[\frac{\rho_m \cdot c(T_0)_m^2 - \rho_s \cdot c(T_0)_s^2}{\rho_s \cdot c(T_0)_s^2} \right] + \left[\frac{1}{3} \left(\frac{\rho_s - 3 \cdot \rho_m}{2 \cdot \rho_s + \rho_m} \right)^2 \right]} \quad (14).$$

Em que ρ representa a densidade, $c(T)$ é a velocidade de propagação ultrassônica dependente da temperatura, $c(T_0)$ é a velocidade de propagação ultrassônica na temperatura de referência e os subscritos m e s representam o meio e o espalhador, respectivamente.

Dessa forma, a mudança na energia retroespalhada (CBE) pode ser apresentada como (ALVARENGA *et al.*, 2017):

$$CBE(T) = 10 \cdot \log_{10} \left[\frac{P(T)}{P(T_0)} \right] \quad (15).$$

Straube e Arthur (1994) modelaram a mudança na energia retroespalhada (CBE) por meio das equações 11-14 em diferentes cenários, definindo um meio e três diferentes tipos de espalhadores. Os autores adotaram as propriedades do fígado humano como o meio, por possuir um coeficiente de atenuação monotonicamente decrescente com o aumento da temperatura e alto teor de água. Para os espalhadores, optou-se pela gordura peritoneal (um tecido à base de lipídios) e por músculo peitoral (outro tecido com alto teor de água), assumindo dois valores diferentes de densidade. O modelo proposto pelos autores sugeriu que a mudança na energia retroespalhada poderia variar em função dos tipos de espalhadores em uma determinada região de tecido.

Em 2003, por sua vez, os resultados apresentados por Straube e Arthur foram experimentalmente confirmados por Arthur e colaboradores. Nesse artigo, foi utilizada uma abordagem que explora as não-homogeneidades presentes nos tecidos para medir mudanças na energia retroespalhada na faixa de temperatura entre 37 °C e 50 °C. As mudanças previstas na energia retroespalhada foram acompanhadas por medições *in vitro* em amostras de fígado bovino, peito de peru e músculo de porco. Foram estudados CBE em regiões de tecido com

múltiplos dispersores, de dispersores individuais isolados e em coleções de dispersores individuais. Os autores concluíram que o CBE medido era monotonicamente dependente da temperatura e que uma abordagem *in-vitro* bem-sucedida seria promissora para aplicações *in vivo*.

Modelos e medições da mudança na energia retroespalhada sugerem que, ao longo da faixa de temperatura utilizada na hipertermia clínica, as mudanças na energia retroespalhada dependem das propriedades de espalhadores individuais ou regiões de espalhamento (ARTHUR *et al.*, 2005). Segundo Arthur *et al.* (2005), visando abordagens viáveis para testes *in vivo*, todos os métodos devem ser capazes de lidar com o movimento das características da imagem em que as estimativas de temperatura se baseiam.

2.5.3.4 Variação no conteúdo dos níveis médios de cinza em imagens de US modo B

Os sinais de US retroespalhados são a base da ultrassonografia, portanto, as mudanças nas suas características são refletidas nas imagens de US modo-B. Mudanças de temperatura produzem contração/expansão do meio, o que pode causar variações na velocidade de propagação e na posição relativa dos espalhadores. Esses fenômenos alteram o padrão de espalhamento da imagem de US que pode ser rastreado e correlacionado com a temperatura. Abolhassani *et al.* (2007) utilizaram o algoritmo de correlação cruzada para estudar o comportamento de padrões de espalhamento relacionados a mudanças de temperatura de imagens ultrassonográficas. Os autores alcançaram erros médios de 0,2 °C em mudanças de temperatura entre 25 °C e 45 °C. As mudanças no conteúdo do nível de cinza das imagens do modo-B também foram investigadas para estimar as variações de temperatura, uma vez que são afetadas por mudanças na energia retroespalhada.

Estimar a temperatura interna de tecidos biológicos por meio da variação dos valores do nível de cinza médio (*Average Gray-Level Values – AVGL*) de imagens de US modo-B é o método não-invasivo mais recente, tendo o seu primeiro estudo publicado em 2007 por Xinying e Shuicai. A suposição física que permeia esse conceito é que as variações de temperatura induzem mudanças de propagação da onda, modificando o sinal de US retroespalhado. Essas mudanças têm uma expressão nas imagens de US. Os principais efeitos são: i. o movimento da imagem causado pela variação na velocidade de propagação e ii. as mudanças na intensidade da imagem causadas pela variação na amplitude do sinal do eco ocasionado pelas modificações na atenuação e nas propriedades de retroespalhamento (TEIXEIRA *et al.*, 2014).

Um dos métodos de estimativa de variações de temperatura envolve o cálculo do AVGL de um conjunto de *frames* de uma imagem, para uma dada região da imagem, tal como (ALVARENGA *et al.*, 2017):

$$AVGL(m) = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{k=1}^N p_{ik}(m) \quad (16).$$

Em que $p_{ik}(m)$ se refere ao valor do nível de cinza do pixel na posição ik no instante m , e M e N são as dimensões, em pixels, da região de uma dada imagem (ALVARENGA *et al.*, 2017).

Xinying e Shuicai (2007) estudaram valores médios de cinza em imagens ultrassônicas em modo-B durante o aquecimento de fígados de porco e bovinos. O intervalo de temperatura variou de temperaturas normais dos mamíferos até 45 °C. Os autores apontaram um coeficiente de correlação médio de $0,8760 \pm 0,0765$. Li *et al.* (2008) estudaram valores médios de cinza em imagens ultrassônicas em modo-B de tecido *ex vivo* (coração de frango, músculo de porco e fígado de porco *in vitro*) e apresentaram coeficiente de correlação de 0,179 (coração de frango com membrana), 0,752 (músculo de porco) e 0,833 (fígado de porco), com temperaturas variando de 25 °C à 50 °C.

Teixeira e colaboradores (2010) realizaram um experimento com amostra de músculo bovino com quatro termopares ao longo de sua profundidade, espaçados de 1 cm. A amostra foi imersa num reservatório no qual foi adicionado água à 50 °C. As imagens foram registradas com um equipamento de ultrassom diagnóstico operando em modo-B durante o aquecimento e arrefecimento da amostra e a temperatura foi registrada a cada 10 segundos. A imagem foi dividida em quatro regiões de interesse correspondentes a localização de cada termopar. Foram obtidos os valores médios da escala de cinza versus a mudança de temperatura e mostraram um padrão linear para mudanças de temperatura no intervalo de 0,5 °C a 8 °C para todas as regiões de interesse. Além disso, um modelo linear foi proposto para ajustar as curvas com um erro máximo de aproximadamente 0,6 °C.

Alvarenga e colaboradores (2010) avaliaram a entropia, calculada a partir da Matriz de Co-ocorrência, extraída de imagens de US Modo-B para estimar de forma não-invasiva a temperatura em um *phantom* de tecido mole submetido a variações de temperatura. Segundo os autores, o objetivo desse estudo foi buscar compreender como as características obtidas a partir do padrão de nível de cinza da imagem podem ser usadas para melhorar os métodos não-invasivos de estimativa da temperatura. As temperaturas foram adquiridas por três termopares

embutidos no *phantom*. Durante o período de aquecimento, a temperatura média variou de 27 °C a 44 °C e os valores de entropia foram capazes de identificar variações de 2,0 °C. Além disso, foi possível quantificar variações na faixa de temperatura do corpo humano (37 °C a 41 °C).

Em 2014, Teixeira e colaboradores utilizaram um ultrassom terapêutico como fonte de aquecimento e avaliaram os valores médios de nível de cinza extraídos de imagens de US em modo-B para a estimativa de temperatura em uma amostra de músculo bovino. É importante mencionar que somente em 2015 foi publicado o primeiro estudo desse método com uma abordagem metrológica (ALVARENGA *et al.*, 2015). Alvarenga e colaboradores (2015) estimaram a variação da temperatura usando imagens de US em modo B de um *phantom* de plástico aquecido em um banho. Os autores apresentaram um modelo de regressão para a relação Temperatura/AVGL, entre 37 °C e 46 °C. Uma primeira abordagem do modelo de incerteza foi proposta para essa relação. A média do resultado foi de 2,03 °C/AVGL e a incerteza expandida de 0,36 °C/AVGL. É importante mencionar que o Guia para expressão da incerteza de medição (BIPM, JCGM:100, 2008, p. 3) descreve a incerteza expandida como:

“Quantidade que define um intervalo em torno do resultado de uma medição com o qual se espera abranger uma grande fração da distribuição dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando.”

Alvarenga e colaboradores (2021) realizaram uma avaliação metrológica dos valores de AVGL calculados a partir de imagens de US em modo B para estimar a temperatura não-invasiva em uma amostra de tecido suíno contendo dois tipos diferentes de tecido, gordura e músculo, na faixa de temperatura variando de 35 °C a 41 °C. A maior incerteza expandida de estimativa de variação de temperatura usando AVGL foi determinada como 0,68 °C.

Somente em 2017, a fim de validar os resultados obtidos por meio do valor do nível médio de cinza, Alvarenga *et al.* (2017) propuseram um método para estimar esses valores teoricamente, assim como foi feito por Straube e Arthur (1994) para as mudanças na energia retroespalhada (CBE). Para isso, os autores assumiram que o AVGL é diretamente correlacionado com a energia do ultrassom retroespalhado, visto que as imagens de ultrassom modo-B são construídas a partir dos sinais de ultrassom retroespalhado.

Em geral, as imagens de US modo-B são construídas por meio do envelope do sinal retroespalhado para detectar os picos no sinal recebido, seguido da compressão logarítmica usada para reduzir a faixa dinâmica à faixa do nível de cinza. De acordo com Alvarenga e

colaboradores (2017), a relação entre o AVGL e a CBE pode ser representada pela equação (17).

$$AVGL(T) = \frac{g}{AVGL(T_0)} \cdot 10 \cdot \log_{10} \left[\frac{P(T)}{P(T_0)} \right] + AVGL(T_0) \quad (17).$$

No qual g é o nível máximo de cinza, $AVGL(T_0)$ é o valor inicial de $AVGL$ e a relação $P(T)/P(T_0)$ é extraída da equação (13). A razão $g/AVGL(T_0)$ representa a faixa dinâmica de $AVGL$ para medir a variação da temperatura. Segundo Alvarenga e colaboradores, a relação proposta na equação 17 é testada da seguinte forma: se $AVGL(T)$ é conhecido, é possível determinar a razão $P(T)/P(T_0)$ e, por meio da equação (13), é possível estimar a variação de temperatura associada a razão $P(T)/P(T_0)$.

Com isso, as temperaturas estimadas são comparadas com aquelas medidas durante os diferentes experimentos que utilizam material mimetizador de tecidos biológicos (ALVARENGA *et al.*, 2017).

Alvarenga *et al.* (2017) estudaram a possibilidade de avaliar variações de temperatura em diferentes níveis de intensidade terapêuticos por meio do AVGL de imagens de US modo-B. Os testes foram realizados em um *phantom* aquecido por um UST. Foi proposto um modelo para estimar a temperatura com base nas variações de AVGL, bem como foi apresentado um modelo para expressar a incerteza de medição. O método da variação do AVGL foi validado por meio do método de variação da energia retroespalhada. A partir disso, foi possível estimar as variações de temperatura utilizando o método de variação do AVGL e a partir das propriedades ultrassônicas do *phantom*.

2.6 DOSE TÉRMICA

Uma das principais limitações das terapias térmicas é a falta de informações térmicas detalhadas e disponíveis para orientar a terapia (MYERSON *et al.*, 1999; ARTHUR *et al.*, 2005; DEWHIRST *et al.*, 2015). As temperaturas são rotineiramente medidas invasivamente, mas poucas medições podem ser feitas. Esse número limitado de medições pode resultar em menos informações do que o necessário para fornecer distribuições de temperatura satisfatórias, a fim de avaliar adequadamente a dosimetria térmica (MYERSON *et al.*, 1999, ARTHUR *et al.*, 2005).

Com o advento dos dispositivos de aquecimento multielementos, aumentou a necessidade de medições de temperatura que possam fornecer informação detalhada sobre as distribuições

de temperatura no tecido. Esta informação em tempo real melhoraria consideravelmente a capacidade de propiciar distribuições de temperatura consistentemente eficazes (SAMULSKI *et al.*, 1990 apud ARTHUR *et al.*, 2005).

Existe uma preocupação relacionada aos efeitos biológicos do ultrassom (ter HAAR *et al.*, 2010). Procedimentos com ultrassom terapêutico envolvem a exposição do paciente a pulsos de US. A energia desses pulsos é dissipada no paciente e potencialmente pode induzir mudanças duradouras no tecido através de uma variedade de mecanismos, incluindo aquecimento, cavitação e força de radiação. O uso do UST tem se expandido e é empregado na fisioterapia, na litotripsia, na hipertermia, em cirurgias com ultrassom focalizado, no alívio da dor e na cicatrização óssea.

Com o crescente avanço das terapias por ultrassom, percebe-se a necessidade de encontrar um meio de medir uma dose térmica em termos clinicamente relevantes para efeitos biológicos (SAPARETO e DEWEY, 1984). Para o ultrassom terapêutico, o termo "dose" nunca obteve definição e uso claros no contexto da interação do ultrassom com o tecido (SHAW *et al.*, 2015a). A falta de tal definição levou a incongruência na descrição das condições que regem o tratamento do paciente ou a interação com o tecido (DURANDO *et al.*, 2015). É comum o uso a palavra "dose" por parte dos fisioterapeutas para se referir à saída acústica, como indicado pela potência acústica em watts, ou pela intensidade de saída em watts por metro quadrado exibido no equipamento de ultrassom (BLUME *et al.*, 2005; DURANDO *et al.*, 2015).

A capacidade de determinar melhor a dose térmica fornecida permitirá que os médicos investiguem os parâmetros de tratamentos ideais e, conseqüentemente, forneçam tratamentos térmicos mais controlados e, portanto, mais confiáveis e eficazes (SCHOONEVELDT *et al.*, 2016).

A hipertermia tem sido investigada por décadas para melhorar os resultados de tratamento do câncer. Essa terapia funciona de inúmeras formas, que dependem da temperatura e duração do tratamento (dose térmica), combinação de modalidades de tratamentos e do local do tumor. Os mecanismos da hipertermia incluem o aumento da perfusão sanguínea, metabolismo celular alterado, vias apoptóticas ativadas, aumento de absorção de drogas e ativação do sistema imunológico (SCHOONEVELDT *et al.*, 2016).

Segundo Schooneveldt *et al.* (2016), a dose térmica é uma medida da exposição cumulativa do tecido à uma combinação específica de temperatura e tempo. Uma definição comumente utilizada para a dose térmica é a CEM_{43} (*Cumulative equivalent minutes at 43 °C*)

que representa os minutos equivalentes cumulativos na temperatura de 43 °C, baseado na relação de Arrhenius (SAPARETO e DEWEY, 1984; VINCZE *et al.*, 2015; DEWHIRST *et al.*, 2015) (equação 9; item 2.2.1.3).

Além disso, de acordo com Schooneveldt *et al.* (2016), a relação dose – efeito difere para diferentes tipos de tecido. Os autores também afirmam que a definição de dose apresentada na equação (9) é baseada na morte celular direta, que geralmente não é a principal ação terapêutica da hipertermia. No entanto, existem evidências de que o CEM_{43} funciona razoavelmente bem como uma medida da dose térmica (DEWHIRST *et al.*, 2015).

Em 2015, Durando e colaboradores investigaram três propostas de definição de dose de ultrassom terapêutico em relação à sua adequação para comparações interlaboratoriais, com base em medições realizadas com diferentes métodos. Além disso, estudaram a viabilidade de realizar comparações no futuro para quantidades de dosimetria.

Os referidos autores constataram que, em uma pesquisa realizada por Shaw *et al.* (2015b), foram identificadas como sendo de grande relevância, três definições de dose de ultrassom terapêutico: duas estão relacionadas à energia, chamadas de Energia Acústica Total Aplicada (*Applied Total Acoustic Energy - ATAЕ*) e Energia Elétrica Total Aplicada (*Applied Total Electrical Energy - ATEE*) e a terceira, relacionada à temperatura e ao tempo, chamada de Tempo Equivalência Térmica (*Thermally Equivalent Time - TET*), também conhecido como minutos de equivalentes cumulativos (CEM). Para determinar o TET, é necessário conhecer o perfil de temperatura no tempo $T(t)$ em qualquer ponto do tecido aquecido (ou *phantom*) (DURANDO *et al.* 2015). Com isso, as três grandezas foram escolhidas para a comparação interlaboratorial do estudo de Durando *et al.* (2015).

Quatro Institutos Nacionais de Metrologia (*National Metrological Institutes – NMIs*), participaram dessa comparação: INRIM – *Istituto Nazionale di Ricerca Metrologica – Italy (Pilot Institute)*, NPL – *National Physical Laboratory – UK*, PTB – *Physikalisch-Technische Bundesanstalt – Germany*, e TUBITAK-UME – *Ulusal Metroloji Enstitüsü – Turkey*. Um protocolo técnico foi aprovado e aplicado para todos os participantes na comparação, no qual foram definidos dois transdutores que circularam por todos os laboratórios envolvidos, os níveis nominais de potência ultrassônica, a voltagem elétrica correspondente para aplicar aos transdutores e os tempos de aplicação, bem como as características do *phantom*, foram definidos (DURANDO *et al.*, 2015). No estudo realizado por Durando e colaboradores (2015), cada laboratório preparou o *phantom* a base de goma de gellan de acordo com uma receita e um

procedimento especificados no protocolo. Isso foi necessário visto que o material mimetizador poderia não resistir ao envio por correio, ou seja, poderia ocorrer a alteração de suas propriedades. Cada laboratório mediu a variação da temperatura utilizando métodos invasivos, por meio do uso de termopares, e não-invasivos. Segundo Durando *et al.* (2015), o PTB mediu a variação de temperatura em um *phantom* usando o método *Time-Shift*, baseado na dependência térmica do eco de ultrassom que é responsável pela mudança local na velocidade de propagação, devido a mudanças de temperatura, e pela expansão térmica do meio de propagação.

Segundo Durando *et al.* (2015), a maior parte das medições de ATAE e ATEE obteve resultados consistentes entre os laboratórios envolvidos. O mesmo não ocorreu com as medições de TET. Os autores atribuíram esse resultado inconsistente aos *phantoms* que, apesar de terem sido fabricados segundo um protocolo, foram confeccionados separadamente para as medições de cada laboratório. Os autores explicam que o cálculo do TET é muito sensível às mudanças na temperatura máxima medida, que por sua vez é dependente das propriedades físicas e térmicas do *phantom* e da estabilidade térmica durante o experimento. Assim, qualquer etapa má executada na preparação do material mimetizador poderia impactar significativamente nos parâmetros que têm influência na absorção da energia ultrassônica. Nem todos os laboratórios possuíam um sistema de medição do coeficiente de absorção, portanto, a adequação do *phantom* aos requisitos do protocolo pode não ter sido verificada (DURANDO *et al.*, 2015).

3 METODOLOGIA

3.1 CONFECÇÃO DO PHANTOM

Foi fabricado um *phantom* ultrassônico à base de agarose para mimetizar as propriedades ultrassônicas e térmicas de tecidos moles. Os valores de referência da velocidade e do coeficiente de atenuação são $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ e $0,5 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$, respectivamente. A fabricação foi realizada seguindo a receita descrita na norma internacional IEC 60601-2-5:2015 e no procedimento operacional padrão descrito em Souza *et al* (2016). A **Tabela 1** (IEC 60601-2-5:2015) apresenta os componentes utilizados na confecção do TMM. É importante mencionar que a norma IEC 60601-2-5:2015 não fornece informações detalhadas sobre o processo de fabricação do *phantom*.

Tabela 1 - Massa % Componentes puros para confecção dos *phantoms*.

Componente	Massa (%)
Glicerol	11,21
Água	82,95
Cloreto de Benzalcônio	0,47
Carbeto de Silício	0,53
Óxido de alumínio Al_2O_3 (0,3 μm)	0,88
Óxido de alumínio Al_2O_3 (3 μm)	0,94
Agar	3,02
Total	100,00

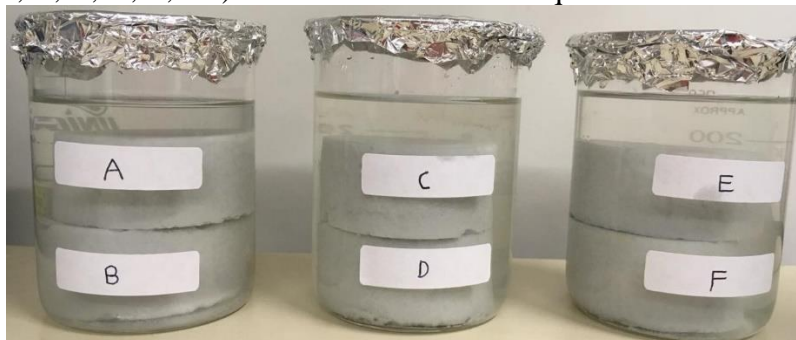
Fonte: IEC 60601-2-5:2015.

A receita apresentada no APÊNDICE A foi definida com base na norma IEC 60601-2-5:2015 e no procedimento operacional padrão descrito por Souza *et al.* (2016).

Com a receita definida, foram produzidos *phantoms* com diferentes dimensões em moldes distintos, todos do mesmo lote: 6 amostras (**Figura 1**) para a caracterização do TMM na água, uma amostra (**Figura 2**) para a caracterização do TMM na solução e um TMM de maior tamanho (**Figura 2**) para ser utilizado nos experimentos de termometria não-invasiva.

Dessa forma, a receita descrita no APÊNDICE A foi definida com base em um procedimento operacional padrão apresentado por (SOUZA *et al.*, 2016), com base em testes empíricos e com base na norma IEC 60601-2-5:2015.

Figura 1 – Seis amostras do mesmo lote de confecção, cada uma com aproximadamente $\varnothing 70$ mm \times 28 mm (A, B, C, D, E, e F) armazenados em três béqueres.



Fonte: elaboração própria.

Figura 2 – *Phantom* cúbico maior (90 mm x 90 mm x 90 mm) e 1 amostra pequena (*Phantom G*) ($\varnothing 35$ mm \times 28 mm) para a caracterização do *phantom* na solução



Fonte: elaboração própria.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DO PHANTOM

Para a caracterização ultrassônica do *phantom*, utilizou-se a técnica pulso/eco para estimar o coeficiente de atenuação e a velocidade de propagação ultrassônica longitudinal. A mesma técnica de medição foi utilizada nas duas caracterizações por já ter sido feita a validação metrológica no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.

3.2.1 Arranjo experimental – Medições na água

Inicialmente, foi feita a caracterização das propriedades do *phantom* em água. Neste arranjo experimental, foram utilizadas 6 amostras de um mesmo lote de TMM. A fim de preservar as propriedades dos *phantoms* durante todo o processo de medição, os seis *phantoms* foram armazenados em pares dispostos em três béqueres contendo sua solução de preservação glicerol-água-cloreto de benzalcônio.

A referida solução contém 11,9 % de glicerol, 88,1 % de água e 0,5 % de cloreto de benzalcônio, conforme recomendado pela norma internacional IEC 60601-2-5:2015, a fim de preservar as propriedades do material ao longo do tempo. Os três béqueres com as soluções

foram inseridos em um banho maria e submetidos a diferentes temperaturas para a determinação das propriedades ultrassônicas.

Foram feitas medições da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação, à temperatura ambiente, em 6 amostras de *phantom* do mesmo lote de fabricação, cada uma com 70 mm de diâmetro e 28 mm de espessura, denominadas: A; B; C; D; E; e F (**Figura 1**). Posteriormente, a velocidade ultrassônica e o coeficiente de atenuação dos seis *phantoms* foram medidos em diferentes temperaturas.

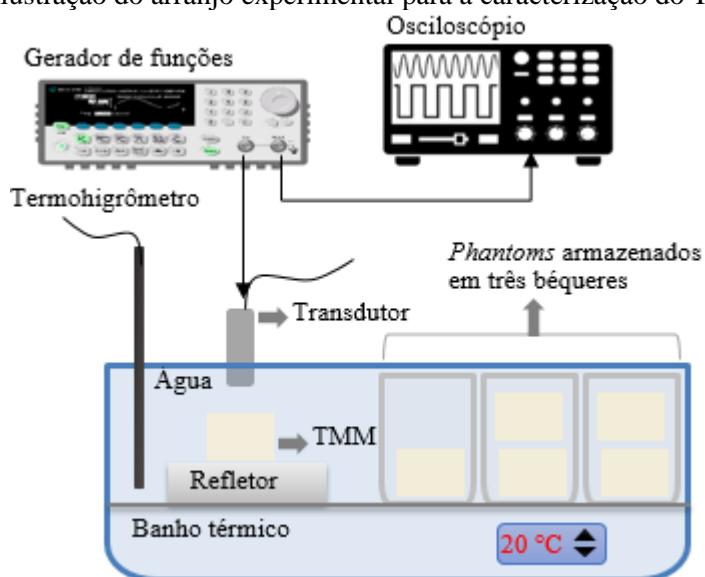
É importante ressaltar que as amostras eram expostas à água do banho somente para aquisição dos tempos de voos e amplitudes dos sinais, depois eram colocados novamente nos béqueres contendo a solução de preservação. Foram feitas quatro repetições em três dias diferentes para cada temperatura (**Quadro 2**). T₀ é a temperatura ambiente, enquanto um passo de aproximadamente 5,0 °C foi utilizado para as demais temperaturas, até alcançar T₅, da seguinte forma: T₁ = T₀ + 5,0 °C; T₂ = T₁ + 5,0 °C; T₃ = T₂ + 5,0 °C; T₄ = T₃ + 5,0 °C; e T₅ = T₄ + 5,0 °C. É importante ressaltar que as faixas de temperatura não guardam uma correlação direta com a prática clínica, mas sim com uma avaliação em laboratório do aquecimento gerado pelo equipamento de terapia.

Quadro 2 – Ordem das medições dos *phantoms* para as medições.

Temperatura	1º dia	2º dia	3º dia
T ₀	A	E	C
T ₁	B	F	D
T ₂	C	A	E
T ₃	D	B	F
T ₄	E	C	A
T ₅	F	D	B

Fonte: elaboração própria.

Figura 3 – Ilustração do arranjo experimental para a caracterização do TMM na água.

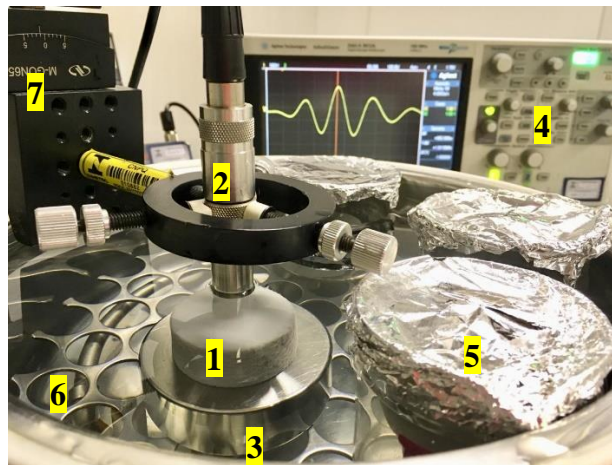


Fonte: elaboração própria.

O sistema de medição (**Figura 3** e **Figura 4**) é composto por um transdutor ultrassônico circular, não focalizado, com frequência nominal de 5 MHz (modelo A309S, Olympus-Panametrics, MA, EUA) que atua como transmissor e receptor, sendo excitado por um gerador de funções arbitrárias (modelo 33250A, Agilent Technologies, EUA). Os sinais adquiridos são digitalizados por um osciloscópio (modelo DSO 5012A, Agilent Technologies, EUA). Os sinais são medidos com três ciclos e 20 V de amplitude pico a pico. A frequência nominal de 5 MHz (de acordo com o fabricante) foi escolhida para a caracterização. Um termohigrômetro (*ThermoSchneider*, Alemanha) é utilizado para medir a temperatura da água ao longo do processo de medição. O transdutor ultrassônico deve estar alinhado com a superfície frontal paralela ao aço refletor inoxidável a fim de obter os sinais de maneira adequada. Para tal, utiliza-se um sistema de posicionamento linear e de goniômetros.

Figura 4 – Experimento: 1: *Phantom*; 2: transdutor; 3: refletor em aço inoxidável; 4: osciloscópio, mostrando o sinal proveniente da reflexão da superfície do TMM; 5: béquer com os *phantoms* dentro

cobertos com papel alumínio para evitar evaporação; 6: banho térmico; 7: sistema de posicionamento para alinhar o transdutor.



Fonte: elaboração própria.

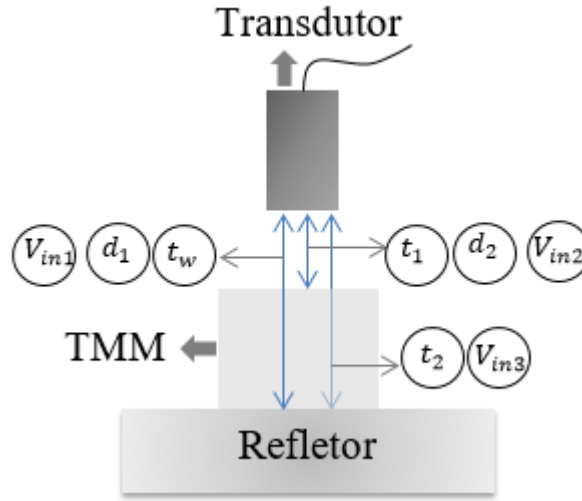
Diferentes tempos de voo são medidos com o cursor eletrônico do osciloscópio. Tempo de voo é o tempo que a onda leva para atravessar um meio, encontrar uma interface com impedância acústica diferente e retornar ao mesmo transdutor. O sistema também inclui um refletor de aço inoxidável para a obtenção do sinal de referência.

Tanto os *phantoms* nos béqueres quanto o alvo de aço inoxidável e a superfície do transdutor foram imersos em um banho (Fisatom, Brasil) preenchido com água destilada (**Figura 4**).

3.2.1.1 Procedimento experimental

O transdutor foi posicionado diretamente e normal à superfície frontal do refletor (**Figura 5**) para adquirir um sinal de referência. Antes de dar início às medições, o sistema permaneceu em repouso por 40 minutos a fim de se obter o equilíbrio térmico. Este tempo foi escolhido de forma empírica e para cada aumento de temperatura realizado, aguardou-se o equilíbrio térmico.

Figura 5 – Representação dos tempos de voo – t_w : tempo de voo que a onda leva para percorrer a distância d_1 na água; t_1 tempo de voo que a onda leva para percorrer a distância d_2 até a superfície do *phantom*; t_2 : tempo de voo no refletor com o TMM inserido; e das amplitudes: (V_{in1}) , (V_{in2}) , (V_{in3}) .



Fonte: elaboração própria.

Posteriormente, o tempo de voo na água (t_w), sem o *phantom*, foi medido. Para o cálculo da velocidade de propagação, além de t_w , o tempo de voo na superfície do *phantom* (t_1) e o tempo de voo no refletor com o TMM inserido (t_2) foram medidos. Para o cálculo do coeficiente de atenuação, é necessário medir também as amplitudes dos sinais mencionados, (V_{in1}) e (V_{in2}) , e a amplitude do sinal na superfície do refletor com o *phantom* inserido (V_{in3}) (**Figura 5**).

A cada alteração de temperatura do banho maria, todo o procedimento de alinhamento e equilíbrio térmico é repetido antes de efetuar as medições com a nova temperatura.

3.2.1.2 Velocidade de propagação ultrassônica no *phantom*

A velocidade de propagação do ultrassom no *phantom* (v_{TMM}) foi estimada por meio da equação (18) (SOUZA *et al.*, 2018):

$$v_{TMM} = \frac{2 \cdot d_{TMM}}{(t_2 - t_1)} \quad (18),$$

onde d_{TMM} é a espessura do TMM em metros e é calculada por (19):

$$d_{TMM} = v_w \cdot \left(\frac{t_w - t_1}{2} \right) \quad (19),$$

onde v_w é a velocidade de propagação ultrassônica na água e é calculada em função da temperatura como descrito em (DEL GROSSO e MADER, 1972) (20).

$$v_w = 1402,39 + 5,037 \cdot T - 0,0581 \cdot T^2 + 0,00334 \cdot T^3 - 0,00000148 \cdot T^4 + 0,00000000315 \cdot T^5 \quad (20),$$

3.2.1.3 Coeficiente de atenuação no phantom

De forma simples, o coeficiente de atenuação foi determinado como a relação entre as amplitudes dos sinais refletidos sobre o refletor com e sem o TMM. O coeficiente de reflexão do refletor, bem como a atenuação na água, é considerado no cálculo.

O modelo matemático do coeficiente de atenuação no *phantom* de tecido mole (α_{TMM}) [dB·m⁻¹] é apresentado em (21). O desenvolvimento para determinação do referido modelo assume uma onda plana, e se encontra no APÊNDICE D.

$$\alpha_{TMM} = -10 \cdot \log_{10}(e) \cdot \frac{\ln \left\{ \frac{V_{in3} \cdot G_{w1} \cdot e^{(v_w \cdot \alpha_w \cdot (t_1 - t_w))}}{V_{in1} \cdot G_{w2} \cdot \left(1 - \frac{V_{in2} \cdot R_{aço} \cdot G_{w1} \cdot e^{(v_w \cdot \alpha_w \cdot (t_1 - t_w))}}{V_{in1} \cdot G_{w2}} \right)^4} \right\}}{d_{TMM}} \quad (21).$$

O coeficiente de atenuação na água é (α_w) [dB · m⁻¹]. A fim de corrigir a amplitude de pressão do pulso que retorna à face do transdutor, G_{w1} e G_{w2} são os fatores de correção devido aos efeitos da difração dada às distâncias d_1 [m] e d_2 [m], respectivamente (**Figura 5**). O modelo também inclui o coeficiente de reflexão no aço ($R_{aço}$), devido à fração da amplitude de pressão refletida no aço, visto que parte da onda é transmitida para o interior do refletor de aço inoxidável utilizado para a obtenção do sinal de referência (**Figura 4** e **Figura 5**). As tensões elétricas medidas no osciloscópio, V_{in1} , V_{in2} e V_{in3} , são representadas na **Figura 5**. Ademais, a velocidade de propagação do ultrassom na água (v_w), bem como os tempos de voo t_1 e t_w , também medidos no osciloscópio, são incluídos no cálculo.

3.2.2 Arranjo experimental – Medições na solução

Com o arranjo experimental apresentado previamente, constatou-se que o *phantom* perde uma quantidade significativa de glicerol quando exposto à água. Com isso, tendo em vista a necessidade de preservar a velocidade de propagação ultrassônica no *phantom* durante a sua

caracterização, um novo arranjo experimental foi adotado. O *phantom* foi medido diretamente na solução de preservação composta por glicerol, água e cloreto de benzalcônio. Para realizar a caracterização do *phantom* na solução, foi necessário determinar a equação da velocidade de propagação ultrassônica na solução em função da temperatura. Para isso, foi necessário caracterizar a velocidade ultrassônica na solução do *phantom*.

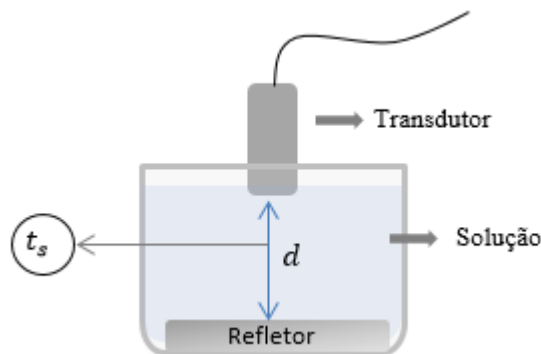
3.2.2.1 Caracterização da solução de preservação do *phantom*

A velocidade de propagação do ultrassom na solução (v_s) foi calculada de acordo com a equação 22 (ver **Figura 6**):

$$v_s = \frac{2 \cdot d}{t_s} \quad (22),$$

onde d é a distância da superfície do transdutor até a superfície do refletor e t_s é o tempo de voo que a onda leva para percorrer a solução, encontrar a superfície do refletor e retornar ao transdutor. O tempo de voo foi determinado por meio de correlação cruzada, utilizando um programa em Labview desenvolvido no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.

Figura 6 – Representação do tempo de voo – t_s : tempo de voo na solução e distância da superfície do transdutor à superfície do refletor.

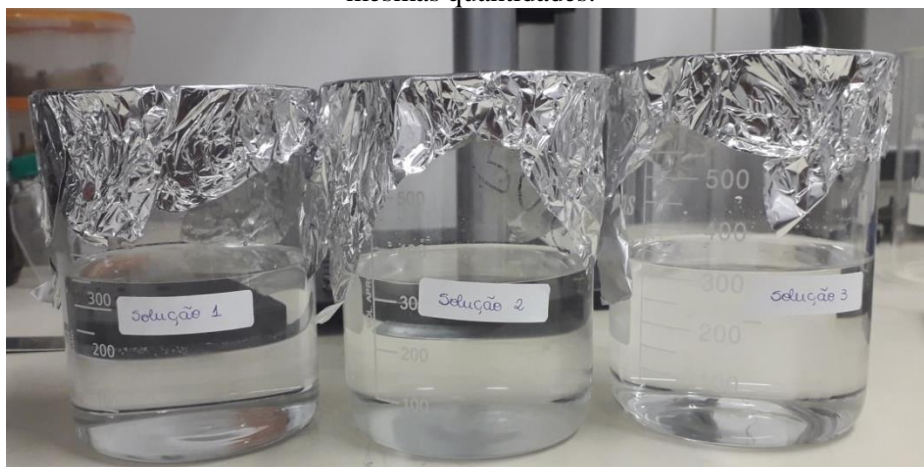


Fonte: elaboração própria.

É importante ressaltar que a distância da superfície do transdutor até a superfície do refletor (**Figura 6**) foi previamente caracterizada e determinada com base na velocidade de propagação ultrassônica na água.

Foram produzidas três amostras da solução formada por água, cloreto de benzalcônio e glicerol. Cada amostra contendo 350 ml foi armazenada em um béquer diferente conforme **Figura 7**.

Figura 7 – Três soluções que foram preparadas da mesma maneira, com os mesmos ingredientes e mesmas quantidades.



Fonte: elaboração própria.

Foram realizadas três repetições de medições da velocidade de propagação ultrassônica em cada solução na ordem apresentada no **Quadro 3**.

Quadro 3 – Ordem das medições da velocidade ultrassônica nas três soluções.

1ª Repetição	Solução 1
	Solução 2
	Solução 3
2ª Repetição	Solução 1
	Solução 2
	Solução 3
3ª Repetição	Solução 1
	Solução 2
	Solução 3

Fonte: elaboração própria.

A velocidade de propagação ultrassônica na solução foi medida em diferentes pontos de temperatura, variando de 19 °C a 45 °C, aproximadamente, com passos de 3 °C.

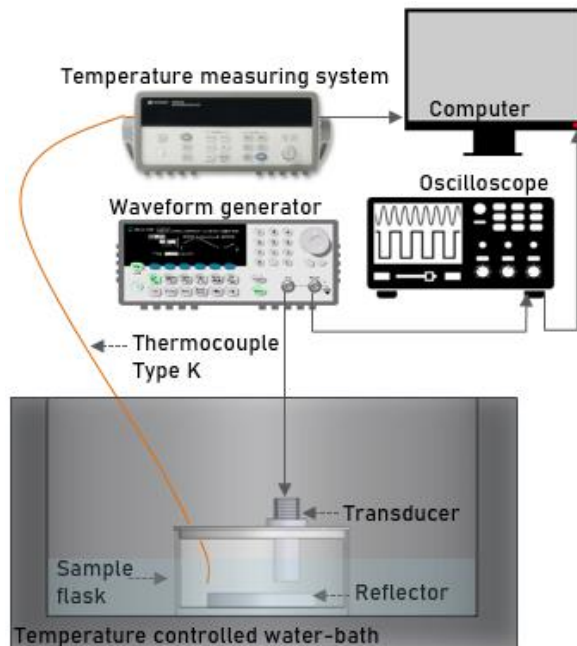
Após a determinação da equação da velocidade de propagação ultrassônica na solução, para a faixa de temperatura variando de 19 °C a 45 °C foi possível medir a velocidade de propagação ultrassônica diretamente na solução, isto é, sem expor o TMM à perda de propriedades na água.

Foi avaliada uma amostra do mesmo lote de *phantom* utilizado para a caracterização na água. Importante ressaltar que essa amostra ainda não havia sido utilizada em nenhum outro experimento.

Foram realizadas quatro repetições para cada temperatura em três dias diferentes. T_0 é a temperatura ambiente, enquanto que um passo de aproximadamente $5,0\text{ }^\circ\text{C}$ foi utilizado para as demais temperaturas, até alcançar T_5 , da seguinte forma: $T_1 = T_0 + 5,0\text{ }^\circ\text{C}$; $T_2 = T_1 + 5,0\text{ }^\circ\text{C}$; $T_3 = T_2 + 5,0\text{ }^\circ\text{C}$; $T_4 = T_3 + 5,0\text{ }^\circ\text{C}$; e $T_5 = T_4 + 5,0\text{ }^\circ\text{C}$.

A montagem experimental (**Figura 8**) para caracterizar o líquido de preservação do *phantom* foi composta por um osciloscópio (modelo DSO 3012A, Agilent Technologies, EUA), um transdutor ultrassônico circular, não focalizado, com frequência nominal de 5 MHz (modelo A309S, Olympus-Panametrics, MA, EUA) que atua como transmissor e receptor, sendo excitado por um gerador de funções arbitrárias (modelo 33250A, Agilent Technologies, EUA) (4 ciclos, amplitude pico a pico de 20 V), um refletor de aço inoxidável e um banho maria modelo 557 (Fisatom, Brasil) preenchido com água deionizada. Um termopar tipo K e um sistema de medição de temperatura (modelo 34970A, Agilent Technologies, CA) foram usados para medir as temperaturas das amostras.

Figura 8 – Ilustração do arranjo experimental para caracterização da solução de preservação do *phantom* de agarose da norma IEC 60601-2-5:2015.

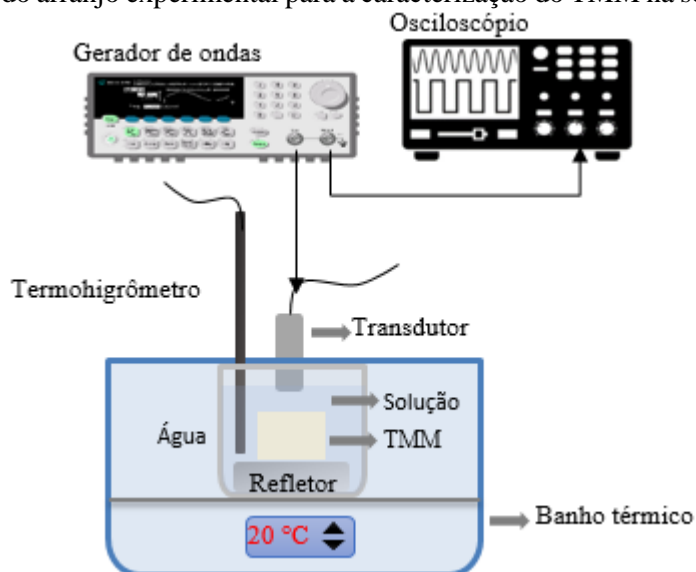


Fonte: Souza *et al.* 2021.

O procedimento de medição do *phantom* na solução é o mesmo apresentado no item 3.2.1.1. A única diferença é que no experimento feito na solução, deve-se medir o tempo de voo na solução (t_s), sem o *phantom*, e usá-lo no lugar de t_w na equação 10. Da mesma forma, deve-se determinar a velocidade de propagação ultrassônica na solução v_s e usá-la no lugar de v_w na mesma equação.

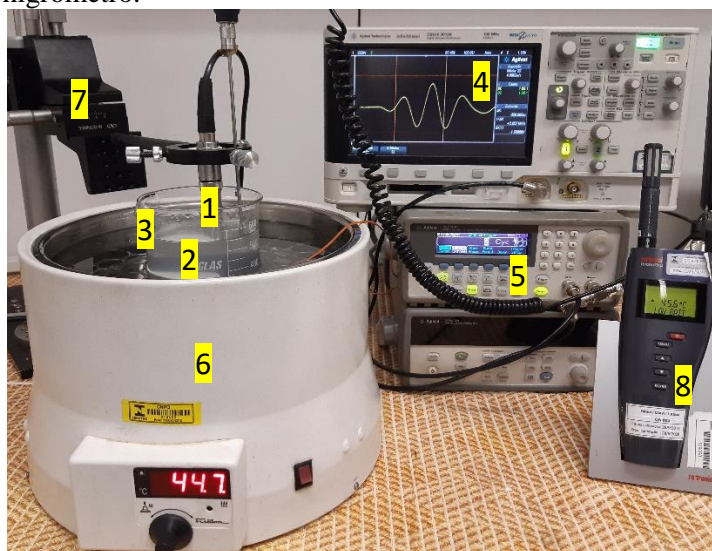
A **Figura 9** e a **Figura 10** apresentam, respectivamente, uma ilustração e uma foto do arranjo experimental para a caracterização do TMM diretamente na solução de preservação.

Figura 9 – Ilustração do arranjo experimental para a caracterização do TMM na solução de preservação.



Fonte: elaboração própria.

Figura 10 – Caracterização do TMM na solução: 1: Transdutor; 2: *Phantom G*; 3: Béquer; 4: Osciloscópio; 5: Gerador de sinais; 6: Banho térmico; 7: Sistema de posicionamento para alinhar o transdutor; 8: Termohigrômetro.



Fonte: Souza *et al.* 2021.

3.2.3 Estimativa da incerteza das medições

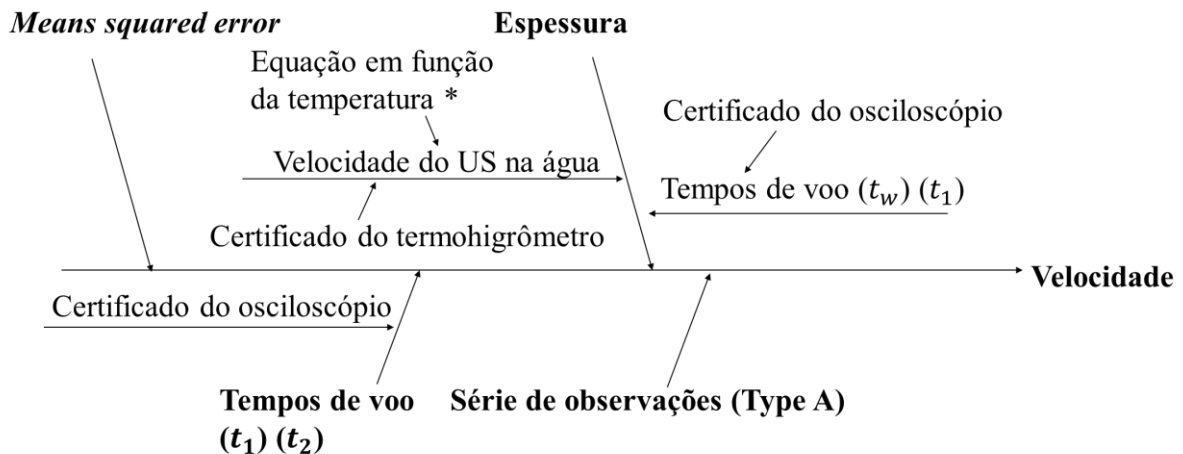
As incertezas das medições da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação foram calculadas com base no Guia para expressão da incerteza das medições (GUM) (BIPM, JCGM:100, 2008). As medições foram realizadas em condições de repetibilidade, e o número de repetições foi $n = 4$. Os modelos de incerteza das duas propriedades são apresentados abaixo.

3.2.3.1 Velocidade de propagação ultrassônica

A contribuição de cada fonte de incerteza é apresentada no diagrama de Ishikawa na **Figura 11**.

Como pode ser observado no diagrama, as seguintes fontes de incerteza são consideradas: **i) Incerteza padrão Tipo A** – proveniente da dispersão das medições da velocidade. Essa avaliação é feita por meio da análise estatística das medições ($n = 4$). **ii) Incerteza padrão Tipo B** – A velocidade de propagação ultrassônica na água é considerada na avaliação do tipo B, que compreende a incerteza da equação ($0,02 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) declarada em DEL GROSSO e MADER (1972).

Figura 11 – Diagrama de Ishikawa: fontes de incerteza da velocidade de propagação ultrassônica. (* encontrada em DEL GROSSO e MADER, 1972).



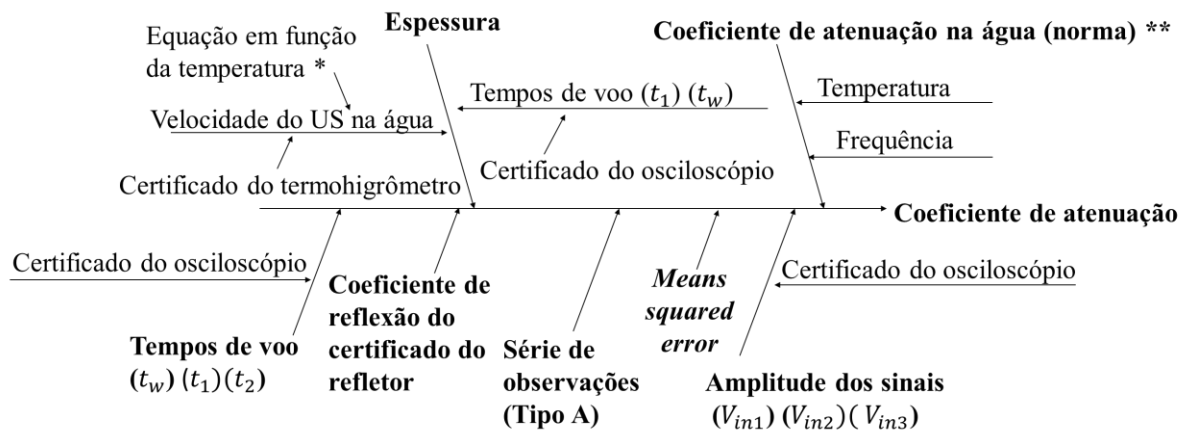
Fonte: elaboração própria.

A incerteza do certificado de calibração do termo termohigrômetro também foi incluída no cálculo ($0,16 \text{ }^\circ\text{C}$ para temperaturas de $20 \text{ }^\circ\text{C}$ e $25 \text{ }^\circ\text{C}$ e $0,1 \text{ }^\circ\text{C}$ para temperaturas de $35 \text{ }^\circ\text{C}$, $40 \text{ }^\circ\text{C}$ e $45 \text{ }^\circ\text{C}$). Além disso, a incerteza da base de tempo declarada no certificado de calibração do osciloscópio ($7,60 \times 10^{-9} \text{ s}$) foi utilizada para as incertezas de medição do tempo de voo na mistura (t_{mix}) ou na água (t_w), o tempo de voo na superfície do TMM (t_1), e o tempo de voo no refletor com o TMM inserido (t_2). A incerteza da medição da espessura de cada *phantom* também foi considerada e variou entre $0,04 \text{ mm}$ a $0,11 \text{ mm}$. **iii) Incerteza proveniente do erro médio quadrático** (*Means squared error* – *MSE*) – obtida do ajuste da linha de regressão para todas as medições.

3.2.3.2 Coeficiente de atenuação

A contribuição de cada fonte de incerteza para determinação do coeficiente de atenuação é apresentada no diagrama de Ishikawa na **Figura 12**. Como pode ser observado no diagrama, as seguintes fontes de incerteza são consideradas: **i) Incerteza padrão Tipo A** – proveniente da dispersão das medições do coeficiente de atenuação. Essa avaliação é feita por meio da análise estatística das medições ($n = 4$). **ii) Incerteza padrão Tipo B** – A incerteza do coeficiente de atenuação na água é de $3,5 \times 10^{-3} \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ e deve ser usada para estimar a incerteza padrão do Tipo B. A incerteza da amplitude do sinal apresentada no certificado de calibração do osciloscópio ($5,2 \times 10^{-3} \text{ V}$) e a incerteza do coeficiente de reflexão declarada no certificado de calibração do refletor cilíndrico de aço inoxidável ($8,68 \times 10^{-4}$) também devem ser consideradas no cálculo.

Figura 12 – Diagrama de Ishikawa: fontes de incerteza do coeficiente de atenuação. (*DEL GROSSO e MADER, 1972; ** IEC 62127-2:2013).



Fonte: elaboração própria.

Além destas, as mesmas fontes de incerteza consideradas na determinação da velocidade de propagação são utilizadas, a saber: a incerteza da determinação da velocidade de propagação de ultrassom na água; a incerteza da base de tempo declarada no certificado de calibração do osciloscópio e a incerteza da medição da espessura do *phantom*. **iii) Incerteza proveniente do erro médio quadrático (Means squared error – MSE)** – obtida pelo ajuste da linha de regressão para todas as medições.

3.2.4 Estudo das propriedades ultrassônicas em função em função da frequência

As propriedades, velocidade de propagação ultrassônica e o coeficiente de atenuação, em uma amostra ($\varnothing 55 \text{ mm} \times 28 \text{ mm}$) do mesmo *phantom* caracterizado neste trabalho foram

avaliadas na faixa de frequência de 2,25 MHz até 10 MHz à 21 °C. Nas medições das propriedades ultrassônicas, adotou-se a mesmo arranjo experimental apresentada no item **3.2.1**, ao passo que a mesma técnica pulso-eco foi utilizada nas medições. Cinco transdutores (Olympus, USA) com frequências de 2,25 MHz (modelo A305S), 3,5 MHz (modelo A380S), 5 MHz (modelo A307S), 7,5 MHz (modelo A320S), e 10 MHz (modelo A311S) foram usados para contemplar a faixa de frequência estudada.

Para cada frequência, quatro repetições de medições da velocidade ultrassônica e do coeficiente de atenuação foram realizadas. A incerteza das medições foi estimada com base no GUM, com as mesmas fontes de incertezas descritas na **Figura 11** e **Figura 12** (DE ASSIS *et al.* 2021).

3.3 AVALIAÇÃO DA SAÍDA DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO

Com base na IEC 61689, o UST utilizado como fonte de aquecimento nos experimentos deste trabalho foi avaliado quanto aos seguintes parâmetros: área de radiação eficaz, razão de não uniformidade, último máximo axial e níveis de potência. A área de radiação eficaz (*Effective Radiating Area* – ERA) do transdutor de fisioterapia é calculada a partir da área da seção transversal do feixe paralela determinada à 0,3 cm da face frontal do cabeçote do transdutor (IEC 61689:2013). Segundo a IEC 61689:2013, a Razão de Não-uniformidade do Feixe (RNF) é definida como a razão entre o quadrado da maior pressão acústica RMS e a média espacial do quadrado da pressão acústica RMS, onde a média espacial é obtida a partir da área de radiação eficaz do feixe. Embora tenha sido publicada a edição 4.0 da IEC 61689 em março de 2022, é importante mencionar que o procedimento de medição do mapeamento do campo acústico não foi alterado.

Para a determinação dos referidos parâmetros, foi realizado o mapeamento do campo ultrassônico gerado pelo transdutor de fisioterapia às frequências de 1 MHz e 3 MHz (IBRAMED, Modelo SONOPULSE) no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.

O mapeamento foi realizado no sistema (**Figura 13**) do Laboratório de Ultrassom do Inmetro, composto por: um osciloscópio modelo TDS 3032B (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA); um gerador de sinais modelo AFG 3252 (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA); hidrofone tipo agulha de filme PVDF com diâmetro da agulha de 0,5 mm modelo (*Precision Acoustics Ltd., Dorchester, Dorset, UK*) responsável por realizar a varredura do feixe acústico do transdutor; tanque com água de dimensões 1,7 m x 1,0 m x 0,8 m e sistema de posicionamento com 5 graus de liberdade (*Newport, Reino Unido*). Para o mapeamento,

utilizou-se um passo de 1 mm. Detalhes do sistema de medição podem ser obtidos em (ALVARENGA e COSTA-FÉLIX., 2009).

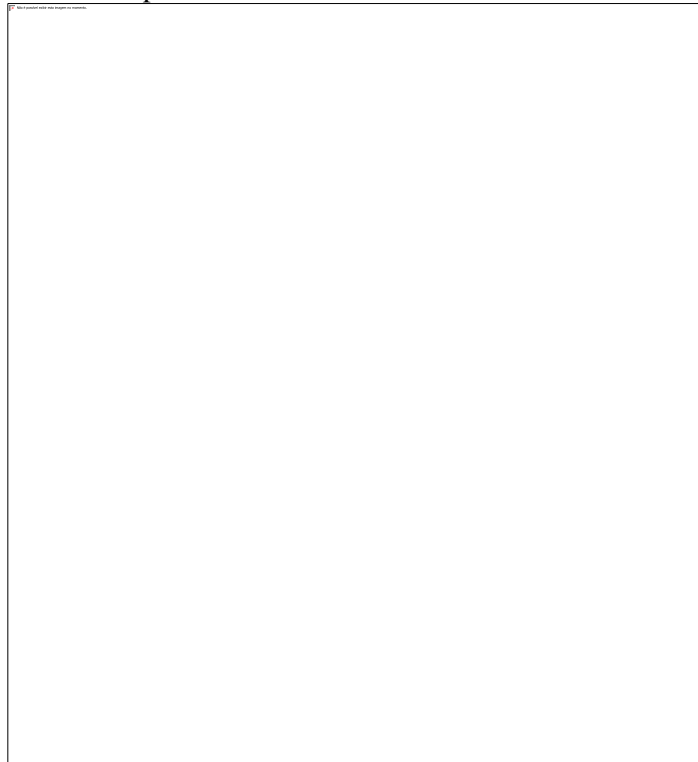
A potência máxima de saída foi calibrada utilizando o sistema primário (**Figura 14**) do Laboratório de Ultrassom do Inmetro, que consiste no uso de um alvo absorvedor e uma balança de força de radiação desenvolvida de acordo com a norma IEC 61161:2013. Detalhes do sistema de medição da potência ultrassônica podem ser consultados no artigo de Alvarenga e Costa-Félix (2021).

Figura 13 – Foto do sistema de mapeamento do campo acústico de equipamento de ultrassom de fisioterapia no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.



Fonte: elaboração própria.

Figura 14 – Foto do sistema primário de calibração de potência máxima de saída do ultrassom de fisioterapia no Laboratório de Ultrassom do Inmetro.



Fonte: elaboração própria.

3.4 SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS

Após a caracterização do *phantom* ultrassônico e a avaliação da saída do equipamento de ultrassom de fisioterapia, foi possível realizar simulações do aquecimento de *phantoms* de tecidos biológicos quando submetidos ao ultrassom de terapia para analisar o padrão de aquecimento. As simulações são usadas neste trabalho para definir as condições de contorno dos experimentos a serem realizados com o *phantom* e para avaliar o impacto da variação dos valores de velocidade de propagação e coeficiente de atenuação em função da temperatura no aquecimento final do *phantom*.

Assim, a fim de investigar a influência das propriedades ultrassônicas do TMM de tecido mole dependentes da temperatura sobre o padrão térmico do UST, duas simulações diferentes foram realizadas neste estudo. Simulação I: com os valores constantes da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação do TMM caracterizado neste trabalho, à temperatura de 19 °C. Simulação II: com a velocidade de propagação ultrassônica e o coeficiente de atenuação do TMM variando em função da temperatura, caracterizados na faixa de temperatura de 19 °C a 50 °C. As simulações foram realizadas utilizando o MATLAB e a Toolbox k-Wave, destinada a simulação de campos de ondas acústicas no domínio do tempo.

Primeiro, o campo ultrassônico foi simulado (3.4.1) e, em seguida, realizou-se a simulação térmica (3.4.2), com base na equação de transferência de biocalor (6) (PENNES, 1948).

3.4.1 Simulação do campo ultrassônico

Na simulação do campo ultrassônico, utilizou-se a função *kspaceFirstOrder2D* para simular a propagação de ondas de compressão no domínio do tempo em um meio homogêneo em duas dimensões, dadas as quatro estruturas de entrada: *kgrid*, *medium*, *source* e *sensor*, que serão explicadas a seguir.

- Parâmetros da grelha computacional

A primeira estrutura de entrada da função *kspaceFirstOrder2D* é a função *KwaveGrid(Nx, dx, Ny, dy)* utilizada para discretizar o meio (TREEBY *et al.*, 2016). Uma malha cartesiana retangular foi utilizada, onde N_x e N_y representam o número total de pontos da grelha computacional nas direções x e y , respectivamente. Por sua vez, dx e dy são os espaçamentos entre os pontos da grelha.

O número total de pontos da grelha foi calculado como o tamanho do domínio desejado (x e y) em metros, e a frequência máxima desejada em Hz. O espaçamento da grelha é obtido de acordo com a equação 23, enquanto o número de pontos da grelha nas direções x e y é calculado a partir da equação 24.

$$dx = dy = \frac{c0_{min}}{ppw \cdot f_{max}} \quad (23),$$

$$Ny = \frac{y_{dim}}{dy}; Nx = \frac{x_{dim}}{dx} \quad (24).$$

Onde $c0_{min}$ é a velocidade de propagação mínima, ppw é o número de pontos por comprimento de onda e f_{max} é a frequência máxima ultrassônica. Dois tamanhos da grelha foram testados na Simulação I à 1 MHz ($y_{dim} = 451$ mm) e ($y_{dim} = 225$ mm), a fim adotar o valor que propiciasse o menor tempo de execução de simulação, sem impactar nos resultados numéricos. Por fim, $x_{dim} = 80$ mm e $y_{dim} = 225$ mm representam as dimensões da grelha. Todas as simulações foram repetidas para duas frequências centrais do ultrassom ($f_{max} = 1$ MHz e $f_{max} = 3$ MHz). A menor velocidade ultrassônica no meio é $c0_{min} = 1.538,86$ m·s⁻¹ e ppw (*points per wavelength*) é o número de pontos por comprimento de onda na frequência máxima de interesse. Valores de ppw iguais a 3, 5, 7 e 9 foram testados nas simulações para se

obter uma relação adequada entre tempo de execução e resolução, tendo-se adotado um $ppw = 7$.

- Propriedades do meio de propagação

A segunda estrutura de entrada define as propriedades físicas do meio em cada ponto da grelha. Para a simulação I, a velocidade ultrassônica do TMM ($c_{19^{\circ}C} = 1535,86 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) e o coeficiente de atenuação ($\alpha_{19^{\circ}C} = 0,65 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-y}$), em que o expoente y é igual a 1,01, foram mantidos constantes. Os valores das propriedades foram determinados experimentalmente a partir da caracterização do *phantom* a $19^{\circ}C$ (3.2). Na Simulação II, a velocidade ultrassônica do TMM ($c(T)$) e o coeficiente de atenuação ($\alpha(T)$) foram estimados experimentalmente em função da temperatura variando de $19^{\circ}C$ a $50^{\circ}C$, conforme descrito no item 3.2.

Três diferentes passos de temperatura (dT) foram testados ($0,5^{\circ}C$, $1,0^{\circ}C$ e $5,0^{\circ}C$) para avaliar o impacto de diferentes passos de temperatura na determinação da temperatura final. A densidade do meio foi definida de acordo com a densidade do TMM ($\rho_{TMM} = 1050 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$) descrita na norma IEC 60601-2-5:2015.

- Definição dos parâmetros da fonte ultrassônica

A terceira estrutura de entrada da função *kspaceFirstOrder2D* define a localização e as propriedades do campo ultrassônico no meio. Esta estrutura requer dois parâmetros: *source.p_mask* e *source.p*. A geometria do transdutor de ultrassom de fisioterapia previamente calibrado neste trabalho foi levada em consideração para definir *source.p_mask*. O diâmetro ($\phi = 25 \text{ mm}$) foi calculado com base na área de radiação eficaz do transdutor. O mesmo foi posicionado no eixo $y_{dim} = 0$ e no centro do eixo y . Duas frequências diferentes foram testadas (1 MHz e 3 MHz).

A função *createCWSignals* foi atribuída ao parâmetro *source.p* para definir o sinal de entrada. Como pressão variável no tempo em cada posição da fonte, *createCWSignals(kgrid.t_array, freq, amp, 0)* modela uma série de ondas contínuas com base nas amplitudes e fases. Portanto, para definir o sinal de entrada, diferentes valores de amplitude de pressão inicial ($1,36 \times 10^5 \text{ Pa @ } 3 \text{ MHz}$) e ($2 \times 10^5 \text{ Pa @ } 1 \text{ MHz}$) foram definidos para atingir variações de temperatura semelhantes ($19^{\circ}C$ a $55^{\circ}C$) para as duas frequências estudadas.

A matriz de tempo foi definida usando a função *kgrid.setTime(Nt, dt)*, na qual o número de pontos (Nt) e o tamanho do intervalo de tempo (dt) são os valores de entrada. O cálculo do

time-step (25) é baseado no *cfl* (*Courant-Friedrichs-Lewy*), um número de estabilidade estimado pela razão entre a distância que uma onda pode percorrer em um intervalo de tempo e o espaçamento entre elementos na grelha de simulação (TREEBY *et al.*, 2016). Normalmente, adota-se um *cfl* igual a 0,3 para proporcionar um equilíbrio entre precisão e velocidade computacional (TREEBY *et al.*, 2016).

$$dt = \frac{cfl}{ppw \cdot freq} \quad (25).$$

A cada *dt* (definido por *kgrid.dt* e *kgrid.Nt* ou *kgrid.t_array*), os parâmetros do campo ultrassônico nas posições definidas por *sensor.mask* são registrados e armazenados. Se *t_end* não for especificado, o número de passos de tempo (*Nt*) deve ser calculado com base no tempo que a onda leva para viajar de uma interface da grelha até a borda geometricamente oposta, conforme mostrado nas equações (26) e (27).

$$Nt = \frac{t_{end}}{dt} \quad (26),$$

$$t_{end} = \frac{\sqrt{x_{dim}^2 + y_{dim}^2}}{c(T)} \quad (27).$$

- Parâmetros do sensor

A quarta estrutura de entrada define as propriedades e a localização dos pontos do sensor usados para registrar o campo ultrassônico em cada *dt* ao longo da simulação. A posição dos pontos do sensor dentro do domínio computacional é definida usando *sensor.mask*.

O *sensor.record* é uma matriz de parâmetros acústicos para registrar a pressão acústica (*sensor.record.p*) e a pressão máxima (*sensor.record.p_max_all*) em todos os pontos da grelha de simulação. Os dados registrados com *sensor.mask* são então indexados como *sensor_data(sensor_point_index, time_index)*. O *sensor_data* será retornado como uma estrutura com diferentes saídas anexadas. O *sensor.record_start_index* indica o instante no qual o sensor deve começar a gravar os dados especificados por *sensor.record*. Esta função registra os últimos três ciclos (*num_periods* = 3), conforme mostrado pela equação (28).

$$T_{points} = \frac{num_periods \cdot T}{dt} \quad (28).$$

Em que *num_periods* = 3 últimos ciclos e *T* é inversamente proporcional à frequência. Assim, *T_points* retorna quantos “*dt*” cabem nos últimos três ciclos.

- Argumentos de entrada

As entradas usadas para modificar as configurações computacionais padrão são definidas como argumentos de entrada. A PML deve estar localizada fora da grelha computacional e oculta, definindo as entradas '*PMLInside*' e '*PlotPML*' como *false*. A entrada *DisplayMask* foi desativada para permitir a visualização dos elementos da fonte dentro da grelha, e essa máscara é sobreposta no gráfico durante a simulação. Para a entrada *PlotScale*, a configuração padrão [-1,1] é usada para definir a escala da imagem.

- Execução da simulação de campo ultrassônico

A função *KspaceFirstOrder2D* foi atribuída à variável *sensor_data* para executar a simulação de campo ultrassônico com as quatro estruturas de entrada e os argumentos de entrada mencionados acima.

3.4.2 Simulação Térmica

Uma vez executada, a função *kspaceFirstOrder2D* foi usada como entrada para o módulo de simulação térmica para calcular o volume de deposição de calor e o mapa de temperatura.

- Cálculo do aquecimento

As aplicações terapêuticas de ultrassom compreendem a deposição de uma fonte de energia interna distribuída espacial e temporalmente, que eleva a temperatura dentro de um tecido. Neste caso, o termo de geração de energia (Q) é incluído na equação de conservação de energia. A fonte externa de calor Q em $[W \cdot m^{-3}]$ é a taxa de volume de deposição de calor, calculada por (29).

$$Q = \frac{\alpha(\vec{r}, T) |p_m(\vec{r})|^2}{\rho c(T)} \quad (29).$$

O coeficiente de atenuação α varia em função do espaço (\vec{r}) e da temperatura (T). A pressão acústica (p_m) varia de acordo com o espaço. A densidade constante é dada por ρ e a velocidade de propagação ultrassônica no meio por $c(T)$.

- Conversão do coeficiente de atenuação para nepers/m

A função *dB2neper* foi utilizada para converter a unidade de medida do coeficiente de atenuação, conforme demonstrado na equação 30.

$$\frac{\text{dB}}{\text{cm} \cdot \text{MHz}^y} \rightarrow \frac{\text{nepers}}{\text{m} \cdot (\text{rad/s})^y} \quad (30).$$

O coeficiente de atenuação foi multiplicado por $(2 \cdot \pi \cdot f)^y$ para eliminar a unidade (rad/s) e se obter nepers/m (em que o expoente $y = 1,01$).

- Extração da amplitude da pressão acústica

A amplitude da pressão acústica em estado estacionário foi extraída dos sinais de pressão previamente registrados. Assim, determinou-se a amplitude do espectro de frequência na frequência especificada. Uma vez determinada a amplitude da pressão acústica e convertido o coeficiente de atenuação em nepers/m, foi possível calcular a taxa volumétrica de deposição de calor Q , conforme mostrado na equação 29.

- Simulação da distribuição de temperatura

A classe *kWaveDiffusion* resolve a equação diferencial parcial de transferência de biocalor (PENNES, 1948). Além da difusão de calor, o referido modelo (PENNES, 1948) (equação 31) leva em conta a perda de calor devido à perfusão sanguínea e deposição de calor (por exemplo, absorção de ultrassom) no balanço de energia dentro do tecido.

$$A \cdot \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_t \nabla T_t) - B \cdot (T_t - T_a) + Q \quad (31).$$

Onde κ_t é a condutividade térmica do tecido em $[\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}]$, Q é a taxa volumétrica de deposição de calor em $[\text{W} \cdot \text{m}^{-3}]$. O termo $\partial T_t / \partial t$ é a taxa de variação da temperatura do tecido em função do tempo, e T_a é a temperatura arterial. A é o produto da densidade (ρ_t) e do calor específico do tecido (c_t) (32), e B é o produto da taxa de perfusão sanguínea (8).

$$A = \rho_t \cdot c_t \quad (32).$$

Em aplicações *ex-vivo*, o modelo de transferência de biocalor pode ser simplificado desprezando os termos de perfusão sanguínea ($B=0$). O *phantom* não simula a perfusão sanguínea. Portanto, o termo B é definido como 0.

Os parâmetros de entrada da função *kWaveDiffusion* são atribuídos a quatro estruturas de entrada (*kgrid*, *medium*, *source* e *sensor*). Essas estruturas definem as propriedades da grelha computacional, a distribuição das propriedades do meio, os termos da fonte ultrassônica e as localizações dos pontos do sensor usados para registrar a variação de temperatura ao longo do tempo. As propriedades definidas para o meio (TMM) foram extraídas da norma IEC 60601-2-5:2015: densidade ($\rho_{TMM} = 1050 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$), condutividade térmica ($\kappa_{TMM} = 0,58 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$), calor específico ($c_{TMM} = 3800 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$). A função *kWaveDiffusion* foi utilizada para

simular a distribuição de temperatura e dose térmica com 1.200 segundos de aquecimento e 1.200 segundos de arrefecimento. Esta função possui propriedades que podem ser modificadas com propriedades estáticas e dinâmicas. A variável T1 foi atribuída a $kd_{diff}.T$ para registrar o campo de temperatura após o aquecimento. Mais tarde, a fonte de calor foi desativada e novas propriedades kd_{diff} foram atribuídas. Após o arrefecimento, uma nova temperatura foi registrada como T2. Os códigos feitos no Matlab para a Simulação I à 3 MHz e para a Simulação II-C à 1 MHz com passo de 5 °C estão descritos nos APÊNDICES B e C, respectivamente.

3.5 AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA POR AVGL NO TMM

A variação na energia retroespalhada foi estimada a partir das propriedades medidas no *phantom* de tecido mole (TMM). Como meio de referência utilizou-se as propriedades do fígado, da mesma forma que nos modelos propostos por Straube e Arthur (1994). Dessa forma, a relação $P(T)/P(T_0)$ (equação 13) foi calculada por meio dos seguintes parâmetros de entrada: coeficiente de atenuação do ultrassom dependente da temperatura do *phantom*, valores fixos de densidade do *phantom* e do meio de referência, valores de velocidade de propagação ultrassônica em função da temperatura do *phantom* e do meio de referência. Tanto a velocidade de propagação quanto o coeficiente de atenuação do *phantom* são obtidos das medições realizadas neste trabalho.

Tabela 2 – Coeficientes dos polinômios da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação do fígado humano (meio) e do *phantom* de tecido mole (espalhador) em função da temperatura, bem como as respectivas densidades fixas. $f(T) = a_0 + a_1 \cdot T^1 + a_2 \cdot T^2 + a_3 \cdot T^3$.

Propriedades	Meio/ Espalhador	a_0	a_1	a_2	a_3	R^2	Referência
Velocidade de propagação ultrassônica [m · s ⁻¹]	Fígado	1.533,1	3,0625	0,0292	-	0,9968	Straube e Arthur (1994)
	<i>Phantom</i>	1.476,3	3,7216	0,0309	-	0,9983	Figura 26
Coeficiente de atenuação [dB · cm ⁻¹]	Fígado	0,9817	0,0338	0,8040	0,6825	0,9999	Straube e Arthur (1994)
	<i>Phantom</i>	0,7319	0,0042	-	-	0,9784	Figura 22
Densidade da massa [kg · m ⁻³]	Fígado	1050	-	-	-	-	Straube e Arthur (1994)
	<i>Phantom</i>	1050	-	-	-	-	IEC 60601-2-5:2015

Fonte: elaboração própria.

As demais propriedades foram extraídas da literatura. Todas as propriedades físicas de entrada usadas para estimar mudanças na energia retroespalhada em função da temperatura são apresentadas na **Tabela 2**.

Uma vez estimada a relação $P(T)/P(T_0)$ (Equação 13) para a faixa de temperatura de interesse (19 °C - 50 °C), é possível estimar a variação de temperatura a partir do valor médio dos níveis de cinza (AVGL) das imagens de US modo-B por meio da equação (17) (ALVARENGA *et al.*, 2017). O valor de nível de cinza máximo adotado foi $g = 255$ (8 bit de resolução). O valor médio de $AVGL(T_0)$ é calculado em cada região das imagens de US do *phantom* antes de iniciar o aquecimento. Durante a variação da temperatura no *phantom*, o valor médio calculado de $AVGL(T)$ em cada região da imagem varia à medida que a relação teórica $P(T)/P(T_0)$ varia. Com isso, é possível estimar a temperatura equivalente ao valor de AVGL calculado na imagem, dada a variação teórica da energia retroespalhada (vide equação (17)).

Com a finalidade de testar a equação (17) da estimativa da temperatura por meio do valor absoluto de AVGL para o *phantom*, foi realizado um experimento de medição de temperatura do *phantom* aquecido uniformemente em um banho maria. A fim de comparar a curva experimental com a função teórica, os valores de AVGL calculados das imagens de US do *phantom* foram correlacionados com os valores de temperatura medidos durante o aquecimento. Posteriormente, foi realizado um experimento de medição de temperatura utilizando como fonte de aquecimento o ultrassom de fisioterapia a fim de testar o uso da relação teórica previamente determinada.

3.5.1 Experimento de medição de temperatura – Banho maria

Foi realizado um experimento de termometria do *phantom* G (vide **Figura 2**) de tecido mole, aquecido uniformemente (~19 °C e 50 °C) com passos de 5 °C em um banho maria (**Figura 15**).

Figura 15 – Sistema experimental - Banho maria: a) unidade de aquisição de dados com dois termopares, b) banho térmico preenchido com água, c) béquer contendo o transdutor de ultrassom de imagem, o *phantom* de ágar e um absorvedor na solução (detalhe na **Figura 16**), d) equipamento diagnóstico por ultrassom, e) programa de aquisição de vídeo, f) Posicionador do transdutor de ultrassom.



Fonte: elaboração própria.

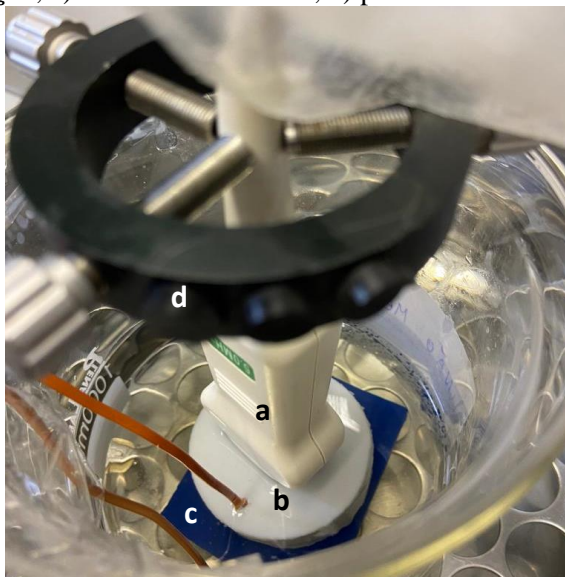
As temperaturas do *phantom* e da solução (glicerol-água-cloreto de benzalcônio IEC 60601-2-5:2015) foram monitoradas e registradas (intervalo = 1 s) num software desenvolvido em LabView™ (*National Instruments*, Austin, TX, EUA) com o auxílio de dois termopares calibrados (tipos J) e uma unidade de aquisição de dados (modelo 34970A, Agilent Technologies, CA). Este processo de medição foi repetido três vezes com o mesmo *phantom*, sob condições de repetibilidade.

Utilizou-se um sistema simples de posicionamento mecânico para acoplar o transdutor de ultrassom de imagem diretamente na superfície do *phantom* (**Figura 17**) sobre um absorvedor acústico, ambos imersos na solução em um béquer dentro do banho térmico (Fisatom, Brasil) preenchido por água destilada. Um termopar foi inserido no centro do *phantom*, e outro termopar inserido na solução contida no béquer. Após alcançar o equilíbrio térmico do sistema, a temperatura era registrada e, simultaneamente, um vídeo (15 s) do ultrassom de diagnóstico no *phantom* era gravado com o auxílio de uma placa de vídeo e do software Pinnacle Studio, v.15 (MovieBox 510-USB 14, China). É importante mencionar que todos os termopares utilizados nesta tese foram calibrados antes da realização dos experimentos.

O equipamento de diagnóstico por ultrassom usado para a aquisição da imagem em modo-B é do fabricante *Shantou Institute of Ultrasonic Instruments* (CTS-5500V, SIUI, Guangdong, China). O transdutor do mesmo fabricante (C5F20, SIUI, Guangdong, China) opera em uma frequência central de 5 MHz e possui formato convexo. O **Quadro 4** apresenta a configuração da imagem do equipamento de diagnóstico. A ajuste da imagem de US foi feito para reproduzir

imagens compatíveis com a prática clínica. A faixa dinâmica, por sua vez, foi configurada levando em consideração a região central da faixa de níveis de cinza, visto que, à medida que se aproxima dos limites superior e inferior da faixa, há uma compressão causando um efeito de não linearidade (PRADO *et al.*, 2019).

Figura 16 – Conteúdo do béquer dentro do banho térmico: a) transdutor de ultrassom de imagem, b) *phantom* G imerso na solução, c) absorvedor acústico, d) posicionador mecânico do transdutor.



Fonte: elaboração própria.

Quadro 4 – Parâmetros de ajuste de imagem do ultrassom de diagnóstico utilizado nos experimentos (Descrição dos parâmetros no Anexo I).

Parâmetros de ajustes do equipamento	Valor	Ajuste dos cursores do TGC
Profundidade (cm)	3,2	
B-Ganho	80	
Potência (%)	100	
Frequência (MHz)	5	
PTN	3	
SPAN	1	
PER	1	
SMO	1	
ENH	0	
Escala de cinza	7	
Faixa dinâmica (dB)	75	
Ângulo (°)	70	

Fonte: elaboração própria.

3.5.2 Experimento de medição de temperatura – Ultrassom de fisioterapia

Nesse experimento, utilizou-se um equipamento de ultrassom de fisioterapia (IBRAMED, Modelo SONOPULSE 1 E 3 MHz) para induzir o aquecimento no *phantom* G e

no *phantom* cúbico com dois e três termopares neles inseridos, respectivamente. A **Figura 17** mostra a montagem experimental incluindo toda a instrumentação envolvida.

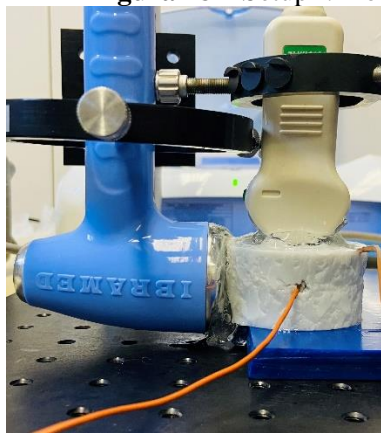
Figura 17 – Sistema experimental de termometria: a) transdutor de fisioterapia, b) *phantom* de ágar, c) equipamento de fisioterapia, d) transdutor de imagem por ultrassom, e) equipamento de diagnóstico por ultrassom, f) absorvedor acústico, g) unidade de aquisição de dados com dois termopares.



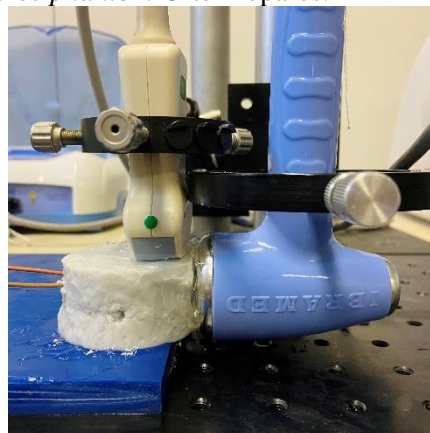
Fonte: elaboração própria.

Três diferentes montagens foram utilizadas. Setup I-a: transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST no *phantom* G com dois termopares tipo J inseridos no meio e na borda (**Figura 18a**); setup I-b: transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no *phantom* G com dois termopares tipo J inseridos na região central do UST (**Figura 18b**); setup II: transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no *phantom* cúbico com três termopares tipo J inseridos na região central do UST (**Figura 19**).

Figura 18 – Setup I: montagem transdutores-*phantom* G-termopares.



a) Setup I-a - Transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST no *Phantom* G com dois termopares tipo J inseridos no meio e na borda.



c) Setup I-b - Transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no *Phantom* G com dois termopares tipo J inseridos na região central do UST.

Fonte: elaboração própria.

Durante o aquecimento do *phantom*, variações de temperatura foram coletadas com o auxílio de termopares calibrados (tipo J) e uma unidade de aquisição de dados (modelo 34970A, Agilent Technologies, CA). O UST operou em modo contínuo à 1,0 MHz durante 20 minutos, com o transdutor acoplado ao TMM por meio de gel ultrassônico; posteriormente, o UST foi desligado, permitindo que o TMM esfriasse por 20 minutos. O vídeo do US de diagnóstico registrou os 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento. O tempo de 20 minutos foi escolhido com base na experiência de trabalhos anteriores (TEIXEIRA *et al.*, 2014). A cada 1 segundo, os valores de temperatura dos termopares foram registrados. Os parâmetros de ajuste de imagem do US de diagnóstico utilizado nos experimentos são os mesmos apresentados no **Quadro 4**.

Figura 19 – Setup II: transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no *phantom* cúbico com três termopares tipo J inseridos na região central do UST.



Fonte: elaboração própria

Para reproduzir as configurações utilizadas nas simulações térmicas (item **3.4**) nos experimentos de termometria, a potência [W] ajustada no equipamento de fisioterapia foi determinada com base na área de radiação eficaz do transdutor e na amplitude de pressão inicial utilizada na simulação, para cada frequência de operação. Levando em consideração a amplitude de pressão inicial de 2×10^5 Pa usada na simulação, a ERA medida à 1 MHz, a densidade e a velocidade de propagação na água, determinou-se que o UST deveria operar em uma potência ultrassônica de aproximadamente 9,4 W. Assim, o equipamento foi configurado para a potência nominal de 7 W, a qual corresponde a 9,57 W, de acordo com a calibração de potência realizada no sistema primário do Labus/Inmetro (vide **Quadro 5**).

Nas imagens de US do *phantom* G (Setup I-a e Setup I-b), foi selecionada uma região retangular de 400 pixels \times 250 pixels (31 mm \times 18 mm). Nas imagens de US do *phantom* cúbico (Setup II), determinou-se uma região de interesse quadrada de 250 pixels \times 250 pixels (18 mm \times 18 mm). As regiões selecionadas foram então subdivididas em 5 \times 8 quadrados (setup I) e 5

× 5 quadrados (setup II), sendo cada quadrado formado por regiões de 50 pixels × 50 pixels. Para o cálculo dos valores médios do AVGL, a cada 30 s de intervalo, para cada quadrado, foi feita uma média dos valores de pixels de 125 frames ou de 750 frames, a depender de cada setup. As informações referentes ao cálculo dos valores médios de AVGL estão descritas na **Tabela 3**.

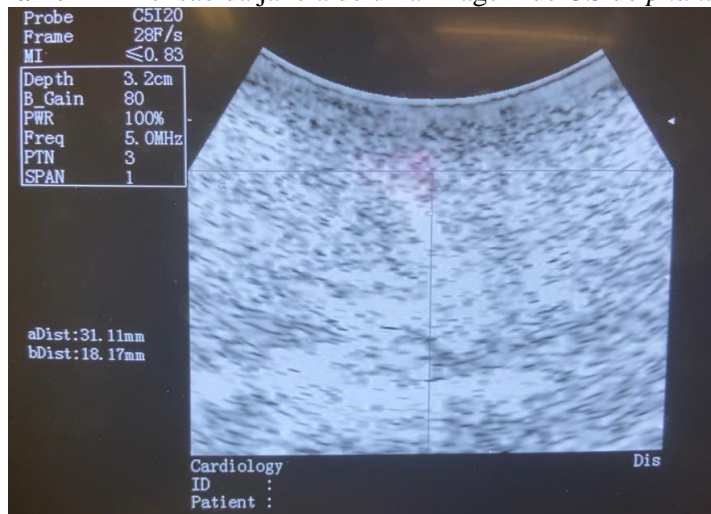
Tabela 3 – Especificações para o cálculo do AVGL a partir dos vídeos de US registrados em cada experimento.

Setup	Phantom	Intervalo de aquisição [s]	Tempo registrado para média do AVGL [s]	Taxa de frames [frames/s]	Posição do transdutor de imagem em relação ao feixe UST	Número de quadrados da ROI	Dimensão dos quadrados [Pixels]	Figura (Experimentos)
I-a	G	30	30	25	Paralelo	5 × 8	50 × 50	Figura 18 a
I-b	G	30	5	25	Perpendicular	5 × 8	50 × 50	Figura 18 b
II	Cubo	30	30	25	Perpendicular	5 × 5	50 × 50	Figura 19

Fonte: elaboração própria.

Na **Figura 20** é possível ver as dimensões da janela (31 mm × 18 mm) na imagem de US do *phantom* G.

Figura 20 – Dimensão da janela de uma imagem de US do *phantom* G.



Fonte: elaboração própria.

O **Quadro 5** apresenta o protocolo adotado em cada experimento, bem como informações referentes aos equipamentos de ultrassom utilizados.

Quadro 5 – Protocolos adotados e informações relevantes dos dois experimentos de termometria por ultrassom realizados neste trabalho.

		Experimento I (3.5.1)	Experimento II (3.5.2)
Fonte de aquecimento	Ultrassom de terapia	-	Ultrassom de fisioterapia (Ibramed, Sonopulse)
	Geometria do transdutor	-	Circular (não focalizado)
	Frequência	-	1 MHz
	Condições do mapeamento do campo de US	-	Item 3.3
	Área de radiação eficaz (Mapeamento)	-	$ERA_{1\text{ MHz}} = 3,49 \text{ cm}^2 \pm 0,13 \text{ cm}^2$
	Razão de não uniformidade do feixe (Mapeamento)	-	$R_{BN_{1\text{ MHz}}} = 11,21 \text{ mm} \pm 0,67 \text{ mm}$
	Último máximo (Mapeamento)	-	$Z_{N_{1\text{ MHz}}} = 114,5 \text{ mm} \pm 1,4 \text{ mm}$
	Potência de saída calibrada	-	$P_{1\text{ MHz}} = 9,57 \text{ W} \pm 0,37 \text{ W}$
	Contínuo ou Pulsado	-	Contínuo
	Configuração no equipamento	-	Potência nominal = 7 W Tempo ligado: 20 minutos
	Banho térmico	Fisatom (Brasil)	-
	Dimensões	Ø 300 mm - 110 mm	-
	Variação de temperatura	~20 °C – 45 °C (passo = 5 °C)	-
Equipamento de ultrassom de imagem	Fabricante	Shantou Institute of Ultrasonic Instruments	Shantou Institute of Ultrasonic Instruments
	Modelo	CTS-5500V	CTS-5500V
	Geometria do transdutor	Convexo	Convexo
	Frequência central	5 MHz	5 MHz
Absorvedor acústico	Sim ou Não	Sim	Sim
Refletor	Sim ou Não	Não	Não
Meio de acoplamento	Gel ultrassônico	-	✓
	Água	-	-
	Outro (especificar)	Solução de preservação do TMM (IEC 60601-2-5:2015)	-
Amostra	Especificar	<i>Phantom</i> de tecido mole à base de agarose (item 4.1)	<i>Phantom</i> de tecido mole à base de agarose (item 4.1)
	Dimensões da amostra	Ø 35 mm × 28 mm	Ø 35 mm × 28 mm e 90 mm × 90 mm × 90 mm
Plástico filme na interface transdutor-amostra	Sim ou Não	Não	Não
	Espessura	-	-
Posição transdutor-amostra	Figura	Figura 16	Figura 18 e Figura 19
Instrumento de medição de temperatura	Especificar	Termopar	Termopar
	Quantidade	2	2 e 3
	Região na amostra	Próximo à borda (tipo J) e central (tipo J)	Próximo à borda (tipo J) e dois centrais (tipo J)

Fonte: elaboração própria.

4 RESULTADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DO PHANTOM

4.1.1 Caracterização do phantom na água

A seguir são apresentados os resultados dos três conjuntos de medição da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação das 6 amostras em diferentes temperaturas e suas respectivas incertezas expandidas. Detalhes do arranjo experimental podem ser vistos no item 3.2.1.

4.1.1.1 Velocidade de propagação ultrassônica

A espessura dos *phantoms* foi medida pela técnica pulso-eco sob condições de repetibilidade ($n = 4$) e é apresentada na **Tabela 4**.

Tabela 4 – Espessura dos *phantoms* medida sob condições de repetibilidade ($p = 0.95$), as incertezas Tipo A e Tipo B, fator de abrangência e incerteza expandida.

<i>Phantom</i>	Espessura [mm]	Incerteza Tipo A [mm]	Incerteza Tipo B [mm]	Fator de abrangência (k)	Incerteza Expandida [mm]
A	28,90	0,012	0,015	2,14	0,040
B	28,59	0,015	0,013	2,45	0,049
C	28,89	0,011	0,015	2,12	0,040
D	28,71	0,017	0,014	2,45	0,054
E	28,71	0,013	0,015	2,18	0,043
F	28,66	0,013	0,014	2,23	0,043

Fonte: elaboração própria.

Primeiramente, as seis amostras foram medidas 4 vezes na temperatura ambiente, isto é, antes de serem expostas às variações de temperatura na água. Nessas condições, o valor médio da velocidade ultrassônica medida à temperatura ambiente foi de $1.538,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ e sua incerteza expandida de $2,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, com nível de confiança igual a 95% e fator de abrangência de 2,04. À posteriori, foram feitos três conjuntos de medição dessas amostras na água e variando a temperatura, nos quais já foi possível notar uma redução da velocidade ultrassônica, em comparação com os valores de velocidade ultrassônica à temperatura ambiente. **Tabela 5**, **Tabela 6** e **Tabela 7** mostram o resultado proveniente dos três conjuntos de medição das quatro repetições da velocidade ultrassônica em cada temperatura. Também são apresentadas as incertezas do Tipo A, Tipo B, a incerteza

proveniente do erro médio quadrático (*MSE - Mean Squared Error*) de $3,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, o fator de abrangência e a incerteza expandida.

Tabela 5 – Resultados do primeiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza *MSE*, incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.

Temperatura [°C]	Velocidade [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo A [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo B [m·s ⁻¹]	Incerteza MSE [m·s ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [m·s ⁻¹]
19,8	1531,7	0,07	1,01	3,0	1,96	6,2
25,3	1543,6	0,27	0,84		1,96	6,1
30,6	1556,1	0,17	0,77		1,96	6,1
35,7	1563,2	0,20	0,77		1,96	6,1
40,4	1570,5	0,22	0,76		1,96	6,1
45,3	1575,1	0,15	0,76		1,96	6,1

Fonte: elaboração própria.

Tabela 6 – Resultados do segundo conjunto de medição da velocidade ultrassônica, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza *MSE*, incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.

Temperatura [°C]	Velocidade [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo A [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo B [m·s ⁻¹]	Incerteza MSE [m·s ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [m·s ⁻¹]
19,9	1537,9	1,34	1,05	3,0	1,96	6,8
25,3	1544,6	0,30	1,02		1,96	6,2
29,9	1548,8	0,08	0,95		1,96	6,2
35,3	1557,2	0,22	0,97		1,96	6,2
39,9	1566,7	0,33	0,95		1,96	6,2
45,5	1572,0	0,13	0,96		1,96	6,2

Fonte: elaboração própria.

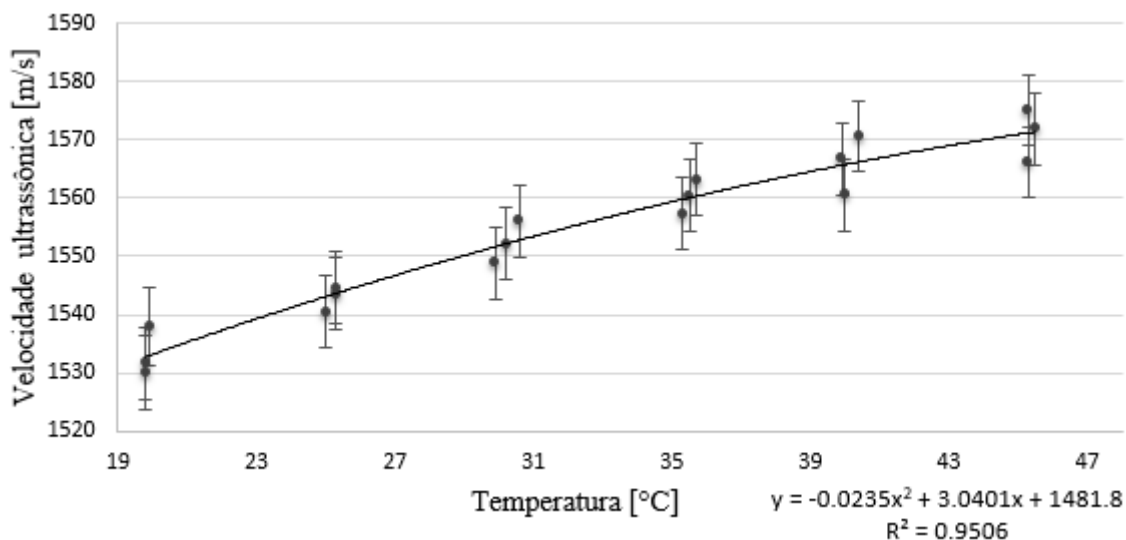
Tabela 7 – Resultados do terceiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza *MSE*, incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.

Temperatura [°C]	Velocidade [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo A [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo B [m·s ⁻¹]	Incerteza MSE [m·s ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [m·s ⁻¹]
19,8	1530,1	0,78	1,03	3,0	1,96	6,4
25	1540,4	0,13	1,01		1,96	6,2
30,2	1552,2	0,19	0,96		1,96	6,2
35,5	1560,5	0,33	0,96		1,96	6,2
40	1560,6	0,18	0,94		1,96	6,2
45,3	1566,2	0,10	0,93		1,96	6,2

Fonte: elaboração própria.

A **Figura 21** apresenta o gráfico das medições da velocidade de propagação ultrassônica nos seis *phantoms* em função da variação de temperatura.

Figura 21 – Os resultados de todas as medições na água (três dias) da velocidade em cada temperatura, as respectivas faixas de incerteza e a linha de regressão (Probabilidade de abrangência = 0,95. Incerteza expandida = 6,8 m·s⁻¹. k = 2).



Fonte: elaboração própria.

4.1.1.2 Coeficiente de atenuação

Tabela 8, **Tabela 9** e **Tabela 10** mostram o resultado proveniente dos três conjuntos de medição das quatro repetições do coeficiente de atenuação nos *phantoms* medidos na água em cada temperatura. Também são apresentadas as incertezas do Tipo A, Tipo B, a incerteza proveniente do erro médio quadrático (*MSE*) de 0,03 dB·cm⁻¹, o fator de abrangência e a incerteza expandida.

Tabela 8 – Resultados do primeiro conjunto de medição do coeficiente de atenuação, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência. (incerteza $MSE = 0,03$ dB·cm⁻¹).

Temperatura [°C]	Coeficiente de atenuação [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo A [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo B [dB·cm ⁻¹]	Incerteza MSE [dB·cm ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [dB·cm ⁻¹]
19,8	3,30	0,0024	0,0037	0,03	1,96	0,053
25,3	3,16	0,016	0,0036		2,01	0,063
30,6	2,99	0,0046	0,0035		1,96	0,054
35,7	2,90	0,0084	0,0035		1,97	0,056
40,4	2,80	0,0038	0,0035		1,96	0,054
45,3	2,72	0,038	0,0035		2,36	0,11

Fonte: elaboração própria.

Tabela 9 – Resultados do segundo conjunto de medição do coeficiente de atenuação, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência. (incerteza $MSE = 0,03 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$).

Temperatura [°C]	Coefficiente de atenuação [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo A [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo B [dB·cm ⁻¹]	Incerteza MSE [dB·cm ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [dB·cm ⁻¹]
19,90	3,25	0,0058	0,0038	0,03	1,96	0,054
25,30	3,12	0,0054	0,0037		1,96	0,054
29,90	3,04	0,0042	0,0036		1,96	0,054
35,30	2,87	0,0068	0,0036		1,96	0,055
39,90	2,81	0,012	0,0035		1,98	0,059
45,50	2,74	0,0031	0,0035		1,96	0,053

Fonte: elaboração própria.

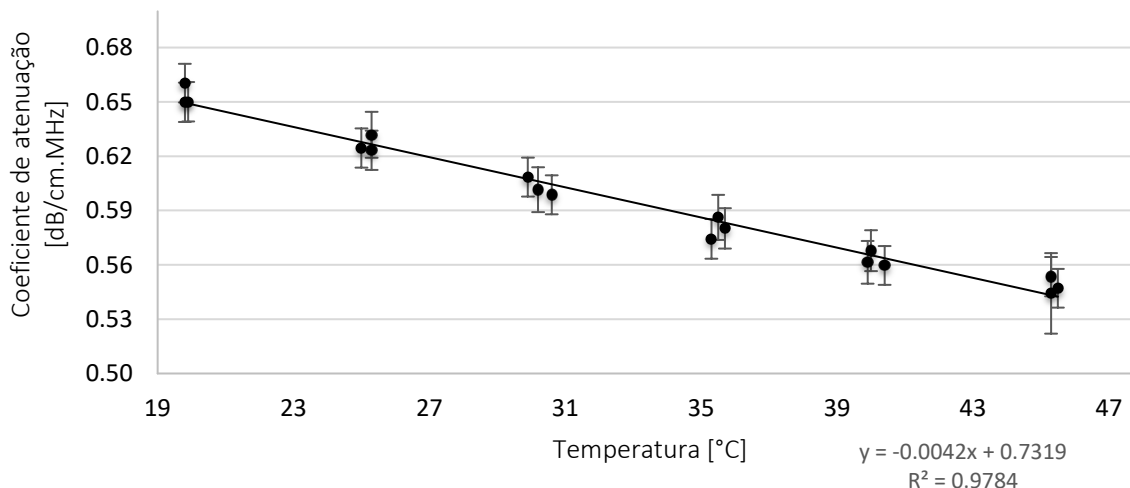
Tabela 10 – Resultados do terceiro conjunto de medição do coeficiente de atenuação, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência. (incerteza $MSE = 0,03 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$).

Temperatura [°C]	Coefficiente de atenuação [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo A [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo B [dB·cm ⁻¹]	Incerteza MSE [dB·cm ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [dB·cm ⁻¹]
19,80	3,25	0,0056	0,0037	0,03	1,96	0,054
25,00	3,12	0,0052	0,0037		1,96	0,054
30,20	3,01	0,015	0,0036		2,00	0,062
35,50	2,93	0,015	0,0036		2,00	0,062
40,00	2,84	0,0094	0,0035		1,97	0,056
45,30	2,77	0,0056	0,0036		1,96	0,054

Fonte: elaboração própria.

A **Figura 22** apresenta o gráfico das medições do coeficiente de atenuação nos seis *phantoms* em função da variação de temperatura. A **Figura 23** apresenta a velocidade ultrassônica à temperatura ambiente, antes e após os três conjuntos de medição.

Figura 22 – Os resultados de todas as medições na água (três dias) do coeficiente de atenuação, as respectivas faixas de incerteza e a linha de regressão.

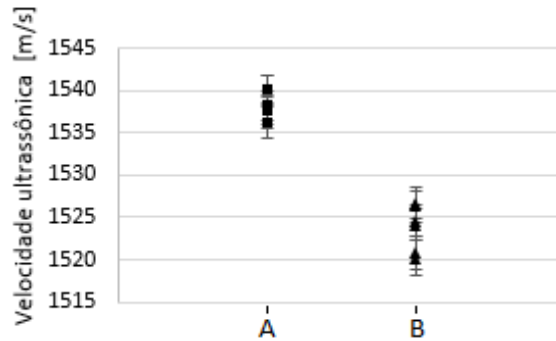


Fonte: elaboração própria.

A função obtida do coeficiente de atenuação do *phantom* em função da temperatura é apresentada na equação (33).

$$\alpha(T) = -0.0042.T + 0.73 \quad (33).$$

Figura 23- Velocidade ultrassônica nas 6 amostras de TMM medidas à temperatura ambiente antes (Grupo A) e após (Grupo B) os três conjuntos de medições.



Fonte: elaboração própria.

4.1.2 Caracterização do *phantom* na solução

A espessura do *phantom* G foi medida pela técnica pulso-eco (ver item 3.2.2) sob condições de repetibilidade ($n = 4$) e é apresentada na **Tabela 11**.

Tabela 11 – Espessura do *phantom* medida sob condições de repetibilidade ($p = 0.95$) na solução, as incertezas Tipo A e Tipo B, fator de abrangência e incerteza expandida.

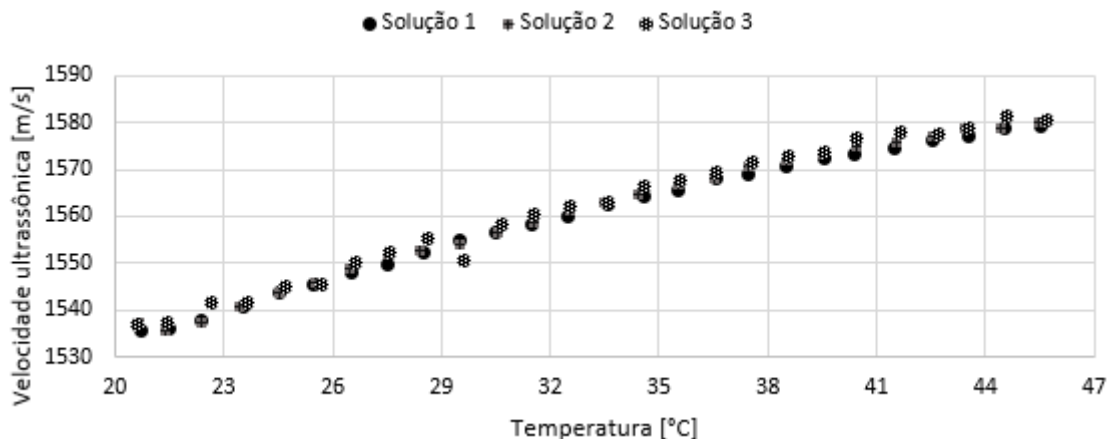
<i>Phantom</i>	Espessura [mm]	Incerteza Tipo A [mm]	Incerteza Tipo B [mm]	Fator de abrangência (k)	Incerteza Expandida [mm]
G	28,88	0,009	0,053	1,96	0,11

Fonte: elaboração própria.

4.1.2.1 Resultados da caracterização da solução

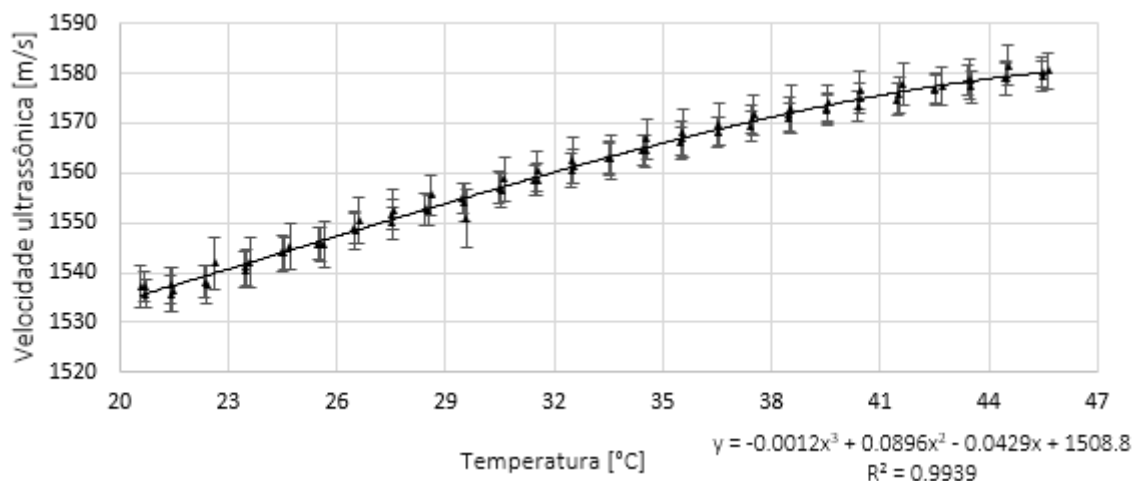
Figura 24 e **Figura 25** apresentam o resultado da velocidade de propagação ultrassônica nas três soluções em vários pontos de temperatura variando entre 19 °C e 45 °C. Detalhes do arranjo experimental encontram-se no item 3.2.2.1.

Figura 24- Caracterização da solução - As três curvas provenientes das medições das três soluções.



Fonte: elaboração própria.

Figura 25- Caracterização da solução - Curva proveniente das medições das três soluções, equação da curva e linha de tendência.



Fonte: elaboração própria.

Com base nos resultados obtidos, a velocidade de propagação ultrassônica na solução para a faixa de temperatura de 20 °C a 45 °C pode ser obtida por meio de um polinômio de grau 3 (equação 34):

$$v_s = 1508,8 - 0,0429 \cdot T + 0,0896 \cdot T^2 - 0,0012 \cdot T^3 \quad (34).$$

Para o cálculo da incerteza expandida da equação 34, levou-se em consideração a incerteza padrão Tipo A proveniente do desvio-padrão das repetições, a incerteza padrão Tipo B proveniente das incertezas declaradas nos certificados de calibração dos instrumentos utilizados, entre outros, e a incerteza do erro médio quadrático referente ao ajuste da curva. Dada uma probabilidade de abrangência de 0,95, a incerteza expandida da equação é igual a 5,7 m·s⁻¹ (fator de abrangência k = 2,26).

4.1.2.2 Resultados da caracterização do phantom G na solução

Tabela 12, **Tabela 13** e **Tabela 14** mostram o resultado dos três conjuntos de medição das quatro repetições da velocidade ultrassônica no *phantom* G medido na solução em cada temperatura. Também são apresentadas as incertezas do Tipo A, Tipo B, a incerteza proveniente do erro médio quadrático (MSE - Mean Squared Error) = $0,58 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, o fator de abrangência e a incerteza expandida.

Tabela 12 – Resultados do primeiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica no *phantom* medido na solução, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza *MSE*, incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.

Temperatura [°C]	Velocidade [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza Tipo A [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza Tipo B [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza MSE [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
21,2	1541,7	0,11	3,11	0,58	1,96	6,2
25,9	1551,5	0,16	3,13		1,96	6,2
30,6	1561,1	0,25	3,12		1,96	6,2
35,4	1570,4	0,18	3,13		1,96	6,2
41,2	1576,4	0,17	3,12		1,96	6,2
45,9	1581,3	0,48	3,13		1,96	6,3

Fonte: elaboração própria.

Tabela 13 – Resultados do segundo conjunto de medição da velocidade ultrassônica no *phantom* medido na solução, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza *MSE*, incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.

Temperatura [°C]	Velocidade [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza Tipo A [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza Tipo B [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza MSE [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
21,3	1.542	0,08	3,10	0,58	1,96	6,2
25,9	1.551,3	0,07	3,10		1,96	6,2
29,4	1.558,6	0,08	3,10		1,96	6,2
34,9	1.569,1	0,25	3,10		1,96	6,2
39,6	1.575,8	0,19	3,10		1,96	6,2
44,5	1.581,5	0,49	3,11		1,96	6,3

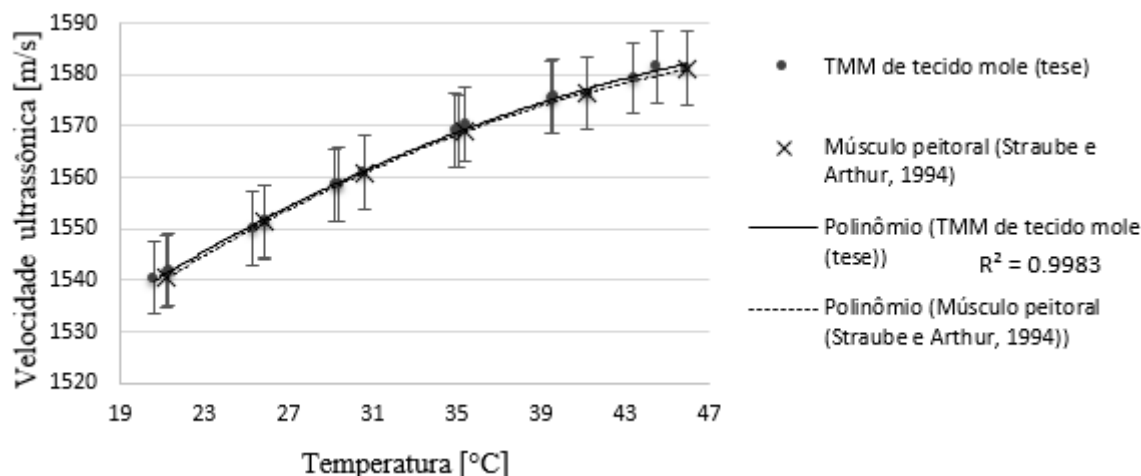
Fonte: elaboração própria.

Tabela 14 – Resultados do terceiro conjunto de medição da velocidade ultrassônica no *phantom* medido na solução, suas incertezas expandidas ($p = 0.95$), incerteza *MSE*, incerteza Tipo A, incerteza Tipo B e fator de abrangência.

Temperatura [°C]	Velocidade [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza Tipo A [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza Tipo B [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Incerteza MSE [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
20,6	1.540,4	0,13	3,10	0,58	1,96	6,2
25,3	1.550,1	0,08	3,10		1,96	6,2
29,2	1.558,5	0,19	3,09		1,96	6,2
35,1	1.569,0	0,09	3,10		1,96	6,2
39,5	1.575,6	0,22	3,05		1,96	6,1

A **Figura 28** apresenta o resultado das medições da velocidade ultrassônica no *phantom* G (**Figura 26**) e a velocidade de propagação do ultrassom em músculo peitoral usado no modelo proposto por Straube & Arthur (1994).

Figura 28 – Polinômio de grau 3 da velocidade ultrassônica no TMM de tecido mole medido na solução de conservação e polinômio de grau 3 da velocidade ultrassônica em músculo peitoral usado no modelo proposto por Straube e Arthur (1994).



Fonte: elaboração própria.

4.1.3 Velocidade ultrassônica no *phantom* em função da frequência

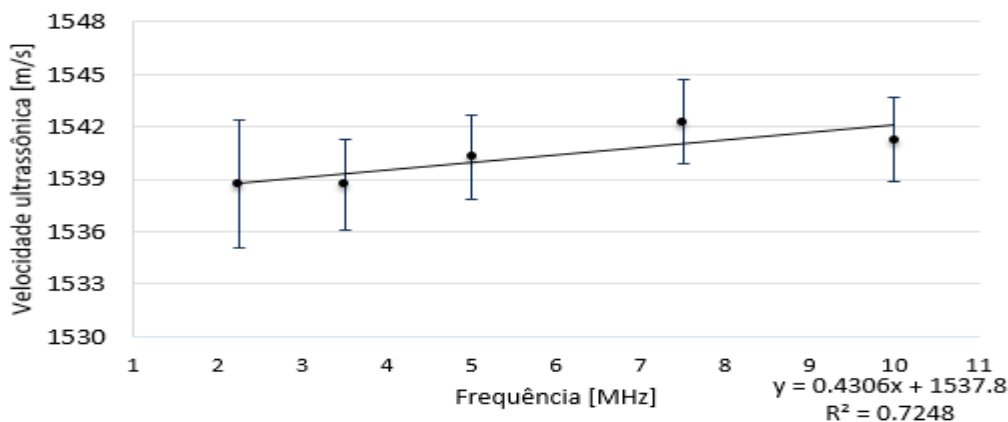
A **Tabela 15** e a **Figura 29** apresentam os resultados de quatro replicatas da velocidade de propagação do ultrassom para cada frequência usada na amostra do *phantom*. Nota-se que a velocidade ultrassônica não variou significativamente em função da frequência, dadas as incertezas praticadas (**Figura 29**).

Tabela 15 – Velocidade ultrassônica em função da frequência e as respectivas incertezas.

Temperatura [°C]	Frequência [MHz]	Velocidade ultrassônica [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo A [m·s ⁻¹]	Incerteza Tipo B [m·s ⁻¹]	Incerteza ajuste [m·s ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [m·s ⁻¹]
21,2	2,25	1.538,7	0,34	1,69		2	3,8
21,0	3,5	1.538,7	0,31	1,03		2	2,7
21,0	5	1.540,3	0,25	0,96	0,74	2	2,5
21,0	7,5	1.542,3	0,26	0,92		2	2,5
21,2	10	1.541,3	0,25	0,96		2	2,5

Fonte: elaboração própria.

Figura 29 – Gráfico da velocidade de propagação ultrassônica em função da frequência. (Probabilidade de abrangência = 0,95 e incerteza expandida = 3,8 m·s⁻¹).



Fonte: elaboração própria.

4.1.4 Coeficiente de atenuação no *phantom* em função da frequência

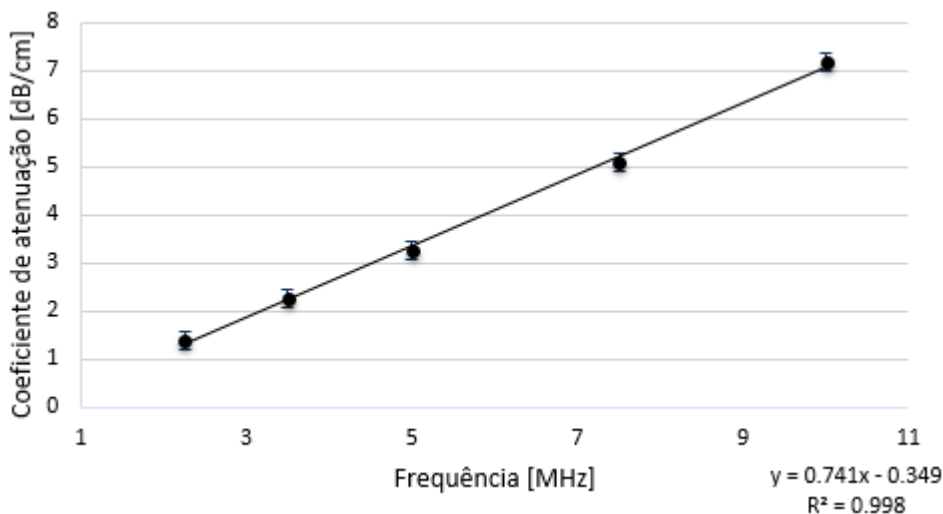
A **Tabela 16** e a **Figura 30** apresentam os resultados das quatro replicatas do coeficiente de atenuação para cada frequência usada na amostra do *phantom* caracterizado neste trabalho. Observa-se na **Figura 30** uma resposta linear do coeficiente de atenuação em função da frequência. É importante ressaltar que os resultados do estudo das propriedades ultrassônicas em função da frequência foram divulgados em (ASSIS, *et al.*, 2021). Nota-se um ligeiro aumento das incertezas provenientes das medições do coeficiente de atenuação com o aumento da frequência. Isto ocorreu porque quanto maior a frequência, maior a atenuação, o que dificulta as medições tendo em vista que a amplitude do sinal será menor.

Tabela 16 – Coeficiente de atenuação em função da frequência e as respectivas incertezas

Temperatura [°C]	Frequência [MHz]	Coeficiente de atenuação [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo A [dB·cm ⁻¹]	Incerteza Tipo B [dB·cm ⁻¹]	Incerteza ajuste [dB·cm ⁻¹]	Fator de Abrangência (k)	Incerteza Expandida [dB·cm ⁻¹]
21,2	2,25	1,39	0,0038	0,0036		2	0,14
21,0	3,5	2,28	0,012	0,0034		2	0,14
21,0	5	3,27	0,023	0,0036	0,068	2	0,15
21,0	7,5	5,07	0,025	0,0040		2	0,15
21,2	10	7,18	0,0057	0,0051		2	0,14

Fonte: elaboração própria.

Figura 30 – Gráfico do coeficiente de atenuação em função da frequência. (Probabilidade de abrangência= 0,95. Incerteza expandida = 0,15 dB·cm⁻¹).



Fonte: elaboração própria

4.2 MAPEAMENTO DO CAMPO ACÚSTICO E CALIBRAÇÃO DA POTÊNCIA DE SAÍDA DO TRANSDUTOR DE FISIOTERAPIA

O ultrassom de fisioterapia utilizado para aquecer o *phantom* foi avaliado com base na norma IEC 61689:2013 quanto à área de radiação eficaz (ERA), razão de não uniformidade (R_{BN}) e último máximo axial (Z_N). A partir do mapeamento do campo, determinou-se a área de radiação eficaz (ERA) e foi calculada a razão de não-uniformidade R_{BN} . A posição Z_N também foi determinada (posição do último máximo de pressão), conforme os dados apresentados na **Tabela 17** (3 MHz) e na **Tabela 18** (1 MHz).

Tabela 17 - Parâmetros medidos a partir do mapeamento do campo acústico do transdutor de fisioterapia (IBRAMED, Modelo SONOPULSE) à 3 MHz, e suas respectivas incertezas expandidas (Fator de abrangência $k = 2$ e probabilidade de 0,95).

Parâmetros	Média	Incerteza Expandida
ERA [cm ²]	3,77	0,35
R_{BN}	6,17	0,73
Z_N [mm]	312,2	5,8

Fonte: elaboração própria.

Tabela 18 - Parâmetros medidos a partir do mapeamento do campo acústico do transdutor de fisioterapia (IBRAMED, Modelo SONOPULSE) à 1 MHz, e suas respectivas incertezas expandidas (Fator de abrangência $k = 2$ e probabilidade de 0,95).

Parâmetros	Média	Incerteza Expandida
ERA [cm ²]	3,49	0,13
R_{BN}	11,21	0,67
Z_N [mm]	114,5	1,4

Fonte: elaboração própria.

Também foi realizada a calibração da potência de saída do transdutor de fisioterapia utilizando o sistema primário do Laboratório de Ultrassom do Inmetro de acordo com a norma NBR IEC 61161:2013. Os resultados das potências acústicas medidas à 1 MHz podem ser vistos na **Tabela 19**.

Tabela 19 – Resultado da calibração das potências máximas de saída do equipamento de fisioterapia por ultrassom operando à 1 MHz, suas respectivas incertezas expandidas e o fator de abrangência.

Valor Nominal [W]	Potência acústica [W]	Incerteza Expandida [W]	Fator de Abrangência (k)
0,7	0,819	0,025	2,07
1,4	1,405	0,076	2,36
3,5	4,05	0,11	1,99
4,9	6,08	0,15	1,97
7,0	9,57	0,37	2,20
10,5	14,5	1,1	2,45
12,5	19,1	1,7	2,57
14,7	21,7	2,8	2,78

Fonte: elaboração própria.

4.3 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Foram realizadas simulações do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia nas frequências de 1 MHz (**Tabela 20**) e 3 MHz (**Tabela 21**). Cada simulação resultou em um conjunto de quatro mapas: (a) Mapa da amplitude de pressão acústica (p); (b) mapa da taxa de volume de deposição de calor; (c) mapa de temperatura registrada após o aquecimento (T1); e (d) mapa de temperatura registrada após o arrefecimento (T2).

Os mapas da Simulação I (propriedades ultrassônicas do TMM a 19 °C) a 1 MHz e 3 MHz podem ser vistos na **Figura 31** e **Figura 32**, respectivamente. Na Simulação II, a velocidade ultrassônica do TMM e o coeficiente de atenuação foram variados em função da temperatura, e três diferentes passos de temperatura foram consideradas: 0,5 °C (Simulação II-A), 1,0 °C (Simulação II-B) e 5,0 °C (Simulação II-C). As configurações utilizadas para as simulações são apresentadas na **Tabela 20** e na **Tabela 21**. A temperatura máxima após aquecimento (T1) e temperatura máxima após resfriamento (T2) registradas a partir dos mapas de temperatura também são apresentadas. Ambas as tabelas indicam as figuras dos mapas referentes a cada simulação.

Tabela 20 - Comparação entre as simulações na frequência de 1 MHz, y_size de 225 mm, $ppw = 7$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 Pa$ – Simulação I: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação à temperatura de 19 °C. Simulação II: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação em função da temperatura nas Simulações II-A (passo = 0,5 °C), II-B (passo = 1,0 °C) e II-C (passo = 5 °C).

	Simulação I		Simulação II	
		A	B	C
Temperatura inicial T_0 [°C]	19	19	19	19
Velocidade ultrassônica [m·s ⁻¹]	$c_{19°C} = 1535,86$	$c(T)$	$c(T)$	$c(T)$
Coeficiente de atenuação [dB·cm ⁻¹ ·MHz ⁻¹]	$\alpha_{19°C} = 0,65$	$\alpha(T)$	$\alpha(T)$	$\alpha(T)$
Pressão inicial [Pa]	2×10^5	2×10^5	2×10^5	2×10^5
Frequência [MHz]	1,0	1,0	1,0	1,0
Faixa de temperatura [°C]	-	19: 0,5: 55	19: 1: 55	19: 5: 55
Pressão acústica p na posição de T1 [Pa]	$2,27 \times 10^5$	$2,30 \times 10^5$	$2,30 \times 10^5$	$2,30 \times 10^5$
Taxa de volume de deposição de calor Q na posição T1 [W·m ⁻³]	$2,40 \times 10^5$	$2,44 \times 10^5$	$2,44 \times 10^5$	$2,44 \times 10^5$
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	55,0	53,9	53,8	53,2
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	37,3	36,8	36,8	36,5
Figura	Figura 31	Figura 33	Figura 34	Figura 35

$c(T) = -0,0309 \cdot T^2 + 3,7216 \cdot T + 1476,3$ – Velocidade ultrassônica no *phantom* (Figura 26)

$\alpha(T) = -0,0042 \cdot T + 0,73$ – Coeficiente de atenuação no *phantom* (Figura 22)

Fonte: elaboração própria.

Tabela 21 - Comparação entre as simulações na frequência de 3 MHz, $y_size = 225$ mm, $ppw = 7$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5 Pa$ – Simulação I: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação à temperatura de 19 °C. Simulação II: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação em função da temperatura nas Simulações II-A (passo = 0,5 °C), II-B (passo = 1,0 °C) e II-C (passo = 5 °C).

	Simulação I		Simulação II	
		A	B	C
Temperatura inicial T_0 [°C]	19	19	19	19
Velocidade ultrassônica [m·s ⁻¹]	$c_{19°C} = 1535,86$	$c(T)$	$c(T)$	$c(T)$
Coeficiente de atenuação [dB·cm ⁻¹ ·MHz ⁻¹]	$\alpha_{19°C} = 0,65$	$\alpha(T)$	$\alpha(T)$	$\alpha(T)$
Pressão inicial [Pa]	$1,36 \times 10^5$	$1,36 \times 10^5$	$1,36 \times 10^5$	$1,36 \times 10^5$
Frequência [MHz]	3,0	3,0	3,0	3,0
Faixa de temperatura [°C]	-	19: 0,5: 55	19: 1: 55	19: 5: 55
Pressão acústica p na posição de T1 [Pa]	$1,33 \times 10^5$	$1,35 \times 10^5$	$1,35 \times 10^5$	$1,33 \times 10^5$
Taxa de volume de deposição de calor Q na posição T1 [W·m ⁻³]	$2,50 \times 10^5$	$2,53 \times 10^5$	$2,53 \times 10^5$	$2,52 \times 10^5$
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	54,4	53,9	53,8	53,3
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	33,7	33,5	33,5	33,3
Figura	Figura 32	Figura 36	Figura 37	Figura 38

$c(T) = -0,0309 \cdot T^2 + 3,7216 \cdot T + 1476,3$ – Velocidade ultrassônica no *phantom* (Figura 26)

$\alpha(T) = -0,0042 \cdot T + 0,73$ – Coeficiente de atenuação no *phantom* (Figura 22)

Fonte: elaboração própria.

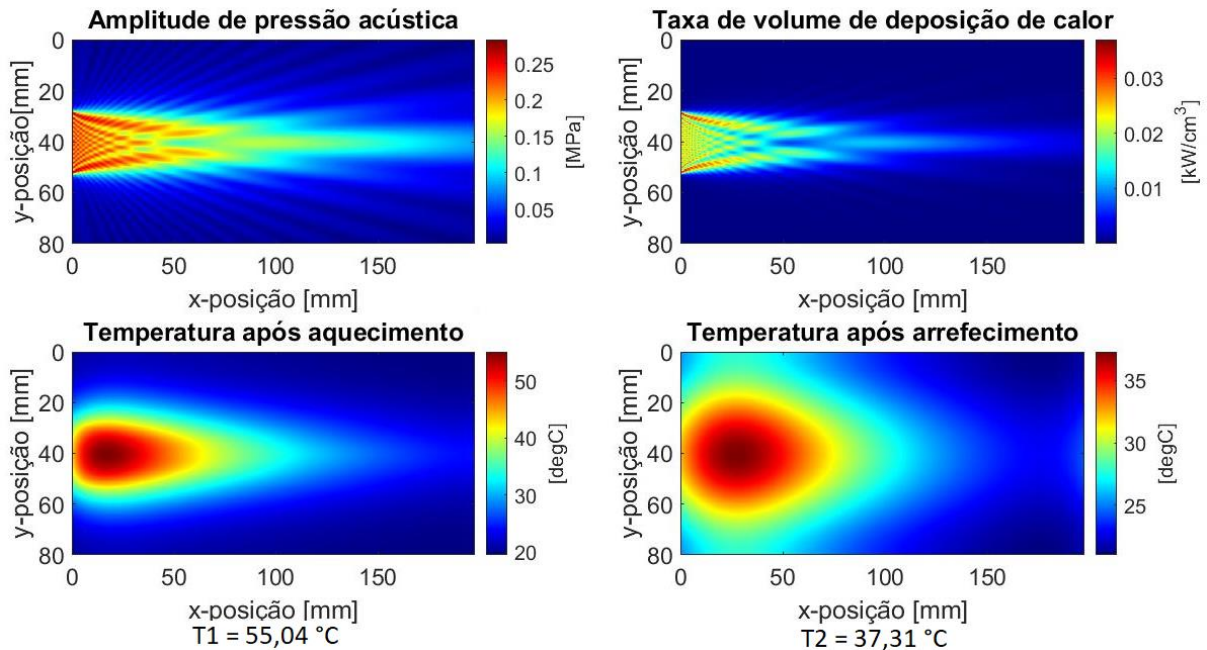
Nas simulações em ambas frequências (1 MHz e 3 MHz), nota-se uma ligeira diferença das temperaturas máximas (T1) registradas após o aquecimento (**Tabela 22**). As temperaturas máximas obtidas com a variação das propriedades ultrassônicas em função da temperatura (Simulações II-A, II-B e II-C) são inferiores àquelas obtidas com os valores fixos para as propriedades ultrassônicas (Simulação I) conforme pode ser observado na **Tabela 20** e na **Tabela 21**.

Tabela 22 – Diferenças das temperaturas máximas registradas após o aquecimento (T1) nas frequências de 1 MHz e 3 MHz.

Frequência	$\Delta T1_{I-A}$	$\Delta T1_{I-B}$	$\Delta T1_{I-C}$
1 MHz	1,14 °C	1,21 °C	1,84 °C
3 MHz	0,51 °C	0,57 °C	1,08 °C

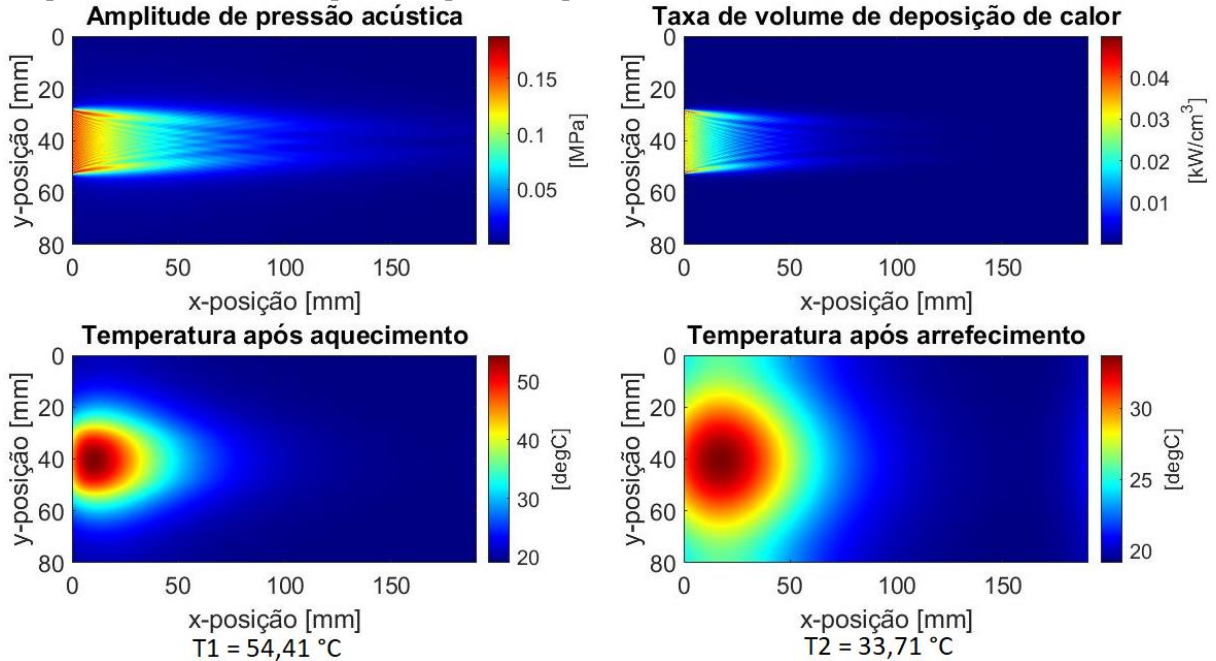
Fonte: elaboração própria.

Figura 31 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de 19 °C. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



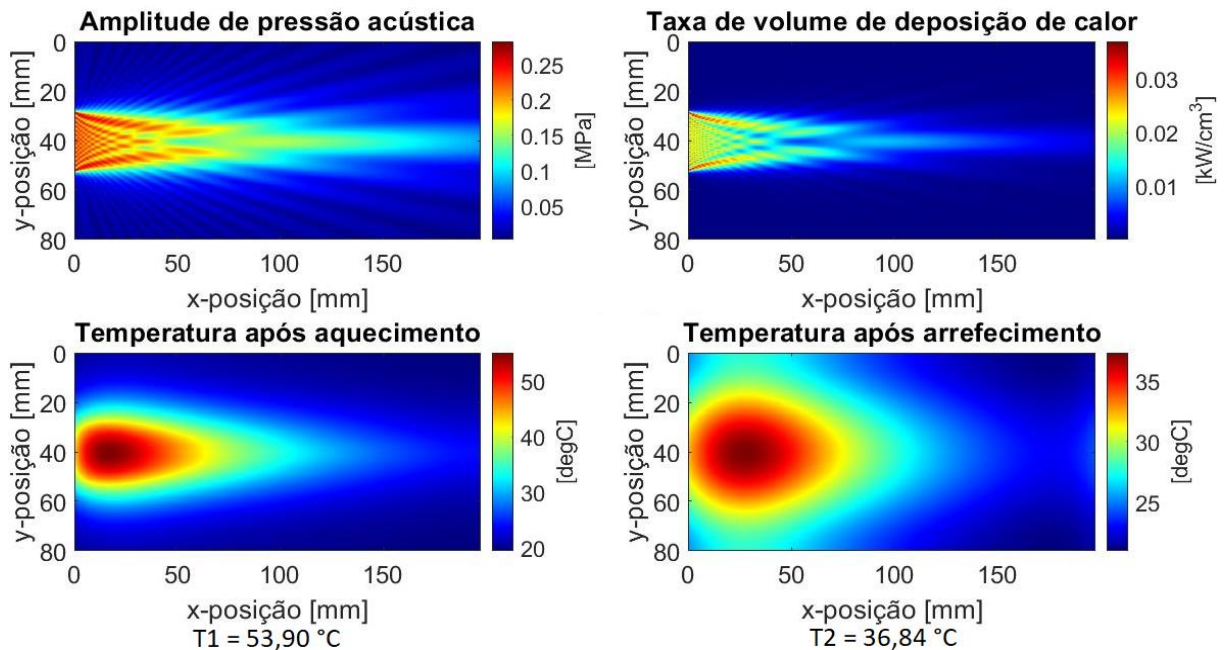
Fonte: elaboração própria.

Figura 32 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



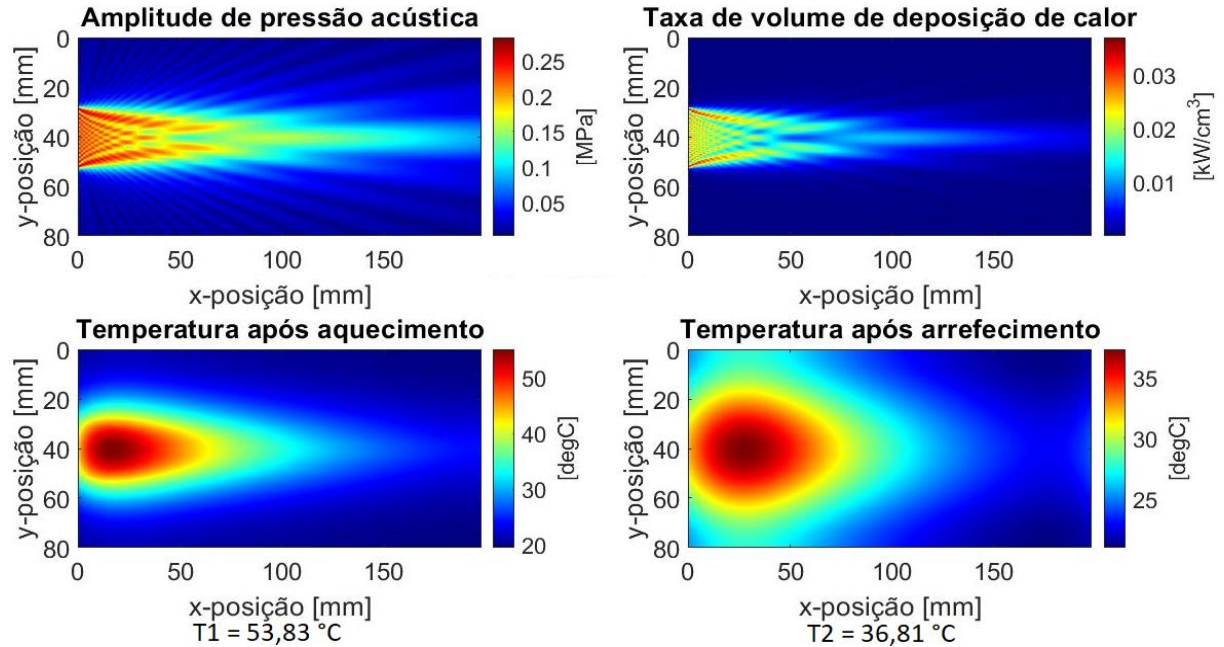
Fonte: elaboração própria.

Figura 33 – Simulação II-A do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de $19\text{ }^\circ\text{C}$ a $55\text{ }^\circ\text{C}$ com um passo de $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



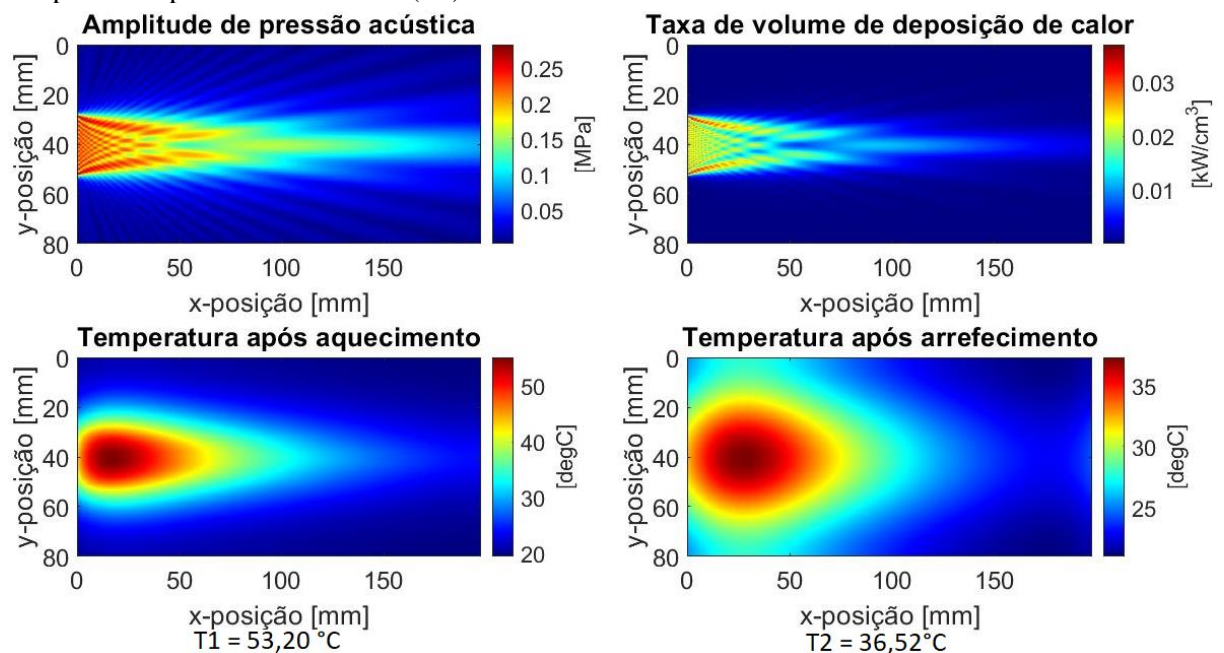
Fonte: elaboração própria.

Figura 34 – Simulação II-B do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de 1°C . (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



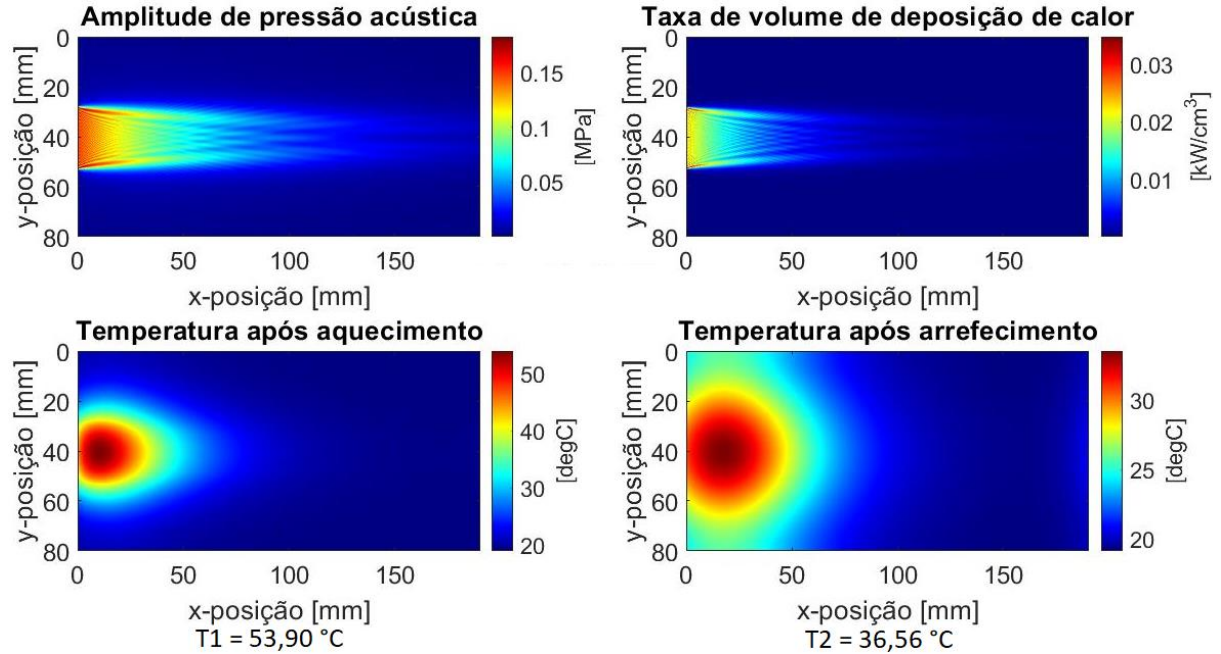
Fonte: elaboração própria.

Figura 35 – Simulação II-C do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de 5°C . (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



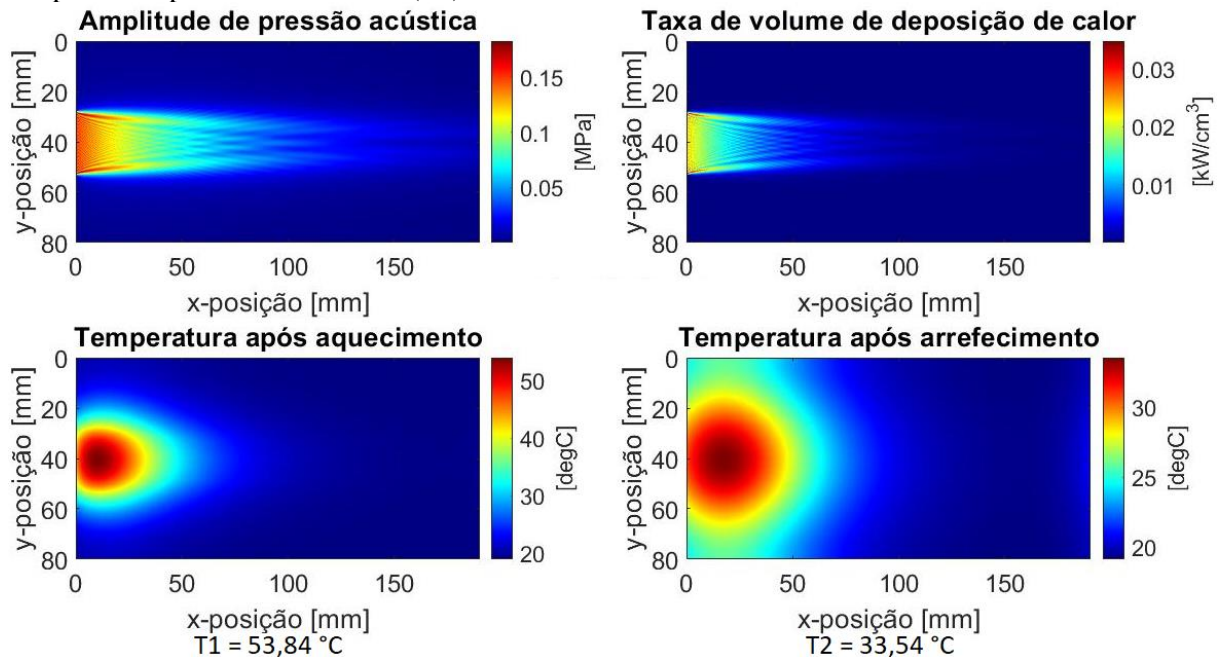
Fonte: elaboração própria.

Figura 36 – Simulação II-A do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de $0,5^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



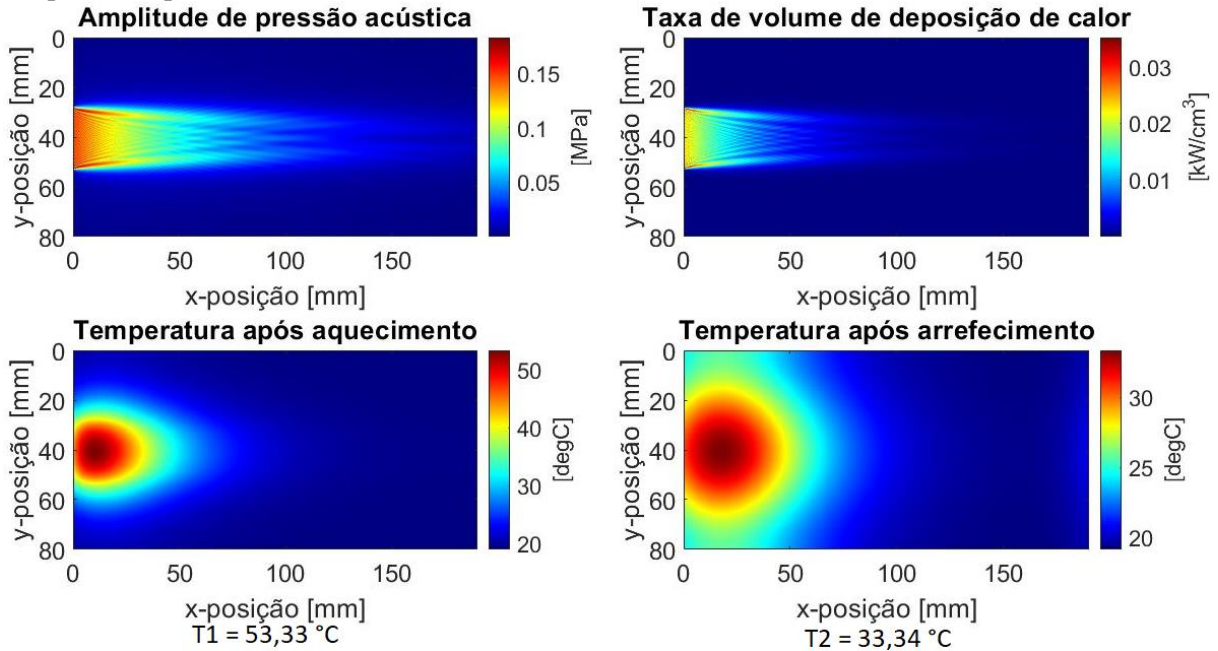
Fonte: elaboração própria.

Figura 37 – Simulação II-B do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de 19°C a 55°C com um passo de 1°C . (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



Fonte: elaboração própria.

Figura 38 – Simulação II-C do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação variando em função da temperatura na faixa de $19 \text{ }^\circ\text{C}$ a $55 \text{ }^\circ\text{C}$ com um passo de $5 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



Fonte: elaboração própria.

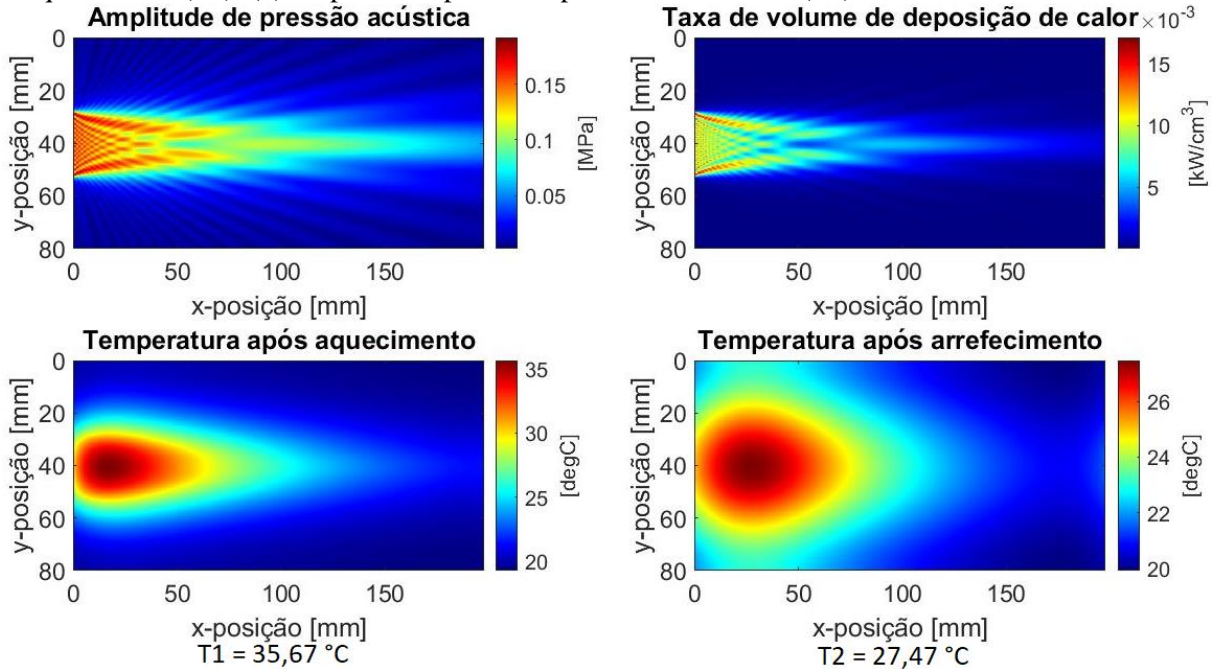
A Simulação I foi repetida com os valores de pressão inicial trocados para ambas as frequências. As temperaturas máximas após o aquecimento foram registradas e apresentadas na **Tabela 23**. Por meio dessa análise foi possível definir os valores de pressão inicial para cada simulação, a fim de se obter variações de temperatura similares ($\sim 19 \text{ }^\circ\text{C}$ à $\sim 55 \text{ }^\circ\text{C}$) para as duas frequências.

Tabela 23 – Comparação das simulações à 1 MHz e 3 MHz nas mesmas pressões iniciais $1,36 \times 10^5 \text{ Pa}$ e $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. ($ppw = 7$ e $y_size = 225 \text{ mm}$) (Simulação I: velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19 \text{ }^\circ\text{C}$).

Simulação I				
Temperatura inicial T_0 [$^\circ\text{C}$]	19			
Velocidade ultrassônica [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	$c_{19^\circ\text{C}} = 1.535,86$			
Coeficiente de atenuação [$\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$]	$\alpha_{19^\circ\text{C}} = 0,65$			
Frequência [MHz]	1,0		3,0	
Amplitude de pressão inicial [Pa]	$1,36 \times 10^5$	2×10^5	$1,36 \times 10^5$	2×10^5
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [$^\circ\text{C}$]	35,7	55,0	54,4	95,6
Figura	Figura 39	Figura 31	Figura 32	Figura 40

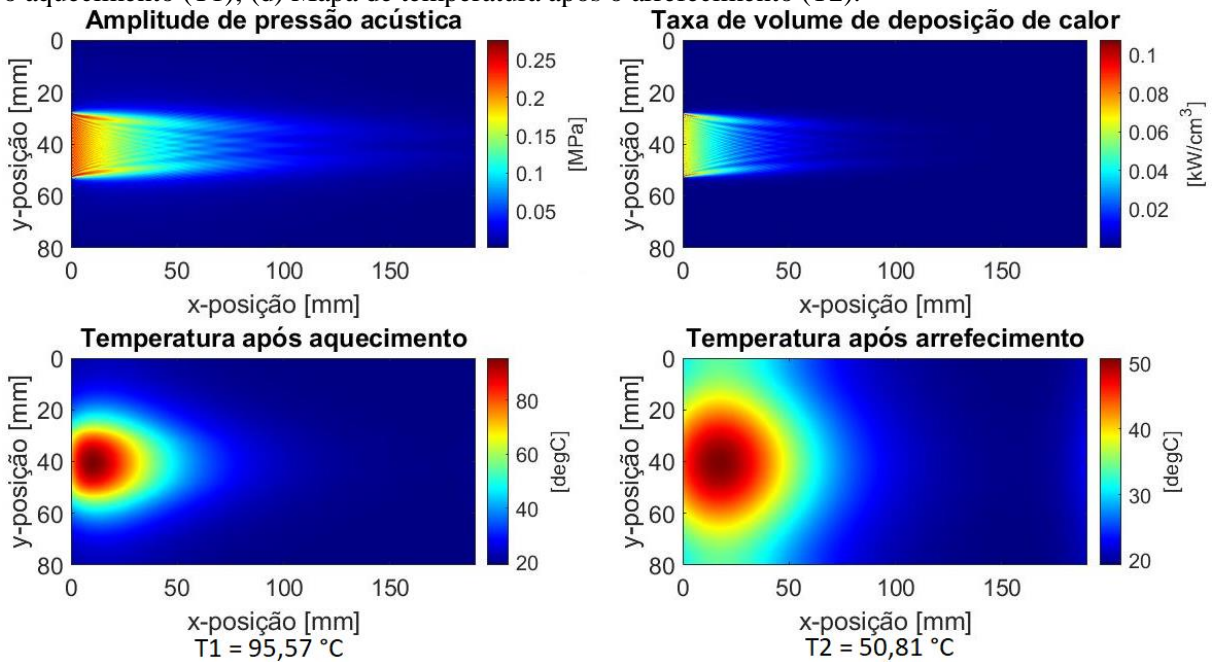
Fonte: elaboração própria.

Figura 39 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $1,36 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



Fonte: elaboração própria.

Figura 40 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 3 MHz, $y_{dim} = 225 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



Fonte: elaboração própria.

Cabe notar que as diferenças observadas nos valores de Zn medidos por meio do mapeamento do campo acústico do ultrassom de fisioterapia ocorrem porque o mapeamento foi realizado na água, enquanto que as simulações foram feitas no *phantom*. A fim de reduzir o tempo de simulação e garantir que os resultados não fossem afetados, diferentes pontos por comprimento de onda (*ppw*) e duas dimensões do eixo y da grelha foram testados. **Tabela 24** e **Tabela 25** apresentam os resultados das temperaturas máximas obtidas após o aquecimento (T1) e após o arrefecimento (T2) para as frequências de 3 MHz e 1 MHz, respectivamente.

Tabela 24 – Comparação da Simulação I ($y_{dim} = 225\text{ mm}$) (propriedades constantes) à 3 MHz entre diferentes *ppw*.

<i>ppw</i> @3MHz	3	5	7	9
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	55,1	54,6	54,4	54,4
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	34,2	33,8	33,7	33,7

Fonte: elaboração própria.

Tabela 25 – Comparação da Simulação I ($y_{dim} = 225\text{ mm}$) (propriedades constantes) à 1 MHz entre diferentes *ppw*.

<i>ppw</i> @1MHz	3	5	7	9
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	55,7	55,3	55,0	55,0
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	37,8	37,6	37,3	37,3

Fonte: elaboração própria.

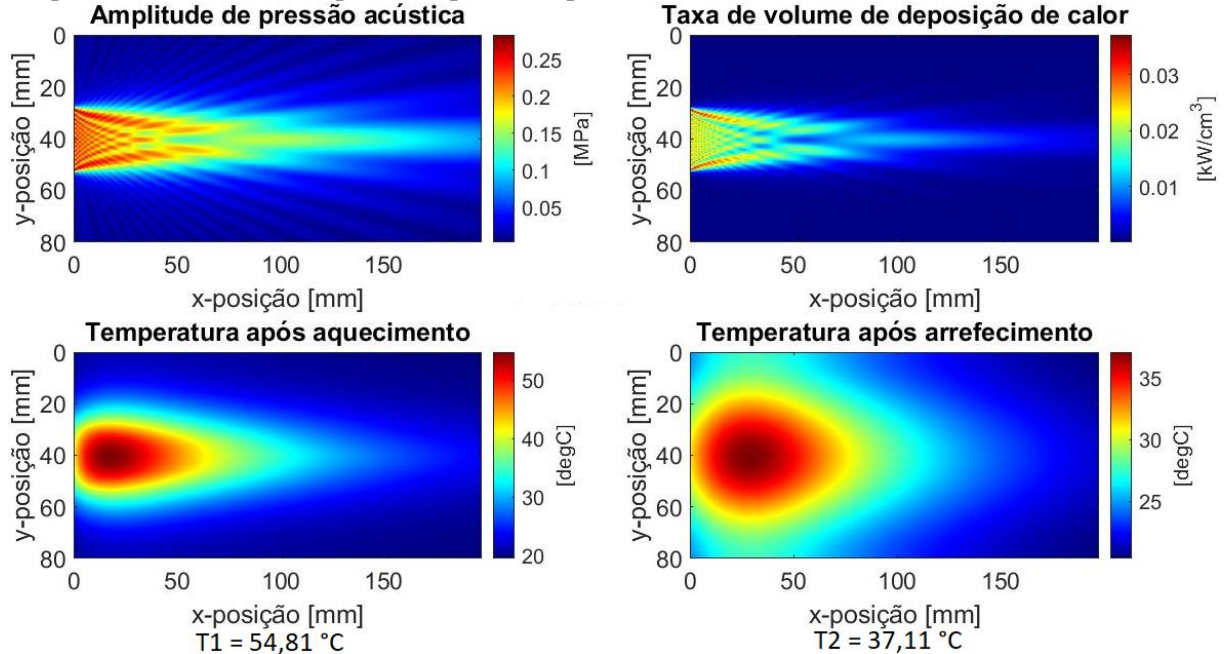
A **Tabela 26** apresenta os resultados da Simulação I (propriedades fixas) à 1 MHz com duas diferentes dimensões da grelha (y_{dim} – distância da grelha paralela ao feixe de ultrassom de terapia): $y_{dim} = 451\text{ mm}$ e $y_{dim} = 225\text{ mm}$.

Tabela 26 – Comparação - Simulação I à 1 MHz ($ppw = 7$) dados dois tamanhos da grelha ($y_{dim} = 451\text{ mm}$ e $y_{dim} = 225\text{ mm}$).

y_{dim} @1MHz	225 mm	451 mm
Pressão acústica p na posição de T1 [Pa]	$2,27 \times 10^5$	$2,29 \times 10^5$
Taxa de volume de deposição de calor Q na posição T1 [W/m ³]	$2,40 \times 10^5$	$2,44 \times 10^5$
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	55,0	54,8
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	37,3	37,1
Figuras	Figura 31	Figura 41

Fonte: elaboração própria.

Figura 41 – Simulação I do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia na frequência de 1 MHz, $y_{dim} = 451 \text{ mm}$ e pressão inicial de $2 \times 10^5 \text{ Pa}$. Meio com velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação fixos à temperatura de $19 \text{ }^\circ\text{C}$. (a) Mapa da distribuição do campo de pressão (p); (b) Mapa da taxa de volume de deposição de calor (Q); (c) Mapa de temperatura após o aquecimento (T1); (d) Mapa de temperatura após o arrefecimento (T2).



Fonte: elaboração própria.

4.4 AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA POR AVGL NO TMM

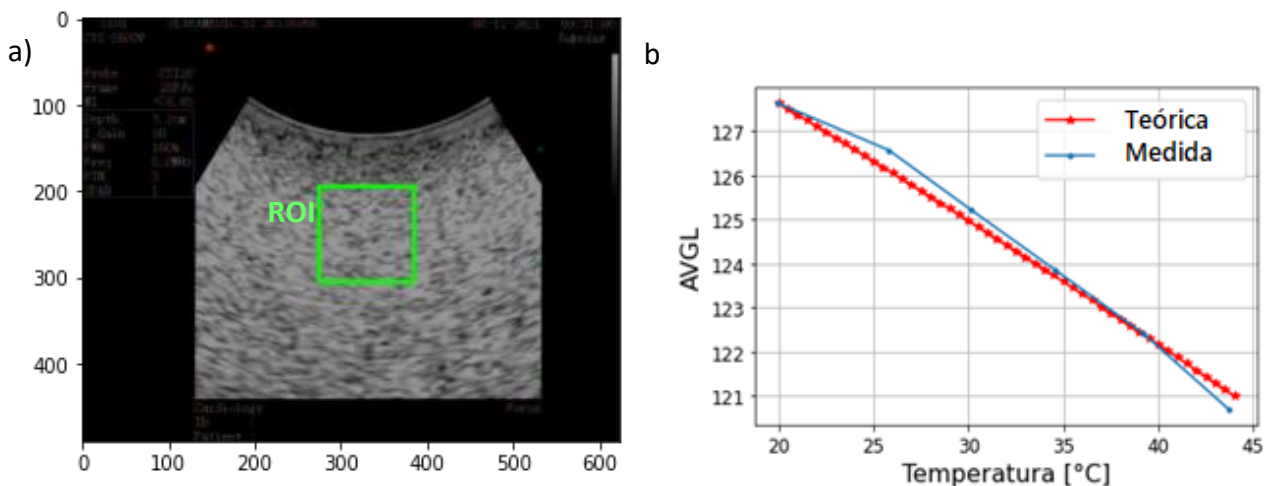
A seguir são apresentados os resultados dos dois experimentos de medição de temperatura com a finalidade de quantificar as variações de temperaturas do *phantom* a partir da variação dos níveis médios de cinza (AVGL) das imagens de ultrassom.

4.4.1 Resultados do experimento de medição de temperatura – Banho maria

Figura 42, Figura 43, Figura 44 e Figura 45 apresentam um *frame* de cada vídeo de US modo-B do *phantom* G contendo a região de interesse selecionada nas imagens geradas nos 4 experimentos realizados com o banho maria. Para cada vídeo gravado, os valores de AVGL da região de interesse foram calculados. Os gráficos (b) apresentam duas curvas: valores de AVGL estimados por meio da função teórica que define a variação da energia retroespalhada (equação (13)) e sua relação com AVGL (equação (17)) para a faixa de temperatura de $20 \text{ }^\circ\text{C} - 45 \text{ }^\circ\text{C}$; e curva medida – valores de AVGL medidos na imagem e correlacionados com os valores de temperatura medidos com os

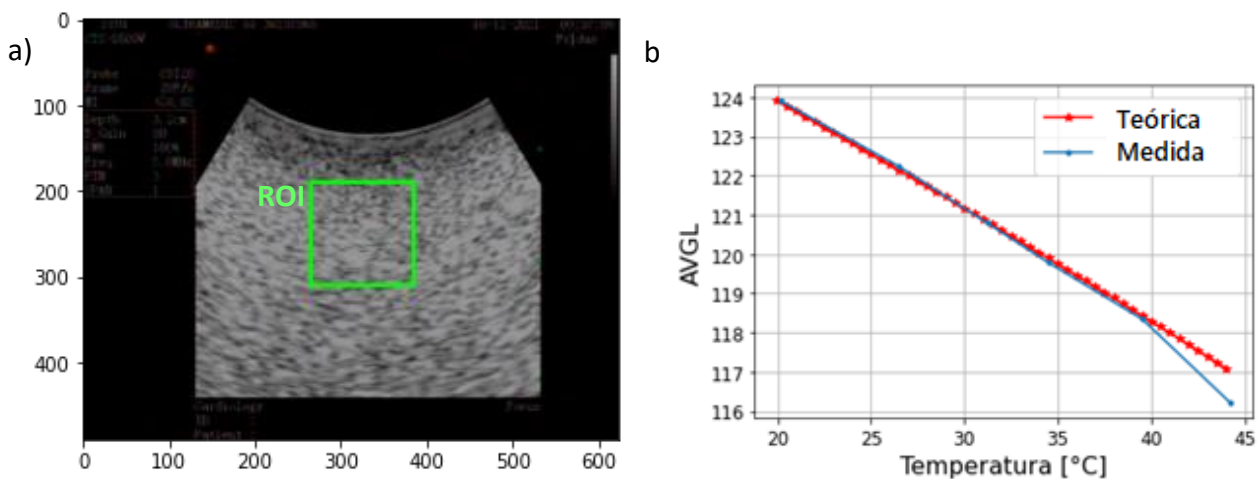
termopares no *phantom*. É sempre importante lembrar que a relação teórica de AVGL com a temperatura é obtida com os dados de caracterização das propriedades ultrassônicas do meio, no caso a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação em função da temperatura.

Figura 42 – 1ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do *phantom* G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de $-1,5\text{ }^{\circ}\text{C}$.



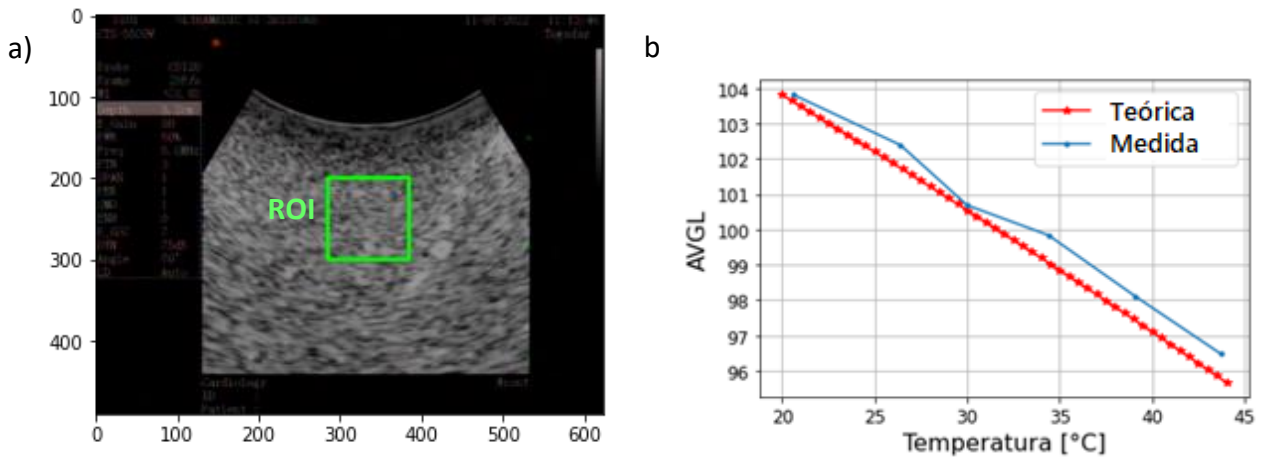
Fonte: elaboração própria.

Figura 43 – 2ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do *phantom* G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de $-2,8\text{ }^{\circ}\text{C}$.



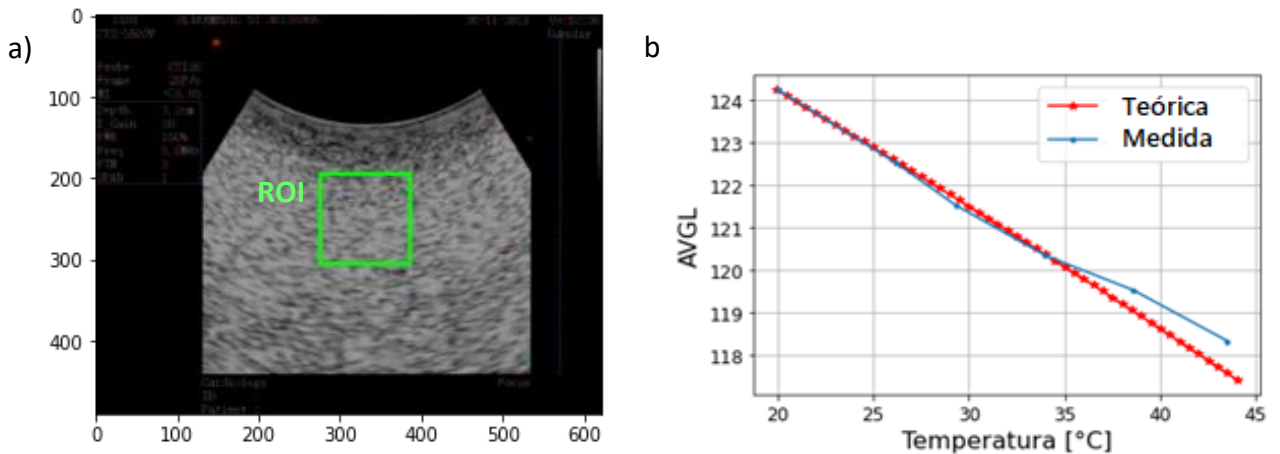
Fonte: elaboração própria.

Figura 44 – 3ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do *phantom* G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de 2,2 °C.



Fonte: elaboração própria.

Figura 45 – 4ª repetição. a) Frame do vídeo de US modo-B com região de interesse do *phantom* G. b) Curva teórica de AVGL em função da temperatura e curva experimental de AVGL em função da temperatura. A maior diferença observada entre a temperatura medida e a estimada com o termopar foi de 2,2 °C.



Fonte: elaboração própria.

4.4.2 Resultados do experimento de medição de temperatura – Ultrassom de fisioterapia

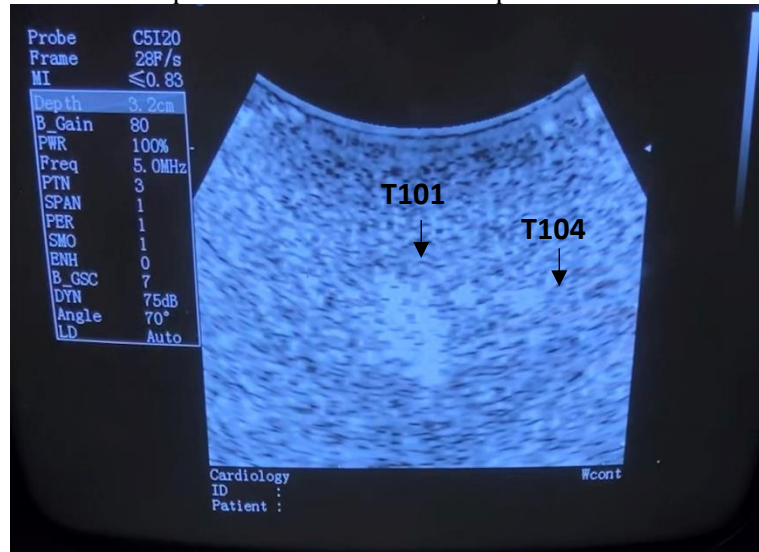
4.4.2.1 Resultados referentes ao setup I-a

- Monitoramento da temperatura com termopar

A **Figura 46** apresenta uma imagem de US com os dois termopares presentes no *phantom* G, com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do ultrassom de terapia (setup

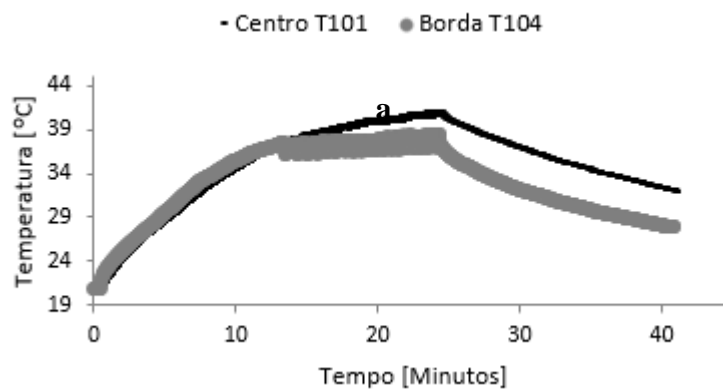
I-a - **Figura 18**). A **Figura 47** mostra o gráfico de temperatura registrada pelos termopares durante os 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento. No gráfico da **Figura 47**, nota-se a presença de um efeito de oscilação de temperatura devido ao limite de segurança do próprio equipamento de ultrassom de fisioterapia contra aquecimento excessivo.

Figura 46 – Setup I-a – Termopares na imagem de ultrassom do setup I-a: T101 localizado mais próximo do transdutor de terapia e T104 localizado mais próximo da outra borda do *phantom G*.



Fonte: elaboração própria.

Figura 47 – Temperaturas coletadas pelos termopares T101 e T104 no *phantom G* aquecido pelo UST durante 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST (setup-I-a). **a**) Oscilação de temperatura registrada pelos dois termopares devido ao limite de segurança do equipamento de ultrassom de fisioterapia



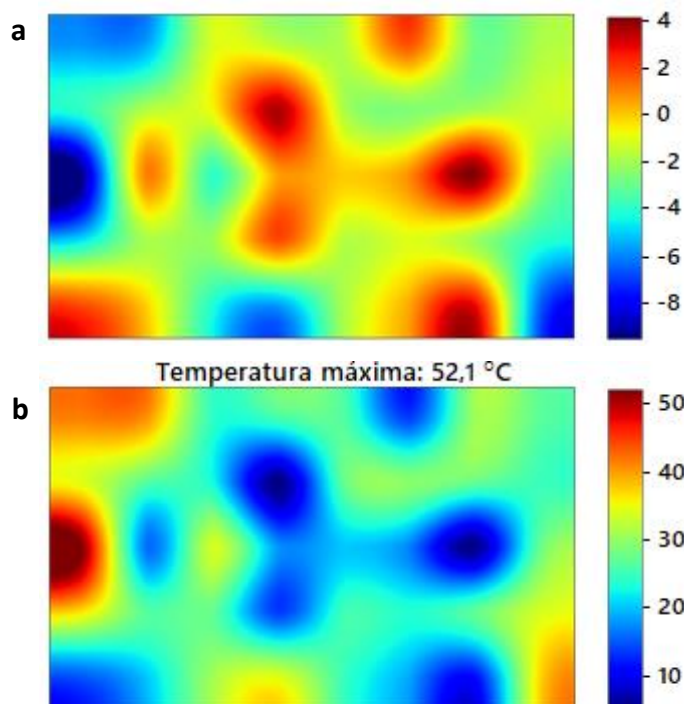
Fonte: elaboração própria.

- Estimativa da temperatura a partir dos valores médios de AVGL

Os valores médios de AVGL calculados para cada quadrado dentro da região selecionada alimentam o modelo para estimar a temperatura em cada região. Para o setup I-a, **Figura 48a** e **Figura 48b** apresentam o mapa dos valores médios do AVGL e o mapa

de temperatura, respectivamente, após os 20 minutos de aquecimento. Os mapas foram interpolados para uma melhor visualização da distribuição de AVGL e da temperatura.

Figura 48 Resultado após 20 minutos de aquecimento referente ao setup I-a - Transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST no *phantom* G com dois termopares tipo J inseridos no meio e na borda. Transdutor de imagem posicionado na parte superior da imagem. Transdutor de fisioterapia posicionado no lado esquerdo da imagem. **a)** Mapa de AVGL das imagens de US **b)** Mapa de temperatura estimada a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada recebida do *phantom* G pelo ultrassom de fisioterapia. Características cálculo AVGL: 400 pixels \times 250 pixels; 5 \times 8 quadrados; média de 750 frames.



Fonte: elaboração própria.

A **Tabela 27** apresenta os valores de máxima temperatura após aquecimento e arrefecimento registrados no setup I-a pelo termopar T101, pelo mapa de temperatura estimado a partir do AVGL e pela simulação II-A.

Tabela 27 – Temperaturas máximas obtidas após aquecimento e arrefecimento na simulação II-A à 1 MHz, obtidas no experimento do setup I-a, coletadas pelo termopar T101, e obtidas nos mapas de temperatura construídos a partir da função teórica de AVGL(T) das imagens de US.

	Simulação II-A	Termopar (Setup I-a)	AVGL(T) (Setup I-a)
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	53,9	41,1	52,1
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	36,8	32,0	33,9

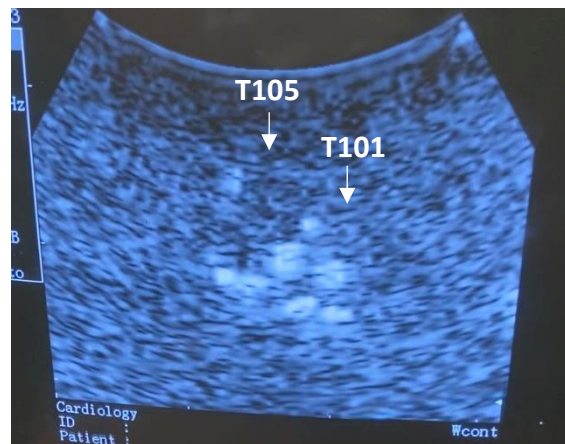
Fonte: elaboração própria.

4.4.2.2 Resultados referentes ao setup I-b

- Monitoramento da temperatura com termopar

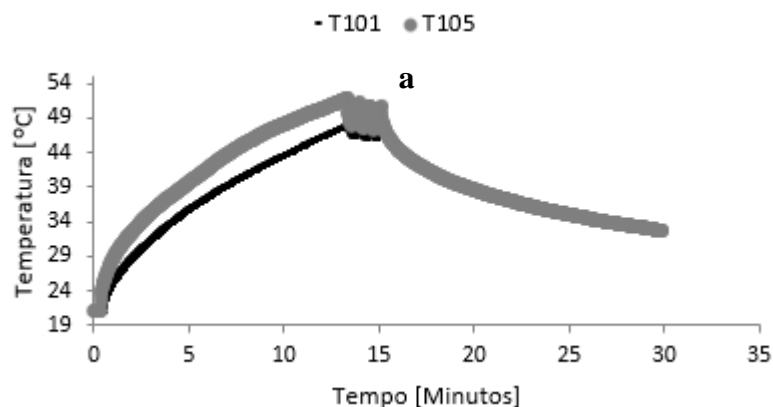
A **Figura 49** apresenta uma imagem de US com os dois termopares presentes no *phantom* G, com o transdutor de imagem perpendicular ao feixe do ultrassom de terapia (setup I-b, **Figura 18b**). A **Figura 50** mostra o gráfico de temperatura registrada pelos termopares T101 e T105 durante 15 minutos de aquecimento e 15 minutos de arrefecimento do *phantom*.

Figura 49 – Setup I-b – Termopares na imagem de ultrassom do setup I-a: T105 localizado mais próximo da superfície do transdutor de imagem e T101 localizado mais ao meio do *phantom* G.



Fonte: elaboração própria.

Figura 50 – Temperaturas coletadas pelos termopares 101 e 105 no *phantom* G aquecido pelo UST durante 15 minutos de aquecimento e 15 minutos de arrefecimento com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST (setup-I-b). **a**) Oscilação de temperatura registrada pelos dois termopares devido ao limite de segurança do equipamento de ultrassom de fisioterapia

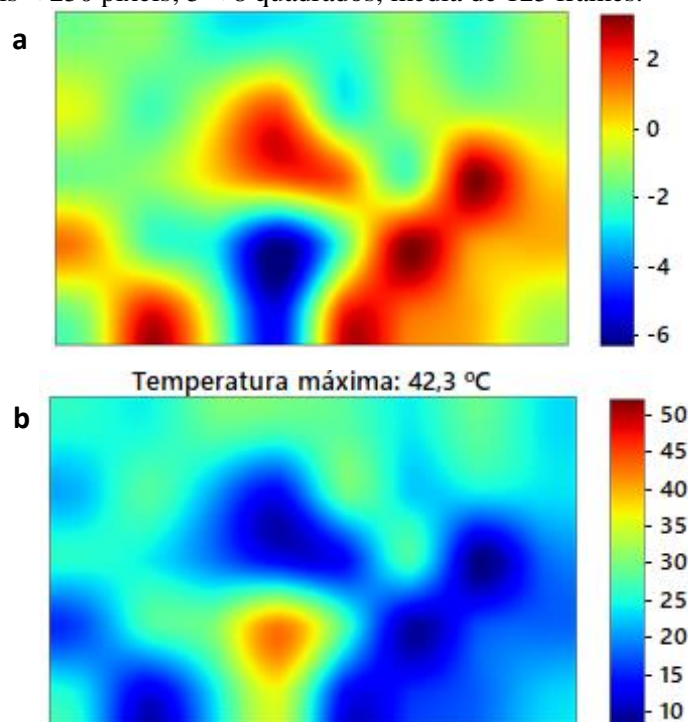


Fonte: elaboração própria.

- Estimativa da temperatura a partir dos valores médios de AVGL

Os valores médios de AVGL calculados para cada quadrado dentro da região selecionada alimentam o modelo para estimar a temperatura em cada região. Para o setup I-b, **Figura 51a** e **Figura 51b** apresentam o mapa dos valores médios do AVGL e o mapa de temperatura, respectivamente, após os 15 minutos de aquecimento.

Figura 51 – Resultado após 15 minutos de aquecimento referente ao setup I-b - Transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no *phantom* G com dois termopares tipo J inseridos no meio e na borda. Transdutor de imagem posicionado na parte superior da imagem. Transdutor de fisioterapia posicionado no lado esquerdo da imagem. **a)** Mapa de AVGL das imagens de US **b)** Mapa de temperatura estimada a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada recebida do *phantom* G pelo ultrassom de fisioterapia. Características do cálculo AVGL: 400 pixels \times 250 pixels; 5 \times 8 quadrados; média de 125 frames.



Fonte: elaboração própria.

A **Tabela 28** apresenta os valores de máxima temperatura após aquecimento e arrefecimento registrados no setup I-b pelo termopar T105, pelo mapa de temperatura estimado a partir do AVGL e pela simulação II-A.

Tabela 28 – Temperaturas máximas obtidas após aquecimento e arrefecimento na simulação II-A à 1 MHz, obtidas no experimento do setup I-b, coletada pelo termopar T105, e obtidas nos mapas de temperatura construídos a partir da função teórica de AVGL(T) das imagens de US.

	Simulação II-A	Termopar (Setup I-b)	AVGL(T) (Setup I-b)
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	53,9	51,9	42,3
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	36,8	32,7	36,9

Fonte: elaboração própria.

4.4.2.3 Resultados referentes ao setup II

- Monitoramento da temperatura com termopar

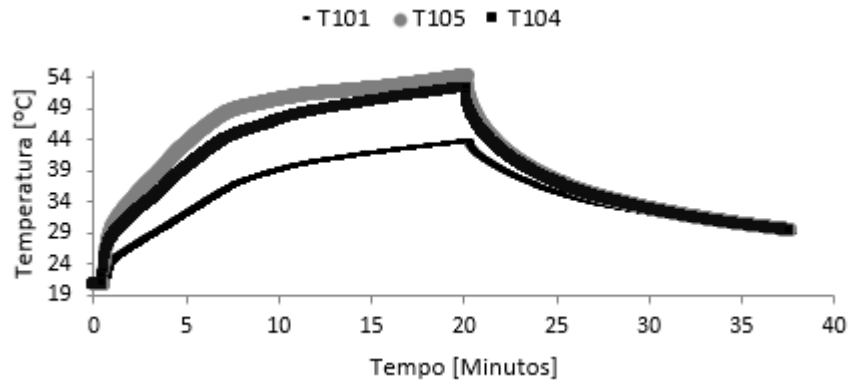
Figura 52 apresenta uma imagem de US com os dois termopares presentes no *phantom* cúbico, com o transdutor de imagem perpendicular ao feixe do ultrassom de terapia (setup II **Figura 19**). A **Figura 53** mostra o gráfico de temperatura registrada pelos termopares 101, 104 e 105 durante 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento do *phantom*. Percebe-se que o efeito de oscilação de temperatura em detrimento do limite de segurança do equipamento não ocorreu no *phantom* maior, por ter uma área de dissipação de calor maior.

Figura 52 – Setup II – Termopares na imagem de ultrassom do setup II: T101 localizado à esquerda, T105 localizado à direita mais próximo da superfície do transdutor de imagem, T104 localizado à direita mais distante da superfície do transdutor de imagem.



Fonte: elaboração própria.

Figura 53 – Temperaturas coletadas pelos termopares T101, T104 e T105 no *phantom* cúbico aquecido pelo UST durante 20 minutos de aquecimento e 20 minutos de arrefecimento com o transdutor de imagem paralelo ao feixe do UST (setup-II).

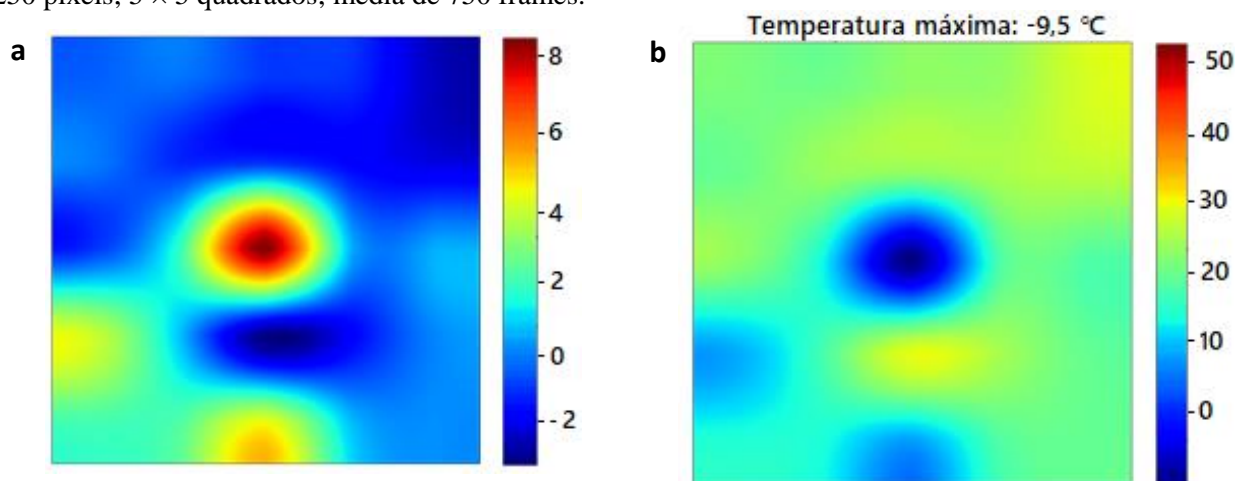


Fonte: elaboração própria.

- Estimativa da temperatura a partir dos valores médios de AVGL

Os valores médios de AVGL calculados para cada quadrado dentro da região selecionada alimentam o modelo para estimar a temperatura em cada região. Para o setup II, **Figura 54a** e **Figura 54b** apresentam o mapa dos valores médios do AVGL e o mapa de temperatura, respectivamente, após os 20 minutos de aquecimento. Aqui vale ressaltar que diferente do que foi previsto pelo modelo testado no ensaio usando o banho maria, os valores de AVGL cresceram com o aumento da temperatura. Este comportamento levou a uma estimativa equivocada da variação de temperatura e será discutido no Capítulo 5 “Discussão”.

Figura 54 – Resultado após 20 minutos de aquecimento referente ao setup II - Transdutor de imagem perpendicular ao feixe do UST no *phantom* cúbico com três termopares tipo J. Transdutor de imagem posicionado na parte superior da imagem. Transdutor de fisioterapia posicionado no lado esquerdo da imagem **a)** Mapa de AVGL das imagens de US **b)** Mapa de temperatura estimada a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada recebida do *phantom* cúbico pelo ultrassom de fisioterapia. Características cálculo AVGL: 250 pixels × 250 pixels; 5 × 5 quadrados; média de 750 frames.



Fonte: elaboração própria.

A **Tabela 29** apresenta os valores de máxima temperatura após aquecimento e arrefecimento registrados no setup II pelo termopar T105, pelo mapa de temperatura estimado a partir do AVGL e pela simulação II-A.

Tabela 29 – Temperaturas máximas obtidas após aquecimento e arrefecimento na simulação II-A à 1 MHz, obtidas no experimento do setup II, coletada pelo termopar T105, e obtidas nos mapas de temperatura construídos a partir da função teórica de AVGL(T) das imagens de US.

	Simulação II-A	Termopar (Setup II)	AVGL(T) (Setup II)
Temperatura máxima após o aquecimento T1 [°C]	53,9	54,5	-9,5
Maior temperatura observada após o arrefecimento T2 [°C]	36,8	30,0	8,3

Fonte: elaboração própria.

5 DISCUSSÃO

Os equipamentos de ultrassom de fisioterapia são avaliados com base em ensaios descritos em normas técnicas. A norma IEC 61689:2013 contempla a avaliação da intensidade de saída do transdutor de fisioterapia, por meio do mapeamento do campo acústico e pela medição da potência máxima de saída do transdutor, ambos realizados na água. A norma 60601-2-5:2015, por sua vez, contempla métodos de ensaios que avaliam o aquecimento gerado na superfície de transdutores de US de fisioterapia quando aplicados em um *phantom*. A proposta desta tese é estimar a temperatura em *phantoms* de tecido biológico por meio de valores absolutos dos valores médios de níveis de cinza (AVGL) de imagens de US Modo-B.

A presente tese foi desenvolvida nas seguintes etapas: caracterização dos *phantoms* quanto à velocidade de propagação ultrassônica e coeficiente de atenuação; caracterização do ultrassom terapêutico quanto ao mapeamento do campo acústico e calibração da potência de saída; simulação do campo ultrassônico e dos mapas de aquecimento e arrefecimento do transdutor de fisioterapia no *phantom*; estimativa teórica da temperatura a partir dos valores médios de AVGL(T) das imagens de US do *phantom* e a partir da variação teórica da energia retroespalhada; ensaios experimentais de aquecimento do *phantom* com o banho maria a fim de testar o modelo teórico de estimativa da temperatura; por último, a aplicação do modelo teórico em ensaios experimentais de aquecimento do *phantom* utilizando o equipamento de ultrassom de fisioterapia como fonte de aquecimento.

A discussão aqui apresentada também foi descrita em etapas a fim de facilitar o processo de compreensão do trabalho como um todo.

5.1 CARACTERIZAÇÃO DO PHANTOM

De acordo com Alvarenga *et al*, (2017), ao calcular os valores de AVGL(T) de imagens de US modo-B (equação 17) de um *phantom* com propriedades ultrassônicas previamente conhecidas em função da temperatura, torna-se possível estimar qual variação de temperatura corresponde a uma dada variação teórica da energia retroespalhada (equação 13).

A partir das propriedades físicas de espalhadores individuais ou de regiões de espalhamento, Straube e Arthur (1994) estimaram mudanças na energia retroespalhada recebida (CBE) em função da temperatura baseado em determinadas combinações meio-espalhador. Os referidos autores avaliaram a CBE(T) a partir de duas combinações de meio e espalhadores: i)

músculo peitoral como espalhador em um meio caracterizado como fígado humano e ii) um espalhador à base de lipídios, gordura no mesmo meio aquoso, fígado humano.

Nesta tese, para o cálculo do coeficiente de retroespalhamento, o fígado humano representa o meio de referência, assim como feito por Straube e Arthur (1994), ao passo que o *phantom* de tecido mole representa o espalhador.

O cálculo da variação energia retroespalhada, $P(T)/P(T_0)$, (equação 13) tem como parâmetros de entrada o coeficiente de atenuação e o coeficiente de retroespalhamento dependentes da temperatura ($\eta(T)$ e $\alpha(T)$) e na temperatura inicial ($\eta(T_0)$ e $\alpha(T_0)$). O coeficiente de retroespalhamento, por sua vez, requer o conhecimento prévio tanto da velocidade de propagação dependente da temperatura quanto da densidade do meio e do espalhador (equação 14).

Conforme a explicação supracitada, o método de estimativa da temperatura não-invasiva por AVGL utilizando *phantom* requer o conhecimento prévio das propriedades ultrassônicas do material mimetizador. Com isso, foram levados em conta os devidos rigores metrológicos na caracterização dos *phantoms* desenvolvidos neste trabalho, a fim de fornecer confiabilidade metrológica às propriedades ultrassônicas medidas. A caracterização contempla as medições da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação do ultrassom no *phantom* de tecido mole previsto em norma (IEC 60601-2-5:2015).

Inicialmente, a caracterização foi realizada na água (item **3.2.1**). As 6 amostras do *phantom* foram submetidas a três conjuntos de medição (três dias), sendo que, em cada dia e em cada ponto de temperatura, quatro repetições foram realizadas pelo mesmo observador. Com base nos resultados encontrados, observou-se que os valores da velocidade de propagação do ultrassom tendem a aumentar à medida que a temperatura aumenta, enquanto os valores do coeficiente de atenuação tendem a diminuir à medida que a temperatura aumenta. A velocidade de propagação ultrassônica do TMM medido na água (**Tabela 5**, **Tabela 6** e **Tabela 7**) variou de $1.530,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $1.575,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ com incertezas combinadas menores que $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($\alpha = 0,05$), para temperatura variando de $19,8 \text{ }^\circ\text{C}$ a $45,5 \text{ }^\circ\text{C}$. A **Figura 21** apresenta os resultados de todas as medições na água (três dias) da velocidade em cada temperatura, as respectivas faixas de incerteza e a linha de regressão com um polinômio de grau 2.

Com base na **Figura 22**, observa-se que o coeficiente de atenuação do ultrassom no *phantom* tende a diminuir com o aumento da temperatura. Este variou de $3,3 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ a $2,7 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ com incertezas combinadas menores que $0,047 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ ($\alpha = 0,05$ e $k = 2,36$) para a mesma faixa de temperatura (**Tabela 8**, **Tabela 9** e **Tabela 10**).

O *phantom* de ágar descrito na norma ABNT NBR IEC 60601-2-5:2015 é composto majoritariamente por água (82,95 % de água), cuja velocidade ultrassônica aumenta em função do aumento da temperatura. Este comportamento é compatível com o comportamento da velocidade ultrassônica observado no *phantom*. É importante mencionar que a referida norma apresenta as propriedades ultrassônicas e térmicas dos seguintes tecidos/materiais: pele, tecido mole, gordura, osso cortical, silicone e TMM. Com base nos valores de densidade e coeficiente de atenuação dos referidos materiais, observa-se que os que possuem menores valores de densidade, têm menores valores de coeficiente de atenuação. Com base no exposto, é possível inferir que a onda ultrassônica atenua menos em materiais menos densos, haja visto a menor absorção de energia do ultrassom na água quando comparada com a absorção de energia ultrassônica no *phantom*. Ao comparar a absorção de energia nos dois materiais, foi possível constatar que a onda ultrassônica penetra menos no *phantom*.

É importante ressaltar que antes e após os três conjuntos de medição variando a temperatura, a velocidade de propagação ultrassônica das seis amostras foi medida à temperatura ambiente. A partir do resultado apresentado na **Figura 23**, observa-se uma redução da velocidade ultrassônica em torno de $15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Na caracterização do TMM na água, os *phantoms* são expostos à água repetidas vezes para a aquisição dos dados. Mesmo que eles permaneçam armazenados nos béqueres contendo a solução de preservação à temperatura ambiente, os *phantoms* tendem a perder glicerol quando entram em contato com a água, no momento da aquisição dos tempos de voo e das amplitudes dos sinais. Como o glicerol é responsável por fornecer a velocidade requerida ao *phantom* (SANTOS *et al.*, 2017), a velocidade de propagação ultrassônica pode diminuir. Portanto, surgiu a necessidade de reduzir a perda de glicerol durante as medições experimentais. Para a medição das propriedades em cada temperatura, é necessário alcançar o equilíbrio térmico do sistema experimental, o que leva em torno de 40 minutos para cada temperatura. A proposta de um novo arranjo experimental também teve como objetivo otimizar o tempo gasto de medição.

Na tentativa de reduzir a exposição dos *phantoms* à água, foi empregada um novo arranjo experimental (item **3.2.2**) para caracterizar a velocidade ultrassônica em um *phantom* de tecido mole na faixa de temperatura de 20 °C a 45 °C. O cálculo da velocidade ultrassônica no *phantom* requer o valor da velocidade ultrassônica no meio em que o *phantom* está inserido. Na primeira caracterização, a velocidade ultrassônica na água varia em função da temperatura e pode ser encontrada em DEL GROSSO e MADER (1972). No novo arranjo experimental a caracterização do *phantom* foi realizada na sua própria solução de armazenamento, composta por cloreto de benzalcônio, água e glicerol (ABNT NBR IEC 60601-2-5:2015). Portanto, foi

necessário obter a equação da velocidade de propagação do ultrassom na solução de armazenamento do *phantom* (4.2.2.1). Com base nos resultados obtidos (SOUZA *et al.*, 2021), a velocidade de propagação ultrassônica na solução para a faixa de temperatura de 20 °C a 45 °C pode ser obtida por meio de um polinômio de grau 3 (equação 34).

Após a caracterização do líquido de preservação do *phantom*, foram feitas novas medições da velocidade de propagação do ultrassom no *phantom*. Com base na **Figura 21**, percebe-se que os valores da velocidade ultrassônica no TMM medidos na solução estão consistentes com os valores que foram medidos na água à temperatura ambiente (próximos de 1.540 m·s⁻¹). A partir de 39 °C, nota-se que os valores de velocidade ultrassônica no TMM exposto à água tendem a diminuir. Em contrapartida, o mesmo não ocorreu com os valores de velocidade no TMM medido na solução. A **Figura 21** e a **Figura 26** mostram o comportamento da velocidade ultrassônica em *phantoms* do mesmo lote medidos na água e na solução, respectivamente. Ao comparar os dois gráficos, observa-se que o valor de R-quadrado da linha de tendência das medições na solução está mais próximo de 1,0.

A **Figura 28** apresenta os resultados da velocidade de propagação ultrassônica de um músculo peitoral medido por Straube e Arthur (1994) sobrepostos aos resultados da caracterização da velocidade de propagação ultrassônica no TMM de tecido mole realizada nesta tese. Considerou-se que as densidades de ambos os materiais são iguais ($\rho_{breastmuscle} = \rho_{TMM} = 1050 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$). Na estimativa da velocidade de propagação ultrassônica, Straube e Arthur (1994) obtiveram um polinômio de grau 3 ($R^2 = 0,992$), à medida que no presente trabalho a velocidade foi estimada como um polinômio de grau 3 ($R^2 = 0,998$). Portanto, pode-se afirmar que os resultados das velocidades de propagação foram compatíveis, dado que o material estudado na presente tese mimetiza as propriedades ultrassônicas do tecido mole, como o músculo peitoral.

Alvarenga *et al.* (2017) apresentaram um modelo para prever variações de temperatura com base na variação do AVGL e nas propriedades do TMM. Eles caracterizaram um TMM em diferentes temperaturas, usando um arranjo experimental diferente do apresentado aqui (detalhes em ALVARENGA *et al.*, 2017). Segundo os autores, pode ter ocorrido perda de glicerol do *phantom*, por ter sido colocado debaixo d'água durante as medições sem proteção. No entanto, os autores usaram um *phantom* maior, visando reduzir essa perda, pois Brewin *et al.*, (2008) confirmaram experimentalmente que, quanto menor a espessura do *phantom*, maior a perda de glicerol. Os autores (ALVARENGA *et al.*, 2017) obtiveram resultados de velocidade de 1.531 m·s⁻¹ a 1.555 m·s⁻¹ com incerteza combinada de 6 m·s⁻¹ ($\alpha = 0,05$), variando de 26,2 °C a 40,7 °C, enquanto o coeficiente de atenuação variou de 2,3 dB·cm⁻¹ a 1,1 dB·cm⁻¹,

para a mesma faixa de temperatura e a incerteza combinada foi estimada em $0,08 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$. Em comparação com os resultados obtidos neste trabalho, percebe-se que o novo arranjo experimental (item **3.2.2**) atingiu incertezas menores, sendo possível minimizar a perda de glicerol. Considerando o *MSE* no cálculo da incerteza, foi possível incluir a influência da linha de regressão ajustada para todas as medições realizadas. Com o arranjo experimental proposto no item **3.2.2**, foi possível reduzir a perda de glicerol durante o processo de medição do TMM e otimizar o tempo de medição, uma vez que a amostra sob teste não precisa ser retirada de sua solução de manutenção e transferida para a água, minimizando a necessidade de aguardar seu equilíbrio térmico.

Os *phantoms* ultrassônicos devem mimetizar as propriedades ultrassônicas de tecidos biológicos em diferentes temperaturas e nas faixas de frequências usadas em aplicações terapêuticas e diagnósticas, dependendo da finalidade de avaliação. Sendo assim, foi feito um estudo da velocidade de propagação ultrassônica e do coeficiente de atenuação em função da faixa de frequência entre 2,25 MHz e 10 MHz em uma amostra do *phantom* caracterizado neste trabalho (DE ASSIS *et al.*, 2021). De acordo com os resultados obtidos (**Figura 29** e **Tabela 15**), para a faixa de frequência estudada à temperatura de $21 \text{ }^\circ\text{C}$, não houve diferença estatística significativa nos valores medidos da velocidade ultrassônica (média de $1.540,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), em que todos os valores de erro normalizado calculados foram menores do que 1,0. É importante mencionar que o valor da velocidade ultrassônica com maior incerteza expandida foi de $1.538,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 3,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($k = 2$; probabilidade de abrangência = 0,95).

Por sua vez, na **Figura 30**, é possível observar que o coeficiente de atenuação aumentou ao longo do aumento da frequência na faixa estudada à temperatura ambiente ($\sim 21 \text{ }^\circ\text{C}$), o que é consistente com os valores reportados na literatura. É importante mencionar que a forma mais adequada de reportar o resultado do coeficiente de atenuação é apresentar cada coeficiente de atenuação para cada frequência estudada, conforme apresentado na **Tabela 16**. Todavia, à título de comparação com os resultados da literatura, o coeficiente de atenuação foi ajustado à lei de potência $\alpha = \alpha_0 f^n$, onde f é a frequência, e $\alpha_0 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-n}$, e n é uma constante obtida pelo ajuste da curva. Neste estudo, o ajuste do coeficiente de atenuação foi de $\alpha_0 = 0,57 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-n}$ e a resposta de $f^{1,09}$ ($R^2 = 0,9995$).

Browne *et al.* (2003) relataram valores do coeficiente de atenuação a $20 \text{ }^\circ\text{C}$ de $f^{1,01}$ ($\alpha_0 = 0,53$), $f^{1,08}$ ($\alpha_0 = 0,72$) e $f^{1,3}$ ($\alpha_0 = 0,48$) para faixa de frequência de 2,25 MHz a 15 MHz em *phantom* à base ágar, *phantom* de gel de leite condensado e TMMs de zerdine, respectivamente. Além disso, a incerteza de medição do coeficiente de atenuação foi de $0,03 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$. Os referidos autores também relataram velocidades aproximadamente

constantes (incerteza de $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) com frequência crescente para todos os *phantoms* estudados (BROWNE *et al.*, 2003). Embora nenhum valor médio tenha sido relatado, os seguintes resultados de velocidade do ultrassom a $20 \text{ }^\circ\text{C}$ foram apresentados: *phantom* à base agarose ($1.546 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2,25 \text{ MHz}$ e $1.547 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a 15 MHz); *phantom* de gel de leite condensado ($1.545 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2,25 \text{ MHz}$ e $1.542 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a 15 MHz); e TMM zerdine ($1.538 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2,25 \text{ MHz}$ e $1.536 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a 15 MHz).

Em um estudo de Nam *et al.* (2011), as propriedades ultrassônicas de um TMM à base de agarose foram investigadas. A velocidade de propagação ultrassônica foi de $1.539 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ao passo que foi analisado um ajuste de potência para entender o comportamento da dependência de frequência ($2,5 \text{ MHz}$ a 10 MHz) do coeficiente de atenuação. A resposta do coeficiente de atenuação à frequência foi $f^{1,11}$ ($\alpha_0 = 0,49$).

Em relação a uma comparação interlaboratorial das medições das propriedades ultrassônicas de TMMs (velocidade ultrassônica, coeficiente de atenuação e coeficiente de retroespalhamento) em uma faixa de frequência de $2,5 \text{ MHz}$ a 9 MHz a $22 \text{ }^\circ\text{C}$, Wear *et al.* (1999) afirmaram que a medição do coeficiente de atenuação é talvez a mais confiável, mas nenhuma incerteza foi relatada.

Brewin *et al.* (2008) mediram as propriedades ultrassônicas de TMMs à base de ágar na faixa de frequência de 17 MHz a 23 MHz . O valor médio da velocidade de propagação do ultrassom relatado foi de $1.537,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Os autores assumiram que a velocidade de propagação ultrassônica permaneceu constante (variando entre $1.533 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ e $1.539 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), com o aumento da frequência. Eles também relataram que o coeficiente de atenuação aumentou com a frequência a uma taxa de $0,48 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$, obtida a partir do ajuste linear ($R^2 = 0,99$). Para os resultados de ambas as propriedades ultrassônicas, os autores relataram apenas desvios padrão.

Sun *et al.*, (2012) estudaram as propriedades ultrassônicas de um TMM à base de agarose (IEC 60601-2-5:2015) na faixa de frequência de 10 MHz a 47 MHz . A velocidade ultrassônica foi estimada duas vezes utilizando duas técnicas distintas. As velocidades de grupo e seus respectivos desvios padrão foram $1.547,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 1,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ e $1.548,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 6,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Segundo os autores, a velocidade do ultrassom não variou significativamente ao longo da faixa de frequência.

Dentre os estudos encontrados, Rajagopal *et al.* (2015) se destacou por caracterizar a velocidade ultrassônica e o coeficiente de atenuação em um *phantom* padrão de agarose na faixa de frequência de 1 MHz à 60 MHz . Os autores levaram em consideração a medição da espessura do *phantom* e a influência de perdas nas interfaces na estimativa da incerteza

expandida. Acima de 20 MHz, o coeficiente de atenuação obtido foi de $0,93 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1} \pm 0,04 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$ a 60 MHz, à temperatura de $21 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0,5 \text{ }^\circ\text{C}$. Os autores também estimaram a incerteza expandida da velocidade ultrassônica de $1.544 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 3,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ com um fator de abrangência igual a 2 para o nível de confiança de 95%.

A maioria dos estudos encontrados na literatura não analisa a dispersão dos valores de velocidade ultrassônica em função da frequência. Normalmente, os autores assumem que a velocidade ultrassônica é constante ao longo da faixa de frequência mencionada. É importante realizar uma análise estatística para avaliar a consistência dos valores de velocidade de propagação ultrassônica no *phantom* neste tipo de estudo.

5.2 SIMULAÇÕES DOS CAMPOS ULTRASSÔNICOS E TÉRMICOS DO UST

O aumento de temperatura do tecido provocado pela irradiação do ultrassom de fisioterapia pode causar alterações nas propriedades do tecido e conseqüentemente influenciar no padrão de aquecimento gerado. Pensando nisso, buscou-se investigar a influência das propriedades ultrassônicas dependentes da temperatura do TMM de tecido mole (item 4.1.2) no padrão térmico gerado pelo transdutor de ultrassom do equipamento de fisioterapia caracterizado previamente (item 3.3 e 4.2). Diferentes simulações acústicas e térmicas foram realizadas a fim de analisar o impacto da variação das propriedades ultrassônicas do TMM no valor final do aquecimento.

As simulações do campo ultrassônico do equipamento de fisioterapia foram realizadas nas frequências de 1 MHz (**Tabela 20**) e 3 MHz (**Tabela 21**). A simulação do aquecimento por ultrassom foi realizada adotando-se as simulações do campo ultrassônico como fonte para a equação de transferência de biocalor. É importante mencionar que algumas características oriundas da avaliação da saída (item 4.2) do ultrassom de fisioterapia foram utilizadas como valores de entrada na simulação do campo ultrassônico, como o diâmetro do elemento ativo do transdutor.

Na Simulação I, o campo de ultrassom foi simulado em um meio com propriedades ultrassônicas (velocidade ultrassônica e coeficiente de atenuação) do TMM constantes a $19 \text{ }^\circ\text{C}$. Na Simulação II, a velocidade ultrassônica e o coeficiente de atenuação foram definidos em função da temperatura, e três diferentes passos de temperatura foram avaliados durante as simulações: $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$ (Simulação II-A), $1,0 \text{ }^\circ\text{C}$ (Simulação II-B) e $5,0 \text{ }^\circ\text{C}$ (Simulação II-C).

Conforme discutido previamente, o coeficiente de atenuação do TMM caracterizado neste trabalho aumenta com o aumento da frequência, variando entre 2,25 MHz e 10 MHz a

21 °C (DE ASSIS *et al.* 2021). A atenuação, por sua vez, implica na troca de energia do ultrassom com o meio, influenciando na variação da temperatura.

Ao comparar o padrão de aquecimento das simulações em 1 MHz (**Figura 31**) e 3 MHz (**Figura 32**), observa-se que o campo ultrassônico na frequência de 1 MHz penetra mais profundamente no meio do que o de 3 MHz. O campo ultrassônico na frequência de 1 MHz atenua menos, pois menos energia é absorvida pelo meio e, conseqüentemente, menos energia térmica é gerada.

Portanto, para obter uma variação de temperatura semelhante nas simulações de 1 MHz e 3 MHz (variando de ~19 °C a ~55 °C), diferentes valores de pressão ultrassônica inicial nas simulações foram utilizados. A **Tabela 23** mostra a temperatura máxima registrada após o aquecimento da Simulação I usando duas pressões iniciais, 2×10^5 Pa e $1,36 \times 10^5$ Pa, testadas nas simulações de 1 MHz e 3 MHz. Na simulação com 1 MHz e $1,36 \times 10^5$ Pa, a temperatura máxima (35,7 °C) foi inferior àquela alcançada com 1 MHz e 2×10^5 Pa. A temperatura máxima foi consideravelmente maior (97,6 °C) quando a pressão ultrassônica de 2×10^5 Pa foi aplicada às simulações de 3 MHz. Este era um resultado esperado, pois a atenuação será maior para a propagação da onda ultrassônica à 3 MHz, tendendo a perder mais energia para o meio. Com base nestes resultados, os valores de pressão para se obter uma variação de temperatura semelhante entre as simulações realizadas a 1 MHz e 3 MHz foram 2×10^5 Pa e $1,36 \times 10^5$ Pa, respectivamente.

Os polinômios das propriedades ultrassônicas apresentados na **Figura 22** e na **Figura 26**, provenientes da caracterização do TMM, foram utilizadas na Simulação II (A, B e C). Comparando as Simulações I e II, a **Tabela 22** mostra uma pequena diferença nas temperaturas máximas (T1) registradas após o aquecimento. As temperaturas máximas obtidas com a variação das propriedades ultrassônicas em função da temperatura (Simulações II-A, II-B e II-C) são inferiores às obtidas com os valores constantes das propriedades ultrassônicas (Simulação I) (**Tabela 20** e **Tabela 21**). Além disso, a maior diferença na temperatura máxima registrada foi observada entre as Simulações I e II-C (1,8 °C) a 1 MHz (**Tabela 22**).

No que tange à influência das propriedades ultrassônicas sobre a pressão acústica e sobre a taxa de deposição de calor na posição de máxima temperatura, os valores de p e de Q obtidos nas simulações com as propriedades variando em função da temperatura foram ligeiramente maiores quando comparados aos valores obtidos nas simulações com as propriedades constantes, para as duas frequências (**Tabela 20** e **Tabela 21**). Conseqüentemente, a Simulação II (A, B e C) apresentou valores de aquecimento ligeiramente inferiores ao aquecimento registrado ao usar as propriedades ultrassônicas constantes (Simulação I). Uma explicação

plausível é que, para o *phantom* estudado, à medida que a temperatura aumenta, o coeficiente de atenuação tende a diminuir. Assim, menos energia é dissipada no meio para uma dada temperatura, resultando em menor aquecimento.

Portanto, para o *phantom* usado neste trabalho, não seria necessário considerar nas simulações a variação da velocidade de propagação ou do coeficiente de atenuação em função da temperatura. Ao modelar o meio usando valores de coeficiente de atenuação e velocidade de propagação constantes à temperatura de laboratório (~ 20 °C), os resultados obtidos nas simulações podem ser considerados conservadores por fornecer um valor máximo de temperatura ligeiramente superior.

Tan e colaboradores (2018), avaliaram a influência de diversas propriedades dinâmicas (que variam em função da temperatura) do fígado por meio de simulações computacionais do campo acústico e térmico de ultrassom de terapia focalizado de alta intensidade (HIFU) (~ 37 °C a ~ 90 °C). As propriedades estudadas foram: velocidade ultrassônica, coeficiente de absorção acústica, parâmetro de não linearidade, capacidade de calor específico, condutividade térmica, densidade e perfusão sanguínea. Foram desenvolvidas simulações para estudar a influência individual de cada propriedade dinâmica, ao passo que também foi estudada a influência conjunta de todas as propriedades dinâmicas no padrão de aquecimento. Os autores constataram que a simulação com as propriedades constantes subestima a temperatura focal e a zona de dano térmico, em comparação com a simulação que foi realizada usando todas as propriedades dinâmicas do tecido. Os autores também relataram que a partir de 50 °C, o coeficiente de absorção acústica dinâmica é a propriedade que tem maior influência na temperatura e na zona de dano térmico entre todas as propriedades dinâmicas avaliadas individualmente. Ao contrário, a perfusão sanguínea dinâmica tem uma pequena influência (a partir de aproximadamente 60 °C), que leva a uma temperatura focal mais baixa e a uma zona de dano térmico menor. Com relação à velocidade ultrassônica dinâmica, condutividade térmica dinâmica, capacidade de calor específico dinâmico e densidade dinâmica, avaliados individualmente, existe uma influência baixa sobre a zona de dano térmico que surge somente a partir de ~ 60 °C.

Os resultados de Tan *et al.* (2018) mostram que tanto a simulação com as propriedades constantes quanto as simulações com as propriedades dinâmicas resultaram em temperaturas máximas semelhantes até a temperatura de 50 °C. A influência das propriedades dinâmicas se torna perceptível apenas a partir de ~ 50 °C e ~ 60 °C, a depender da propriedade. Estes resultados descritos por Tan *et al.* (2018) corroboram com aqueles encontrados neste trabalho à medida que as simulações aqui realizadas geraram valores de temperatura inferiores a 55 °C.

É importante mencionar que diversos fatores impactam no tempo de execução das simulações. As simulações à 3 MHz são mais demoradas do que as simulações à 1 MHz, por exemplo. Tanto as dimensões da grelha computacional quanto o número de pontos por comprimento de onda (ppw), utilizados para calcular o espaço entre pontos da grelha (equação 23) impactam no tempo de execução das simulações. Dessa forma, visando reduzir o tempo de execução das simulações, diferentes ppw (**Tabela 24** para a simulação I à 3 MHz e **Tabela 25** à 1 MHz) e dois tamanhos da grelha computacional (**Tabela 26** para a simulação I à 1 MHz) foram testados. Ao analisar os resultados, observou-se que a temperatura máxima obtida tende a convergir e se estabilizar com o aumento do ppw . Portanto, adotou-se um $ppw = 7$ para todas as simulações, de maneira que não interferisse significativamente nos resultados das simulações. Com relação às simulações variando a distância y da grelha, adotou-se um $y_{dim} = 225$ mm para todas as simulações, uma vez que a região estudada permaneceu nas imagens geradas nas simulações com o tamanho menor, não impactando nos resultados de temperaturas máximas obtidas.

5.3 AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA POR AVGL NO TMM

Consoante à caracterização do *phantom* de tecido mole desenvolvido neste trabalho, ao caracterizar as propriedades ultrassônicas do meio em função da temperatura, tornou-se possível determinar a variação teórica da energia retroespalhada $P(T)/P(T_0)$. Logo, ao determinar a relação $P(T)/P(T_0)$, é possível estimar a temperatura a partir dos valores de AVGL calculados das imagens de US modo-B por meio da equação 17, proposta por Alvarenga e colaboradores (2017).

A fim de testar a equação da estimativa de temperatura de Alvarenga *et al.* (2017) para o *phantom* de tecido mole da norma (IEC 60601-2-2015), foram realizados experimentos de medição de temperatura do *phantom* aquecido uniformemente em um banho maria descritos em 3.5.1, onde os valores de AVGL das imagens de US do *phantom* foram correlacionados com os valores de temperatura medidos com termopar durante o aquecimento, viabilizando a comparação da curva experimental com a curva proveniente do modelo teórico de AVGL(T).

Para determinar o modelo teórico, os valores de AVGL(T_0) das imagens de US do *phantom* de tecido mole (caracterizado previamente) foram calculados antes de iniciar o aquecimento. Com a variação da temperatura no *phantom*, calculou-se o valor de AVGL(T) à medida que a relação teórica $P(T)/P(T_0)$ variava em função da temperatura. Dessa maneira, determinou-se a temperatura equivalente para cada valor de AVGL, dada a variação da energia

retroespalhada. Ao analisar os gráficos das **Figura 42**, **Figura 43**, **Figura 44** e **Figura 45**, percebe-se que as curvas referentes às temperaturas estimadas a partir da variação do valor de AVGL se assemelham com as curvas das temperaturas medidas com os termopares. A maior diferença observada entre as temperaturas medidas e estimadas foi de 2,8 °C para as quatro repetições realizadas.

Uma vez testado o modelo de AVGL para estimar temperaturas do *phantom* de tecido mole, novos experimentos foram realizados utilizando o equipamento de fisioterapia por ultrassom como fonte de aquecimento. As temperaturas foram estimadas a partir de valores de AVGL das imagens de US do *phantom* durante o aquecimento e o arrefecimento. O item **3.5.2** descreve a montagem experimental, bem como os diferentes setup empregados envolvendo o conjunto *phantom*-transdutores-termopares (**Figura 18** e **Figura 19**). O UST foi utilizado como fonte de aquecimento do *phantom* G. O transdutor de imagem de US foi posicionado na parte superior do *phantom* G paralelo (setup I-a) e perpendicular (setup I-b) ao eixo do feixe do UST. O *phantom* cúbico foi utilizado no setup II, com o transdutor de imagem perpendicular ao eixo do feixe do UST. É importante lembrar que ambos os *phantoms* pertencem ao mesmo lote de fabricação caracterizado neste trabalho.

Para cada setup, os termopares registraram o aquecimento e o arrefecimento do *phantom*. Nas **Figura 46**, **Figura 49** e **Figura 52**, é possível ver nas imagens de US a localização dos termopares inseridos nos *phantoms* nos setup I-a, I-b e II, respectivamente. As temperaturas máximas medidas com os termopares após o aquecimento foram comparadas com a temperatura máxima obtida após o aquecimento na Simulação II-A à 1 MHz.

As temperaturas máximas medidas com os termopares no setup I-b ($T_{T105_setup\ I-b} = 51,9\text{ °C}$) e no setup II ($T_{T105_setup\ II} = 54,5\text{ °C}$) foram próximas da temperatura máxima obtida após o aquecimento na simulação computacional à 1 MHz ($T_{simulaçãoII-A} = 53,9\text{ °C}$). Todavia, dependendo da posição do termopar, a temperatura máxima medida pode variar. Isto pode ser observado na **Figura 50** (setup I-b), cujo termopar T101 registrou temperaturas menores, por estar localizado em uma região mais distante da região de maior aquecimento do campo do UST. O mesmo ocorreu no experimento com setup II, como observado no gráfico da **Figura 53**, cujos termopares T101 e T104 registraram temperaturas menores do que o termopar T105.

Mapas de temperatura foram estimados a partir dos valores médios de AVGL calculados das imagens de US provenientes dos experimentos realizados com o equipamento de fisioterapia. Dessa forma, para cada setup utilizado, obteve-se um mapa de AVGL e um mapa de temperatura conforme apresentado nos resultados. Ao usar o transdutor de imagem paralelo

ao eixo do feixe do UST (setup I-a) no *phantom* G, pretende-se obter uma imagem que represente o perfil de aquecimento ao longo do eixo do feixe. Para esta configuração, a temperatura máxima estimada a partir do mapa de AVGL foi de $T1_{AVGL_setup\ I-a} = 52,1\text{ }^{\circ}\text{C}$, a temperatura máxima fornecida pela simulação foi $T1_{simulaçãoII-A} = 53,9\text{ }^{\circ}\text{C}$, enquanto a temperatura máxima medida com o termopar após o aquecimento foi inferior ($T1_{T101_setup\ I-a} = 41,1\text{ }^{\circ}\text{C}$) (**Figura 47**). Esta diferença deve-se a posição dos termopares inseridos no *phantom* G, os quais estavam localizados em uma região diferente daquela de maior aquecimento do campo do UST. Esta observação é corroborada pelos resultados das simulações de aquecimento (**Figura 33c**), na qual observa-se que o aquecimento é mais intenso nas regiões mais próximas do início da região de propagação. Aqui, pode-se afirmar que a dificuldade de se posicionar o termopar na região onde ocorrerá a maior variação de temperatura devido ao aquecimento gerado pelo campo ultrassônico é uma das limitações deste trabalho.

O posicionamento do transdutor de imagem perpendicular ao eixo do feixe de propagação do campo do transdutor de fisioterapia proporciona uma imagem modo-B da seção transversal do feixe do UST. Com base nos resultados obtidos do setup I-b e do setup II, pode-se afirmar que é possível observar um padrão de aquecimento compatível com uma seção transversal do feixe do UST. No entanto, o posicionamento do transdutor de imagem na seção transversal do feixe onde ocorre a máxima variação de temperatura, não é trivial. Ao analisar os mapas da **Figura 51** (setup I-b), nota-se que a temperatura máxima estimada ($T1_{AVGL_setup\ I-b} = 42,3\text{ }^{\circ}\text{C}$) foi inferior àquela medida com o termopar ($T1_{T105_setup\ I-b} = 51,9\text{ }^{\circ}\text{C}$) e obtida na simulação ($T1_{simulaçãoII-A} = 53,9\text{ }^{\circ}\text{C}$) (**Tabela 28**). Acredita-se que o transdutor de imagem estava colocado em uma seção transversal do feixe do ultrassom de fisioterapia posterior a região de maior aquecimento. Observando-se a simulação correspondente (**Figura 33c**), nota-se que a medida que se afasta da face do transdutor a área da seção transversal do aquecimento tende a diminuir, assim como a temperatura máxima ao fim do aquecimento.

É importante mencionar que o equipamento de ultrassom de fisioterapia possui um limite de segurança contra aquecimento excessivo, em que o equipamento desliga e liga temporariamente sucessivas vezes, ocasionando em uma oscilação de temperatura. Quando este efeito ocorreu no experimento do setup I-b, optou-se por desligar o equipamento de fisioterapia antes dos 20 minutos previstos e iniciar o processo de arrefecimento. Com isso, a temperatura máxima obtida após 20 minutos de aquecimento na simulação II-A é ligeiramente maior quando comparada com a temperatura máxima obtida pelo termopar após o aquecimento do experimento com o setup I-b, em que o equipamento permaneceu ligado por aproximadamente

15 minutos (**Tabela 28**). Observou-se que o equipamento teve o limite de aquecimento excedido no setup I-a e no setup I-b, ambos com o *phantom* menor. O mesmo não ocorreu com os experimentos do setup II, devido a maior dissipação de calor no *phantom* cúbico.

Outra observação importante pode ser extraída do mapa de temperatura gerado com setup I-a (**Figura 46**), no qual o transdutor de imagem está paralelo ao eixo do feixe de UST no *phantom* G. Aparentemente, o referido mapa não reproduz a região completa da variação de temperatura, no que se refere à parte mais próxima à face do transdutor, quando comparada com a simulação (**Figura 33c**). Aqui, o que pode influenciar este comportamento é a geometria do transdutor de imagem. Na **Figura 18a**, observa-se que o transdutor possui uma geometria convexa e seu posicionamento próximo ao transdutor de fisioterapia de modo a se obter imagens da região de maior aquecimento é complexo. Assim, uma sugestão de melhoria para trabalhos futuros, seria a utilização de um transdutor de imagem com geometria linear, permitindo um melhor posicionamento do transdutor em relação ao *phantom* e ao transdutor de fisioterapia.

Neste ponto, é importante lembrar que o comportamento da variação de AVGL depende das características do meio. Nota-se que, nas regiões em que o *phantom* usado neste estudo está preservado (sem danos internos ou sem a presença de termopar), o AVGL tendeu a diminuir com o aumento da temperatura, como observado no teste realizado com o aquecimento provocado pelo banho maria. Entretanto, nas regiões em que os termopares estavam presentes na imagem ou o *phantom* apresentava algum dano a sua estrutura física interna, os valores de AVGL tenderam a aumentar com o aumento da temperatura. Acredita-se que este comportamento esteja associado à presença destas alterações no meio, as quais modificam as propriedades ultrassônicas previamente caracterizada destas regiões. A mudança nos valores destas propriedades ultrassônicas tende a alterar o comportamento da energia retroespalhada, o qual é refletido nas imagens de US modo-B. Estas observações foram evidentes nos mapas de AVGL calculados e nos mapas de temperatura estimados em regiões com a presença de termopares ou danificadas do *phantom*. Por exemplo, no mapa de temperatura do *phantom* cúbico da **Figura 48b** (setup I-a), nota-se a presença de dois círculos de cor azul exatamente na localização dos termopares, o que significa que o AVGL aumentou nessas regiões. Outro exemplo pode ser visto na **Figura 54** (setup II), em que se observa a seção transversal do campo térmico. Todavia, a presença do termopar interfere nas características do meio impactando nos valores de temperatura estimados a partir dos valores absolutos de AVGL (vide **Tabela 29**). Desta forma, as temperaturas medidas por AVGL no experimento com o setup II não são

válidas. Cabe ressaltar aqui a vantagem da estimativa da temperatura do *phantom* a partir da função teórica de AVGL(T), que preserva o *phantom* de perfurações com termopares.

O valor de temperatura máxima estimada após o arrefecimento (T_2) a partir dos valores absolutos de AVGL no experimento do setup I-a foi ligeiramente maior ($T_{2AVGL_setup\ I-a} = 33,9\text{ °C}$) que o valor de T_2 obtido na Simulação II-A ($T_{2simulaçãoII-A} = 36,8\text{ °C}$) (**Tabela 27**). Já no setup I-b, os valores de temperatura diferiram muito pouco ($T_{2AVGL_setup\ I-b} = 36,9\text{ °C}$ e $T_{2simulaçãoII-A} = 36,8\text{ °C}$) (**Tabela 28**). Os valores de T_2 medidos com os termopares foram ligeiramente inferiores ($T_{T101_setup\ I-a} = 32\text{ °C}$ e $T_{T105_setup\ I-b} = 32,7\text{ °C}$). Dois fatores contribuem para as diferenças entre os valores de T_2 aqui descritos: a temperatura ambiente influencia na temperatura do *phantom* durante o seu arrefecimento, e a posição do termopar.

Alvarenga e colaboradores (2017) apresentaram um modelo teórico de estimativa da temperatura (equação 17) a partir dos valores de AVGL das imagens de US e da energia retroespalhada, calculada por Straube e Arthur (1994). Os autores testaram o modelo teórico de estimativa da variação de temperatura (Equação 17) em um *phantom*-ágar a partir dos valores normalizados de AVGL em uma região selecionada da imagem de US. Um valor médio do AVGL foi calculado para cada região de 68 pixels x 54 pixels de uma determinada região de interesse das imagens de US. Baseado no AVGL(T_0) calculado, foi feita a normalização dos valores de AVGL para cada região. A partir dos valores de AVGL normalizados aplicados à equação (17) apresentada neste trabalho, os autores estimaram variações de temperatura na região contendo termopares.

De maneira diferente, neste trabalho os valores de AVGL não foram normalizados. Assim, para cada região de 50 pixels x 50 pixels, estimou-se um modelo independente de estimativa da temperatura a partir da variação de AVGL, uma vez que, ao observar a equação (17), nota-se que o modelo depende do valor inicial de AVGL ($AVGL(T_0)$). Desta maneira, foi possível estimar a temperatura de maneira absoluta com base nos valores absolutos de AVGL.

Os resultados aqui discutidos são relevantes à medida que dão continuidade aos estudos já realizados, e propiciam subsídios para trabalhos subsequentes no avanço da tecnologia de estimativa não-invasiva da temperatura para fins de avaliação do aquecimento gerado por equipamentos de fisioterapia.

6 CONCLUSÃO

No presente trabalho, foi realizada a estimativa da temperatura de um *phantom* de tecido mole, a partir dos valores médios dos níveis de cinza (AVGL) de imagens de ultrassom modo-B. Mapas espaciais de valores absolutos de AVGL de imagens de ultrassom foram construídos. A partir desses valores de AVGL e de variações teóricas na energia retroespalhada, foram gerados mapas espaciais de temperatura do *phantom* aquecido pelo ultrassom de fisioterapia. Os referidos mapas viabilizam a análise do aquecimento gerado pelo ultrassom de fisioterapia em um meio cujas propriedades tenham sido caracterizadas em função da temperatura.

À vista disso, foi necessário caracterizar o *phantom*, medindo a velocidade ultrassônica e o coeficiente de atenuação em diferentes temperaturas. Ademais, o equipamento de fisioterapia por ultrassom foi calibrado quanto à potência de saída e foi realizado o mapeamento do seu campo ultrassônico para a determinação da área de radiação eficaz. Foram realizadas diferentes simulações computacionais do campo ultrassônico e do campo térmico do transdutor de ultrassom de fisioterapia usado nos experimentos em um meio simulado com as propriedades do *phantom* de tecido mole caracterizado. As simulações computacionais foram imprescindíveis na análise das temperaturas máximas obtidas experimentalmente e no estudo do padrão de aquecimento gerado pelo transdutor de US de fisioterapia.

Finalmente, testou-se a função teórica (Equação 17) da estimativa da temperatura a partir dos valores absolutos de AVGL(T) de um conjunto de *frames*, para uma dada região da imagem de US do *phantom*; Para tal, foram realizados ensaios experimentais de medição de temperatura com termopares e aquecimento do *phantom* com banho maria. Uma vez testado, o modelo teórico foi aplicado em ensaios experimentais do *phantom* utilizando o equipamento de ultrassom de fisioterapia como fonte de aquecimento.

Com base nos resultados apresentados neste trabalho, pode-se concluir que é viável estimar a temperatura do *phantom* de tecido mole a partir dos valores médios de AVGL absolutos calculado de imagens de ultrassom modo-B.

As mudanças nos sinais de US retroespalhados causadas pela variação da temperatura do tecido biológico refletem nas imagens de ultrassom modo-B. O método de estimativa da temperatura de tecidos biológicos por meio da variação dos valores do

nível de cinza médio (AVGL) de imagens de US (item 3.2.3.4) se destaca à medida que apresenta resultados promissores (ALVARENGA *et al.*, 2017; ALVARENGA *et al.*, 2015; TEIXEIRA *et al.*, 2014).

Este trabalho faz parte de um conjunto de estudos sobre o método não-invasivo de estimativa de temperatura a partir do valor médio dos níveis de cinza de imagens de ultrassom em modo-B. Os resultados aqui alcançados, provenientes da estimativa de temperatura a partir do modelo teórico de AVGL(T) são relevantes à medida que dão continuidade aos estudos já realizados (STRAUB e ARTHUR, 1991; ARTHUR *et al.*, 2005; ALVARENGA *et al.*, 2010, 2015, 2017; TEIXEIRA *et al.*, 2014). No que tange às limitações discutidas previamente, este trabalho contribui fornecendo subsídios para trabalhos subsequentes no avanço da tecnologia de estimativa não-invasiva da temperatura para fins de avaliação do aquecimento gerado por equipamentos de fisioterapia por ultrassom.

Os resultados apresentados nesta tese são promissores à medida que podem contribuir para novos estudos visando a aplicação clínica do ultrassom no paciente. Rastrear a temperatura interna do tecido biológico em tempo real de aplicação, melhoraria a capacidade do fisioterapeuta de fornecer valores eficazes ao equipamento de terapia. Isso aumentaria consideravelmente a capacidade de aquecer uniformemente o tecido a níveis terapêuticos, auxiliando os tratamentos.

É importante lembrar que existem normas de segurança e desempenho essencial de equipamentos de fisioterapia, mas ainda não há um ensaio contemplado em norma para avaliar o aquecimento gerado pelo ultrassom de fisioterapia dentro de um meio padrão caracterizado, em tempo real de maneira não-invasiva. Com base no estado da arte e nos resultados obtidos nesta tese, abre-se caminho para aprimoramentos nos ensaios propostos e para uma futura proposta de um ensaio de avaliação do aquecimento gerado por transdutores de fisioterapia por ultrassom no *phantom* de tecido mole padronizado da ABNT NBR IEC 60601-2-5:2015.

REFERÊNCIAS

ABOLHASSANI, M. D.; NOROUZY, A.; TAKAVAR, A.; GHANAATI, H. Noninvasive Temperature Estimation Using Sonographic Digital Images. **Journal of Ultrasound in Medicine**, 26(2), 2007. p. 215-222.

AGNIR. Health Effects of Exposure to Ultrasound and Infrasound. Report RCE 14; **Health Protection Agency**. Advisory Group on Non-ionising Radiation. 2010. Available at: http://www.hpa.org.uk/web/HPAwebFile/HPAweb_C/1265028759369

ALVARENGA, A.; COSTA-FÉLIX, R. P. B.. The primary measurement standard of ultrasonic power and radiation conductance at Inmetro. **Journal of Physics: Conference Series** (1826). 2021. p. 012029.

ALVARENGA, A. V.; TEIXEIRA, C. A. D.; VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A.. Method for estimating average grey-level's measurement uncertainty from ultrasound images for non-invasive estimation of temperature in different tissue types, *Ultrasonics*. (106). 2020 p. 106139.

ALVARENGA, A. V.; WILKENS, V.; GEORG, O.; COSTA-FÉLIX, R. P. B. Non-invasive Estimation of Temperature during Physiotherapeutic Ultrasound Application Using the Average Gray-Level Content of B-Mode Images: A Metrological Approach. **Ultrasound in Medicine and Biology**, 43(9), 2017. p. 1938-1952.

ALVARENGA, A. V.; TEIXEIRA, C. A. D.; VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A.; COSTA-FELIX, R. P. B. Uncertainty evaluation from non-invasive estimation of temperature variation using B-mode ultrasonic images from a plastic *phantom*. **Measurement**, 69, 2015. p. 189-194.

ALVARENGA, A. V.; TEIXEIRA, C. A.; RUANO, M. G.; PEREIRA, W. C. A. Evaluation of the influence of large temperature variations on the grey level content of B-mode images. **Physics Procedia**, 3(1), 2010. p. 415-419.

ALVARENGA, A. V. e COSTA-FELIX, R. P. B. Uncertainty assessment of effective radiating area and beam non-uniformity ratio of ultrasound transducers determined according to IEC 61689:2007. **Metrologia**, 3(46), 2009. p. 367–374

AMINI A. N.; EBBINI E. S.; GEORGIU T. T. Noninvasive estimation of tissue temperature via high resolution spectral analysis techniques. **IEEE Trans. Biomed. Eng.** (52), 2005. p. 221-228.

AMIRI H, MAKKIABADI B. A Review of Ultrasound Thermometry Techniques. **Frontiers Biomed Technol.** (2). 2020. p. 82-91.

ARTHUR, R. M.; STRAUBE, W. L.; TROBAUGH, J. W.; MOROS, E. G. Non-invasive estimation of hyperthermia temperatures with ultrasound. **International Journal of Hyperthermia**, 21(6), 2005. p. 589-600.

ARTHUR R. M.; STRAUBE W. L.; STARMAN J. D.; MOROS E. G. Noninvasive temperature estimation based on the energy of backscattered ultrasound. **Med. Phys.** (30), 2003. p. 1021-1109.

ATKINS, T. J. ;DUCK, F. A. Heating caused by selected pulsed Doppler and physiotherapy ultrasound beams measured using thermal test objects. **European Journal of Ultrasound.** 16(3), 2003. p. 243-252.

BAMBER, J.C.; HILL, C.R. Ultrasonic attenuation and propagation speed in mammalian tissues as a function of temperature **Ultrasound in Med. ; Biol.** (5), 1979. p. 149-157.

BAKER, K. G.; ROBERTSON, V.J.; DUCK, F.A.. A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects. **Phys Ther.** 2001 Jul; 81(7):1351-8. PMID: 11444998.

BIPM, JCGM:100. **Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement.** 2008 Paris: BIPM.

BLUME, K.; MATSUO, E.; LOPES, M.; LOPES, L. Dosimetria proposta para o tratamento por ultra-som: uma revisão de literatura. **Fisioter. Mov.**, 18(3), 2005. p. 55-64.

BOWEN T., CONNOR W. G., NASONI R. L., PIFER A. E., SHOLES R. R.. Measurement of the temperature dependence of the velocity of ultrasound in soft tissues. In: Linzer M, editor. **Ultrasonic tissue characterization II.** Vol. Spec Publ 525. Washington, DC: National Bureau of Standards, US Government Printing Office; 1979. p. 57-61

BREWIN, M. P.; PIKE, L. C.; ROWLAND, D. E.; BIRCH, M. J. The acoustic properties centered on 20 MHz, of an IEC agar-based tissue-mimicking material and its temperature, frequency and age dependence. **Ultrasound in Medicine ; Biology** (34), 2008. p. 1292-1306

BROWNE, J. E., RAMNARINE, K. V., WATSON, A. J. AND HOSKINS, P. R.. Assessment of the acoustic properties of common tissue mimicking test *phantoms*. **Ultrasound in Med. & Biol.** (29), 2003. p. 1053–1060.

BRUGGMOSER, G.; BAUCHOWITZ, S.; CANTERS, R.; CREZEE, H.; EHMANN, M.; GELLERMANN, J.; Quality assurance for clinical studies in regional deep hyperthermia. **Strahlenther Onkol.** (187), 2011. p. 605-610.

CAIN C. P. ; WELCH A. J. Thin-film temperature sensors for biological measurements. **IEEE Trans. Biomed. Eng.** (21), 1974. p. 421-423.

CARDOSO, A. O.. Avaliação do Campo Acústico de um Transdutor Ultra-Sônico com Três Cerâmicas Piezoelétricas de 3MHz Aplicado em Fisioterapia. 2008. p.86. Engenharia Biomédica). **Dissertação** – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE.

CETAS T. C.; CONNOR W. G.; MANNING M. R. Monitoring of tissue temperature during hyperthermia therapy. **Ann NY Acad. Sci.** (335), 1980. p. 281-297.

CHRISTENSEN, D. A. A new nonperturbing temperature probe using semiconductor band edge shift. **Journal Bioeng.** (1), 1977. p. 541-545.

CHRISTENSEN D. A., Thermal dosimetry and temperature measurements. **Cancer Res.** (39) 1979. p. 2325-2327.

CHEN, D.; FAN, T.; ZHANG, D.; WU, J. A feasibility study of temperature rise measurement in a tissue *phantom* as an alternative way for characterization of the therapeutic high intensity focused ultrasonic field. **Ultrasonics.** 49(8), 2009. p. 733-742.

CORTES, A. F.; VERA, R.; ORTEGA-PALACIOS, LEIJA, L. AND BAZÁN, I. "FEM Model for Non-Invasive Temperature Changes Estimation using Ultrasonic Echo Shifts Based on Mean Scattering Space Study," **Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges**, 2021, p. 1-5.

DE ASSIS, MYLENA KATHLEEN M.; SOUZA, R. M.; COSTA-FÉLIX, RODRIGO P. B.; ALVARENGA, A. V. Assessment of ultrasonic properties of an agarose *phantom* at the frequency range 2.25 MHz to 10 MHz. **Journal of Physics Conference Series**, (1826). 2021

DEL GROSSO, V.A.; MADER, C.W.. Speed of sound in pure water, **J Acoust. Soc. Am.** 52 (5B), 1972. p. 1442–1446.

DEWHIRST, M. W.; ABRAHAM, J.; VIGLIANTI, B.. Evolution of thermal dosimetry for application of hyperthermia to treat cancer. In: Sparrow EM, Abraham JP, Gorman JM, editor. **Advances in heat transfer**. Waltham, MA: Academic Press; 2015 p. 397–421.

DUCK, F. A.. Chapter 4 - Acoustic Properties of Tissue at Ultrasonic Frequencies, Editor(s): **Physical Properties of Tissues**, Academic Press 1990. Pages 73-135. ISBN 9780122228001,

DURANDO, G.; GUGLIELMONE, C.; HALLERB, J.; GEORG, O.; SHAW, A.; MARTIN, E.; KARABÖCE, B. Towards Comparison of Ultrasound Dose Measurements - Current Capabilities and Open Challenges. **International Congress on Ultrasonics.** 2015.

DYSON, M. and POND, J. B.. Biological effects of therapeutic ultrasound. **Rheumatology and Rehabilitation.** 1973. 12:209–213.

DYSON, M.. Mechanisms involved in therapeutic ultrasound. **Physiotherapy.** 1987; 73 (3): 116-20.

FALLONE, B.G.; MORAN, P.R.; PODGORSKAK, E. B. Noninvasive thermometry with a clinical X-ray CT scanner. **Med. Phys.** (9), 1982. p. 715-721.

FEI, D. Y.; SHUNG, K. K. Ultrasonic backscatter from mammalian tissues. **Journal Acoust. Soc. Am.** (78), 1985. p. 871-876.

FISH, P. **Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound**, 1° ed. Nova York, Editora **John Wiley & Sons**, 1990.

FRANSON, J. M. Heat Penetration into Soft Tissue with 3 MHz Ultrasound. 2013. **Theses and Dissertations.** 3444.

GAMMELL, P. M. P., LECROISSETTE, D H., HEYSER, R. C. Temperature and frequency dependence of ultrasonic attenuation in selected tissues. **Ultrasound in Medicine and Biology** 5, 1979. p. 269-277.

GELLERMANN, J.; WLODARCZYK, W.; GANTER, H.; NADOBNY, J.; FAHLING, H.; SEEBASS, M.; FLEIX, R.; WUST, P. A practical approach to thermography in a hyperthermia/magnetic resonance hybrid system: Validation in a heterogeneous *phantom*. **International Journal of Radiation Oncology, Biology ; Physics**. (61), 2005. p. 267-277.

GUIRRO, E. C.; GUIRRO, R. R. Fisioterapia dermato-funcional. 3. ed. São Paulo: Manole; 2002. p. 175-204.

HAYES, B.T., MERRICK, M.A., SANDREY, M.A., CORDOVA, M.L.. Three-MHz Ultrasound Heats Deeper Into the Tissues Than Originally Theorized. **J Athl Train**. 2004, 39(3), p. 230-234.

HALL, T. J.; MADSEN, E. L.; ZAGZEBSKI, J. A.; BOOTE, E. J. Accurate depth-independent determination of acoustic backscatter coefficients with focused transducers. **Journal Acoust. Soc. Am.** (85) 1989. p. 2410-2416.

HANEY, M. J.; O'BRIEN, JR, W. D. Temperature Dependency of Ultrasonic Propagation Properties in Biological Materials. In Tissue Characterization with Ultrasound. **J. F. Greenleaf**. Boca Raton (ed.) (1), 1986. p. 15-55.

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

HEKKENBERG, R. T.; BEZEMER, R. A. Indication of temperature in tissue for physiotherapy ultrasound, **TNO Report**. Leiden, 2002.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION Technical Specification IEC/TS 61390 ed. 1.0: Ultrasonics – Real-time pulse-echo systems – Test procedures to determine performance specifications. Genève, Suisse, 1996.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). 61689:2013 Ultrasonics—Physiotherapy systems—Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz. Geneva: Author; 2013.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). 61161:2013 Ultrasonics - Power measurement - Radiation force balances and performance requirements. ed. 3.0 Geneva: Author; 2013.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). 60601-2-5:2007 1AMD1:2015 CSV Medical electrical equipment—Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment. Geneva: Author; 2015.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). 62127-2:2013, Ultrasonics – Hydrophones – Part 2: Calibrations for Ultrasonics Fields up to 40 MHz, Geneva, Switzerland; 2013.

ISHIKAWA, N. M., ALVARENGA, A. V., PAES, L. F. C., PEREIRA, W. C. A. E MACHADO, J. C. Analysis of the performance of ultrasound equipment for physiotherapy,

operating in the city of Rio de Janeiro, according to the NBR/IEC 1689 standard of ABNT. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, (6), 2002. p. 63-69.

kWaveDiffusion. K-Wave. Disponível em: <http://www.k-wave.org/documentation/kWaveDiffusion.php> Acessado em: 16 de setembro de 2022

LEWIS, M. A.; STARUCH, R. M.; CHOPRA, R. Thermometry and ablation monitoring with ultrasound. **International Journal of Hyperthermia**. 31(2), 2015 p. 163-181.

LI, W.; KAN, T.; XIAO, X.; NIU, J. Noninvasive temperature estimation using B-scan image for thermal therapy. **IFMBE Proceedings** (19), 2008. p. 542-545.

LIU, Y.; CAO, C. S.; YU, Y.; SI, Y. M. Thermal ablation in cancer. **Oncology Letters**. 12(4), 2016. p. 2293-2295.

MAASS-MORENO, R.; DAMIANOU, C. A. Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts: Part I. Analytical model. **J. Acoust. Soc. Am.** (100), 1996a. p. 2514-2521.

MAASS-MORENO, R.; DAMIANOU, C. A. Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts: Part II. *In vitro* study. **J. Acoust. Soc. Am.** (100), 1996b. p. 2522-2530.

MENIN, O. H. **Método dos Elementos de Contorno para Tomografia de Impedância Elétrica**. Universidade de São Paulo, 2009.

MILLER, N. R., BAMBER, J. C., MEANEY, P. M.. Fundamental limitations of noninvasive temperature imaging by means of ultrasound echo strain estimation. **Ultrasound in Medicine Biology**. (28), 2002. p. 1319-1333.

MOROS, E. G.. **Physics of Thermal Therapy: Fundamentals and Clinical Applications (Imaging in Medical Diagnosis and Therapy)**. 19 abril 2016. CRC Press; 1ª edição.

MORSE, P. M.; INGARD, K. U. Theoretical acoustics. New York: McGraw-Hill; 1968. p.427

MYERSON, R. J., STRAUBE, W. L., MOROS, E. G., EMAMI, B. N., LEE, H. K., PEREZ, C. A., TAYLOR, M. E.. Simultaneous superficial hyperthermia and external radiotherapy: report of thermal dosimetry and tolerance to treatment. **International Journal of Hyperthermia** (15), 1999. p. 251-266.

NAM, K., ROSADO-MENDEZ, I. M., RUBERT, N. C., MADSEN, E. L., ZAGZEBSKI, J. A., HALL, T. J.. Ultrasound attenuation measurements using a reference *phantom* with sound speed mismatch. **Ultrasonic Imaging**. 33(4), 2011. p. 251-263.

NASONI, R. L., BOWEN, T., CONNOR, W. G., SHOLES, R. R.. In vivo temperature dependence of ultrasound speed in tissue and its application to noninvasive temperature monitoring. **Ultrasonic Imaging**. 1, 1979. p. 34-43.

NIKAWA, R.; SAKUMA, S.; TANAKA, S.; TSUCHIYA, T.; ENDOH, N. Measurement of temperature rise in *phantom* using infrared imagins by varying pulse repetition frequency. **Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics**. 32 (8-10), 2011. p. 407-408.

NICHOLAS, D.; HILL, C. R.; NASSIRI, D. K. Evaluation of backscattering coefficients for excised human tissues: Principles and techniques. **Ultrasound Med. Biol.** (8) 1982. p. 7-15.

O'BRIEN Jr., W. D.. Ultrasound–biophysics mechanisms, **Prog. Biophys. Mol. Biol.** (93) 2007. p. 212-255.

OLIVEIRA, E. G.; COSTA-FELIX, R. P. B.; MACHADO J. C.. Primary reciprocity-based method for calibration of hydrophone magnitude and phase sensitivity: Complete tests at frequencies from 1 to 7 MHz. **Ultrasonics.** (58) p.87–95, 2015.

PARKER, D. L.; SMITH, V.; SHELDON, P.; CROOKS, L. E.; FUSSELL, L. Temperature distribution measurements in two-dimensional NMR imaging. **Med. Phys.** (10), 1983. p. 321-325.

PAULSEN, K. D.; MOSKOWITZ, M. J.; RYAN, T. P.; MITCHELL, S. E.; HOOPES, P. J. Initial in vivo experience with EIT as a thermal estimator during hyperthermia. **International Journal of Hyperthermia.** 12(5), 1996. p. 573-591.

PRADO, E., PAVLOV, I., NAVAB, N. e ZAHND, G.. Deep-learning high-dynamic-range ultrasound. **IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS).** 2019. p.479-482.

PENNES, H. H.. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. **Journal of Applied Physiology.** 1(2). 1948. p. 93-122.

PRAKASH, O.; FABBRI, M.; DROCOURT, M., ESCANYE, J. M.; MARCHAL, C.; GAULARD, M. L.; ROBERT, J.. Hyperthermia induction and its measurement using ultrasound. In: **Proceedings of IEEE Symposium on Ultrasonics.** vol. 80CH1689-9. New York: IEEE Press; 1980. p 1063-1066.

QUESSON, B.; ZWART, J. A.; MOONEN, C. T. W. Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy. **Journal of Magnetic Resonance Imaging,** 12(4), 2000. p. 525-533.

RAJAGOPAL, S. *et al.* Reference Characterization of Sound Speed and Attenuation of the IEC AgarBased Tissue-Mimicking Material up to a frequency of 60 MHz. **Ultrasound in Medicine and Biology.** v(41), Issue 1. 2015, p. 317–333.

RAYTEC. Termometria Infravermelha Teoria Básica. **Revista InfraTemp** V.4, 2010. p. 1-26. Disponível em: <<http://www.infratemp.com.br/assets/uploads/como-funciona/infratemp-como-funciona-20140113134539-1412011090301.pdf>>. Acesso em: 20 dez 2017.

SACCOMANDI, P.; SCHENA, E.; SILVESTRI, S. Techniques for temperature monitoring during laser-induced thermotherapy: an overview. **Int J Hyperthermia.** 29(7), 2013. p. 609-619.

SAMULSKI T. V., GRANT W. J., OLESON J. R., LEOPOLD K. A., DEWHIRST M. W., VALLARIO P., BLIVIN J.. Clinical experience with a multi-element ultrasonic hyperthermia system: Analysis of treatment temperatures. **International Journal of Hyperthermia.** (6), 1990. p. 909-922.

SANTOS, T. Q.; ALVARENGA, A. V., OLIVEIRA, D. P., COSTA-FELIX, R. P. B. Metrological Validation of a Measurement Procedure for the Characterization of a Biological Ultrasound Tissue-Mimicking Material. *Ultrasound in Medicine ; Biology* (43), 2017, p. 323-331

SAPARETO, S. A.; DEWEY, W. C. Thermal dose determination in cancer therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 10(6), 1984. p. 787-800.

SCHOONEVELDT, G. *et al.*, Thermal dosimetry for bladder hyperthermia treatment. An overview. *Int. J. Hyperthermia*. 32(4), 2016. p. 417-33.

SHAW, A.; HAAR, G. T.; HALLER, J.; WILKENS, V. Towards a dosimetric framework for therapeutic ultrasound. *Int. J. Hyperthermia*. 2015a.

SHAW, A.; MARTIN, E.; HALLER, J.; HAAR, G. T. Equipment, measurement and dose – a survey for therapeutic ultrasound. *Journal of Therapeutic Ultrasound*. 2015b.

SHUNG, K. K.; SMITH, M. B.; TSUI, B. Principles of medical imaging. New York: **Academic Press**. 1992. p. 90-99.

SIMON, C.; VAN, B. P.; EBBINI, E. S. Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*. (45), 1998. p. 1088-1099.

SIGELMANN, R. A.; REID, J. M. Analysis and measurement of ultrasound backscattering from an ensemble of scatterers excited by sine-wave bursts. *J. Acoust. Soc. Am.* (53), 1973. p. 1351-1355

SNEHOTA, M., VACHUTKA, J., TER HAAR, G., DOLEZAL, L., KOLAROVA, H.. Therapeutic ultrasound experiments in vitro: Review of factors influencing outcomes and reproducibility, *Ultrasonics*. Volume 107, 2020, ISSN 0041-624X.

SOUZA, R. M.; MONTEIRO, R. S.; COSTA-FELIX R. P. B.; ALVARENGA, A. V. Ultrasonic properties of a four years old tissue-mimicking material. *Journal of Physics: Conference Series* (975). 2018. p 012025.

SOUZA, R. M.. **Avaliação metrológica da qualidade de imagens geradas por equipamento de diagnóstico por ultrassom**. 2017. 95 f. Dissertação (Mestrado) – Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, Duque de Caxias, 2017.

SOUZA, R. M.. **Avaliação metrológica de parâmetros ultrassônicos do osso cortical em função da temperatura**. 2018. 60 f.; Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, 2018.

SOUZA, R. M.; SANTOS, T. Q.; OLIVEIRA, D. P.; SOUZA, R. M.; ALVARENGA, A. V.; COSTA-FELIX R. P. B. Standard operating procedure to prepare agar *phantoms*. *Journal of Physics: Conference Series* (733). 2016. p. 012044.

SOUZA, R. M.; DE ASSIS, k.; COSTA-FELIX R. P. B.; ALVARENGA, A. V.. Speed of sound in the IEC tissue-mimicking material and its maintenance solution as a function of temperature. **Ultrasonics**, v. 21, 2021. p. 106564.

STARKEY, C. Recursos terapêuticos em fisioterapia. São Paulo: Manole; 2001. p. 278-305.

STRAUBE, W. L.; ARTHUR, R. M.; Theoretical estimation of the temperature dependence of backscattered ultrasonic power for noninvasive thermometry. **Ultrasound in Medicine and Biology**. (20), 1994. p. 915-922.

SUN, Z.; YING, H.. A multi-gate time-of-flight technique for estimation of temperature distribution in heated tissue: theory and computer simulation. **Ultrasonics**. 37, 1999. p. 107-122

TAN, Q.; ZOU, X.; DING, Y.; ZHAO, X.; QIAN, S. The Influence of Dynamic Tissue Properties on HIFU Hyperthermia: A Numerical Simulation Study. **Appl. Sci**. 8, 2018, p. 1933.

TANAKA *et al.*: Proc. 84th, Meeting of JSUM, (S292), 2011.

TEIXEIRA, C. A.; ALVARENGA, A. V.; CORTELA, G.; VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A. Feasibility of non-invasive temperature estimation by the assessment of the average gray-level content of B-mode images. **Ultrasonics**. 54(6), 2014. p. 1692-1702.

TEIXEIRA, C. A.; ALVARENGA, A. V.; VON KRÜGER, M. A. V. PEREIRA, W. C. A. Is the average gray-level from ultrasound B-mode images able to estimate temperature variations in ex-vivo tissue? In: **MEDICON2010: Proceedings, XIIth Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing**. Chalkidiki, Greece. (29), 2010, p. 315-318.

TEIXEIRA, C. A.; RUANO, M. G.; RUANO, A. E.; PEREIRA, W. C. A. A soft-computing methodology for non-invasive time-spatial temperature estimation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.** (22), 2008. p. 572-580.

Ter HAAR, G.. Therapeutic of ultrasound. **Progress in Biophysics and Molecular Biology**, (93), 2007. p. 111-129.

Ter HAAR, G.. Ultrasound bioeffects and safety proceedings of the institution of mechanical engineers, Part H: **J. Eng. Med.** (224) 2010. p. 363–373.

Ter HAAR, G.; SHAW, A.; PYE, S.; WARD, B.; BOTTOMLEY, F.; NOLAN, R. and COADY, A. M. Guidance on reporting ultrasound exposure conditions for bio-effects studies. **Ultrasound Med. Biol.** 37(2), 2011. p. 177-183.

TREEBY B., COX, B., JAROS, J. k-Wave: A MATLAB toolbox for the time domain simulation of acoustic wave fields. Manual Version 1.1 (2016), Toolbox Release 1.1. p. 79.

VARGHESE T, ZAGZEBSKI JA, CHEN Q, TECHAVIPOO U, FRANK G, JOHNSON C, WRIGHT A, LEE FT Jr. Ultrasound monitoring of temperature change during radiofrequency ablation: preliminary in-vivo results. **Ultrasound in Medicine Biology**. (28) 2002. p. 321-329.

VINCZE, G.; SZASZ, O.; SZASZ, A.. Generalization of the thermal dose of hyperthermia in oncology. *Open Journal of Biophysics*. (5), 2015. p. 97-114.

WEAR, K. A., STILES, T. A., FRANK, G. R., MADSEN, E. L., CHENG, F., FELEPPA, E. J., HALL, C. S., KIM, B. S., LEE, P., O'BRIEN, W. D., OELZE, M. L., RAJU, B. I., SHUNG, K. K., WILSON, T. A. E YUAN, J. R.. Interlaboratory Comparison of Ultrasonic Backscatter, Attenuation, and Speed Measurements. **J. Ultrasound Med.** (18), 1999. p. 615–631.

WU, J.; JOSEPH, D. C., ZHU, Z.; HOLZAPFE, P. Temperature rise in a tissue-mimicking material generated by unfocused and focused ultrasonic transducers. (1992). **Ultrasound in Medicine ; Biology**. 18(5), 1992. p. 495–512.

XINYING, R.; SHUICAI, W.; YI, Z. Noninvasive monitoring for hyperthermia based on ultrasonic tissue characterization of B-mode. **In: ICBBE 2007: Proceedings, 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering**. New York: IEEE; 2007. p. 1173-1176.

YAMAZAKI, S. *Proc. IUS, UFFC, IEEE* (377), 2008.

ZISKIN, M. C.. Fundamental physics of ultrasound and its propagation in tissue. **Radiographics**. 1993. 13(3):705-9. PMID: 8316679.

APÊNDICE A – DETALHES DA RECEITA DO *PHANTOM* DE ÁGAR DA NORMA IEC 60601-2-5:2015

- **Misturar todos os componentes**

Após acrescentar todos os componentes sólidos, acrescentar a glicerina, misturar e, somente após, acrescentar a água.

- **Aquecer no banho a mistura já com o agitador**

Cobrir com papel alumínio a superfície do recipiente que contém a mistura. E cobrir o banho com papel alumínio para evitar a evaporação e uma mudança de proporção dos componentes. Colocar, inicialmente, a máxima temperatura no banho. Quando a mistura alcançar 90 °C, cronometrar 1 hora. Utilizar um termômetro para monitorar a temperatura da mistura.

Nesse período, aumentar as rotações conforme a mistura for ficando mais viscosa. O ajuste da rotação é muito sensível. Quando o banho estiver sendo cronometrado, monitorar a temperatura da mistura que deve estar sempre próxima de 90 °C. Para tal, pode ser necessário aumentar ou diminuir a temperatura do banho. É importante observar a presença de bolhas na mistura. Se houver, deve-se aumentar a rotação. Ao mesmo tempo, deve-se evitar vórtex. A rotação vai depender da quantidade. Após 1 hora, se a mistura estiver muito líquida, deve-se estender o prazo do aquecimento da mistura (lembrando-se de mantê-la a 90 °C sempre).

- **Esfriar a mistura quando ela estiver mais viscosa**

Para dar início ao processo de resfriamento da mistura, é necessário desligar a temperatura do banho. Após, deve-se continuar aumentando a rotação, pois a mistura vai ficando cada vez mais viscosa. Deve-se trocar a água do banho, até a mistura alcançar 47 °C. E, se necessário, colocar gelo, lembrando sempre de acompanhar a rotação.

- **Despejar a substância nos moldes**

Antes de despejar a mistura no molde, desligar todos os aparelhos, retirar o agitador e, rapidamente, despejar a mistura. Na espera do endurecimento do TMM, manter o molde coberto com plástico filme para evitar evaporação.

APÊNDICE B – CÓDIGO DA SIMULAÇÃO I À 3 MHz NO MATLAB

```
=====
% ACOUSTIC SIMULATION
=====

% Defining the grid parameters

x_size = 80e-3;           % [m]
y_size = 225e-3;         % [m]
f_max = 3e6;             % [Hz]
c0_min = 1535.86;        % [m/s]
points_per_wavelength = 7;

% Compute dx and Nx based on a desired x_size and f_max

dx = c0_min/(points_per_wavelength*f_max);
Nx = round(x_size/dx);

% Compute dy and Ny based on a desired y_size and f_max

dy = c0_min/(points_per_wavelength*f_max);
Ny = round(y_size/dy);

% Create the computational grid
kgrid = kWaveGrid(Nx, dx, Ny, dy);

% Define the properties of the propagation medium
medium.sound_speed      = 1535.86; % [m/s]
medium.density          = 1050;    % [kg/m^3]
medium.alpha_coeff      = 0.65;    % [dB/(MHz^y cm)]
medium.alpha_power      = 1.01;

% Define the source parameters
diameter = 25.0e-3;           % [m]
freq     = f_max;            % [Hz]
amp      = 1.36e5;           % [Pa]
Nx_i     = round(0.028/dx);
Nx_j     = round(0.053/dx);
startpoint = [Nx_i 1];      % [m]
endpoint   = [Nx_j 1];      % [m]

% Define the ultrasound transducer
source.p_mask = makeLine(Nx, Ny, startpoint, endpoint);

% Calculate the time step using an integer number of points per period
ppw = medium.sound_speed / (freq * dx); % points per wavelength
cfl = 0.3;                               % cfl number
ppp = ceil(ppw / cfl);                   % points per period
T    = 1 / freq;                          % period [s]
dt   = T / ppp;                           % time step [s]

% Calculate the number of time steps to reach steady state
t_end = sqrt( kgrid.x_size.^2 + kgrid.y_size.^2 ) / medium.sound_speed;
Nt     = round(t_end / dt);
```

```

% Create the time array
kgrid.setTime(Nt, dt);

% Define the input signal

source.p = createCWSignals(kgrid.t_array, freq, amp, 0);

% Set the sensor mask to cover the entire grid
sensor.mask = ones(Nx, Ny);
sensor.record = {'p', 'p_max_all'};

% Record the last 3 cycles in steady state
num_periods = 3;
T_points = round(num_periods * T / kgrid.dt);
sensor.record_start_index = Nt - T_points + 1;

% Set the input arguments
input_args = {'PMLInside', false, 'PlotPML', false, 'DisplayMask', ...
             'off', 'PlotScale', [-1, 1] * amp};

% Run the acoustic simulation
sensor_data = kspaceFirstOrder2D(kgrid, medium, source, sensor,
input_args{:});

%=====
% CALCULATE HEATING
%=====

% convert the absorption coefficient to nepers/m
alpha_np = db2neper(medium.alpha_coeff, medium.alpha_power) * ...
           (2 * pi * freq).^medium.alpha_power;

% extract the pressure amplitude at each position
p = extractAmpPhase(sensor_data.p, 1/kgrid.dt, freq);

% reshape the data, and calculate the volume rate of heat deposition
p = reshape(p, Nx, Ny);
Q = alpha_np .* p.^2 ./ (medium.density .* medium.sound_speed);

%=====
% THERMAL SIMULATION
%=====

% clear the input structures
clear medium source sensor;

% set the background temperature and heating term
source.Q = Q;
source.T0 = 19;

% define medium properties related to diffusion
medium.density           = 1050;           % [kg/m^3]
medium.thermal_conductivity = 0.58;       % [W/(m.K)]
medium.specific_heat     = 3800;         % [J/(kg.K)]

% create kWaveDiffusion object
kdiff = kWaveDiffusion(kgrid, medium, source, []);

```

```

% set source on time and off time
on_time = 1200; % [s]
off_time = 1200; % [s]

% set time step size
dt = 0.1;

% take time steps
kdiff.takeTimeStep(round(on_time / dt), dt);

% store the current temperature field
T1 = kdiff.T;

% turn off heat source and take time steps
kdiff.Q = 0;
kdiff.takeTimeStep(round(off_time / dt), dt);

% store the current temperature field
T2 = kdiff.T;

%=====
% SAVE VARIABLES
%=====

save('kgrid.mat','kgrid');
save('p.mat','p');
save('Q.mat','Q');
save('T1.mat','T1');
save('T2.mat','T2');

%=====
% VISUALISATION
%=====

% plot the thermal dose and lesion map
figure;

x_vec = linspace(0,y_size ,kgrid.Ny);
y_vec = linspace(0,x_size ,kgrid.Nx);

% plot the acoustic pressure
subplot(2, 2, 1);

imagesc(x_vec(1:2600)* 1e3, y_vec* 1e3, p(:,1:2600).*1e-6);
h = colorbar;
xlabel(h, '[MPa]','FontSize',19);
ylabel('y-posiçao [mm]','FontSize',19);
xlabel('x-posiçao [mm]','FontSize',19);
title('Amplitude de pressão acústica','FontSize',20);
set(gca,'FontSize',17)

% plot the volume rate of heat deposition
subplot(2, 2, 2);

imagesc(x_vec(1:2600)* 1e3, y_vec* 1e3, Q(:,1:2600).* 1e-7);

```

```

h = colorbar;
xlabel(h, '[kW/cm^3]', 'FontSize',19);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',19);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',19);
title('Taxa de volume de deposição de calor', 'FontSize',20);
set(gca,'FontSize',17)

% plot the temperature after heating
subplot(2, 2, 3);

imagesc(x_vec(1:2600)* 1e3, y_vec* 1e3, T1(:,1:2600));
h = colorbar;
xlabel(h, '[degC]', 'FontSize',19);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',19);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',19);
title('Temperatura após aquecimento', 'FontSize',20);
set(gca,'FontSize',17);

% plot the temperature after cooling
subplot(2, 2, 4);

imagesc(x_vec(1:2600)* 1e3, y_vec* 1e3, T2(:,1:2600));
h = colorbar;
xlabel(h, '[degC]', 'FontSize',19);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',19);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',19);
title('Temperatura após arrefecimento', 'FontSize',20);
set(gca,'FontSize',17);

% set colormap and enlarge figure window
colormap(jet(256));
scaleFig(5, 1);

save variables_workspace;
savefig('3MHz_fixedUS225_ppw7');
load('3MHz_fixedUS225_ppw7');

```

APÊNDICE C – CÓDIGO DA SIMULAÇÃO II-C À 1 MHz NO MATLAB

```
temps=[19:5:55];
alphaCV=-0.0042.*temps+0.7319;
medium.alpha_coeffV= [temps;alphaCV];

sound_speedV= -0.0309.*temps.^2+3.7216.*temps+1476.3

%=====
% ACOUSTIC SIMULATION
%=====

% Defining the grid parameters

x_size = 80e-3;           % [m]
y_size = 225e-3;        % [m]
f_max = 1e6;             % [Hz]
c0_min = 1535.86;       % [m/s]
points_per_wavelength = 7;

% compute dx and Nx based on a desired x_size and f_max

dx = c0_min/(points_per_wavelength*f_max);
Nx = round(x_size/dx);

% compute dy and Ny based on a desired y_size and f_max

dy = c0_min/(points_per_wavelength*f_max);
Ny = round(y_size/dy);

sensor_dataV=cell(1,numel(temps));%Introduzido cteixei
for i=1:numel(temps)%Introduzido cteixei

% create the computational grid
kgrid = kWaveGrid(Nx, dx, Ny, dy);

% define the properties of the propagation medium
medium.sound_speed = sound_speedV(i); % [m/s]%Alterado cteixei
medium.density = 1050; % [kg/m^3]
medium.alpha_coeff = medium.alpha_coeffV(2,i); % [dB/(MHz^y
cm)] %Alterado cteixei
medium.alpha_power = 1.01; % 1.09

% define the source parameters
diameter = 25e-3; % [m]
freq = f_max; % [Hz]
amp = 2e5; % [Pa]
Nxi = round(0.028/dx);
Nxj = round(0.053/dx);
startpoint = [Nxi 1]; % [m]
endpoint = [Nxj 1]; % [m]

% define the ultrasound transducer
source.p_mask = makeLine(Nx, Ny, startpoint, endpoint);

% calculate the time step using an integer number of points per period
ppw = medium.sound_speed / (freq * dx); % points per wavelength
```

```

cfl = 0.3; % cfl number
ppp = ceil(ppw / cfl); % points per period
T = 1 / freq; % period [s]
dt = T / ppp; % time step [s]

% calculate the number of time steps to reach steady state
t_end = sqrt( kgrid.x_size.^2 + kgrid.y_size.^2 ) / medium.sound_speed;
Nt = round(t_end / dt);

% create the time array
kgrid.setTime(Nt, dt);

% define the input signal

source.p = createCWSignals(kgrid.t_array, freq, amp, 0);

% set the sensor mask to cover the entire grid
sensor.mask = ones(Nx, Ny);
sensor.record = {'p', 'p_max_all'};

% record the last 3 cycles in steady state
num_periods = 3;
T_points = round(num_periods * T / kgrid.dt);
sensor.record_start_index = Nt - T_points + 1;

% set the input arguments
input_args = {'PMLInside', false, 'PlotPML', false, 'DisplayMask', ...
'off', 'PlotScale', [-1, 1] * amp};

% run the acoustic simulation
sensor_data = kspaceFirstOrder2D(kgrid, medium, source, sensor,
input_args{:});
sensor_dataV{i}=sensor_data;
end

save('sensor_data_file.mat','sensor_dataV','temps')
% =====
% CALCULATE HEATING
% =====
load sensor_data_file.mat
% convert the absorption coefficient to nepers/m
alpha_np = db2neper(medium.alpha_coeff, medium.alpha_power) * ...
(2 * pi * freq).^medium.alpha_power;

alphaCV=-0.0042.*temps+0.7319;
medium.alpha_coeffV= [temps;alphaCV];
alphaNPs=zeros(1,numel(temps));
for i=1:numel(temps)
    alphaNPs(i)=db2neper(medium.alpha_coeffV(2,i), medium.alpha_power) *(2
* pi * freq).^medium.alpha_power;
end
alpha_npCV= [temps;alphaNPs];

% extract the pressure amplitude at each position
p = extractAmpPhase(sensor_data.p, 1/kgrid.dt, freq);

% reshape the data, and calculate the volume rate of heat deposition
p = reshape(p, Nx, Ny);

```

```

Q = alpha_np .* p.^2 ./ (medium.density .* medium.sound_speed);

QCV=zeros (Nx,Ny,numel (temps));
for i=1:numel (temps)
    % extract the pressure amplitude at each position
    p = extractAmpPhase(sensor_dataV{i}.p, 1/kgrid.dt, freq);
    % reshape the data, and calculate the volume rate of heat deposition
    p = reshape(p, Nx, Ny);

    QCV(:,:,i) = alpha_npCV(2,i) .* p.^2 ./ (medium.density .*
sound_speedV(i));
    %QCV(:,:,i) = alpha_npCV(2,i) .* p.^2 ./ (medium.density .*
medium.sound_speed);

end

%=====
% THERMAL SIMULATION
%=====

% clear the input structures
clear medium source sensor;

% set the background temperature and heating term
source.Q = Q;
source.QCV = QCV;%Alterado cteixei
source.measAttTemps=temps;%Alterado cteixei
source.T0 = 19;

% define medium properties related to diffusion
medium.density = 1050; % [kg/m^3]
medium.thermal_conductivity = 0.58; % [W/(m.K)]
medium.specific_heat = 3800; % [J/(kg.K)]

% create kWaveDiffusion object
kdiff = kWaveDiffusion(kgrid, medium, source, []);

% set source on time and off time
on_time = 1200; % [s]
off_time = 1200; % [s]

% set time step size
dt = 0.1;

% take time steps
%kdiff.takeTimeStepVar(round(on_time / dt), dt,[1050:-
0.01:500],medium.specific_heat);
kdiff.takeTimeStepVarAtt(round(on_time / dt), dt);

% store the current temperature field
T1 = kdiff.T;

% turn off heat source and take time steps
kdiff.Q = 0;
kdiff.QCV=zeros (Nx,Ny,numel (temps));

%kdiff.takeTimeStepVar(round(off_time / dt), dt,[1050:-
0.01:500],medium.specific_heat);

```

```

kdiff.takeTimeStepVarAtt(round(off_time / dt), dt);
% store the current temperature field
T2 = kdiff.T;

%=====
SAVE VARIABLES
%=====

save('kgrid.mat','kgrid');
save('p.mat','p');
save('Q.mat','Q');
save('QCV.mat','QCV');
save('T1.mat','T1');
save('T2.mat','T2');

%=====
% VISUALISATION
%=====

% plot the thermal dose and lesion map
figure;

x_vec = linspace(0,y_size,kgrid.Ny);
y_vec = linspace(0,x_size,kgrid.Nx);

% plot the acoustic pressure
subplot(2, 2, 1);

imagesc(x_vec(1:900)* 1e3, y_vec* 1e3, p(:,1:900).*1e-6);
h = colorbar;
xlabel(h, '[MPa]', 'FontSize',21);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',21);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',21);
title('Amplitude de pressão acústica', 'FontSize',21);
set(gca, 'FontSize',18);

% plot the volume rate of heat deposition
subplot(2, 2, 2);

imagesc(x_vec(1:900)* 1e3, y_vec* 1e3, Q(:,1:900).* 1e-7);
h = colorbar;
xlabel(h, '[kW/cm^3]', 'FontSize',21);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',21);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',21);
title('Taxa de volume de deposição de calor', 'FontSize',21);
set(gca, 'FontSize',18)

% plot the temperature after heating
subplot(2, 2, 3);

imagesc(x_vec(1:900)* 1e3, y_vec* 1e3, T1(:,1:900));
h = colorbar;
xlabel(h, '[degC]', 'FontSize',21);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',21);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',21);
title('Temperatura após aquecimento', 'FontSize',21);
set(gca, 'FontSize',18);

```



```

% plot the temperature after cooling
subplot(2, 2, 4);

imagesc(x_vec(1:900)* 1e3, y_vec* 1e3, T2(:,1:900));
h = colorbar;
xlabel(h, '[degC]', 'FontSize',21);
ylabel('y-posição [mm]', 'FontSize',21);
xlabel('x-posição [mm]', 'FontSize',21);
title('Temperatura após arrefecimento', 'FontSize',21);
set(gca, 'FontSize',18);

% set colormap and enlarge figure window
colormap(jet(256));
scaleFig(5, 1);

save variables_workspace;

savefig('1MHz_19_5_55_ppw7');
load('1MHz_19_5_55_ppw7');

```

APÊNDICE D – DESENVOLVIMENTO DO MODELO MATEMÁTICO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO NO PHANTOM DE TECIDO MOLE

As shown in equation (1), the attenuation coefficient can be determined as the ratio of ultrasonic pressure values.

$$\alpha = 20 \frac{\log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right)}{x} \quad (1).$$

In order to express the mathematical model of the attenuation coefficient measurement procedure, the transfer function of the transducer in the transmission and its sensitivity in reception were taken into account. That is, the amplitude of the ultrasonic output pressure of the transducer P_0 can be expressed by:

$$P_0 = I_{out} \cdot S_{Tx} \quad (2),$$

in which S_{Tx} is the transducer emission sensitivity which generates the pressure P_0 [Pa] when fed with the transducer excitation current I_{out} [A]. The pulse pressure amplitude (P_{steel}) [Pa] reflecting on the steel and arriving at the transducer will be converted to the electric voltage (V_1) [V] and displayed on the oscilloscope, expressed as:

$$V_1 = P_{aço} \cdot M_{Rx} \quad (3),$$

in which M_{Rx} [V/Pa] is the reception sensitivity of the transducer. The amplitude of the reflected pressure in the steel arriving at the transducer ($P_{aço}$) can be determined from P_0 with equation (4):

$$P_{steel} = P_0 \cdot e^{-\alpha_w \cdot 2 \cdot d_{w1}} \cdot R_{steel} \cdot G_{w1} \quad (4),$$

where α_w [dB · m⁻¹] is the attenuation coefficient in water, d_{w1} [m] is the water path traveled by the reflected echo in the face of the steel billet, R_{steel} is the reflection coefficient in steel and G_{w1} is the term related to diffraction given the distance d_{w1} . As an experimental pulse/echo assembly is being used, the distance d_{w1} is doubled in the path between the emitted signal and its reflection and between successive reflections. The term R_{steel} computes the fraction of the pressure amplitude reflected in the steel, as part of the pulse will be transmitted into the steel billet.

The term G_{w1} refers to the correction for diffraction losses and is used to correct the pulse pressure amplitude that returns to the face of the transducer, taking into account the distance between the transducer and the reflector, as well as the opening of the transducer (OLIVEIRA et al., 2015).

Substituting equations (2) and (3) into (4) gives:

$$V_1 = I_{out} \cdot M_{Rx} \cdot S_{Tx} \cdot e^{-\alpha_w \cdot 2 \cdot d_{w1}} \cdot R_{steel} \cdot G_{w1} \quad (5).$$

After sample insertion, the pulse pressure amplitude reflected on the face of the bone sample is determined as a function of P_0 , according to equation (6):

$$P_{TMM} = P_0 \cdot e^{-\alpha_w \cdot 2 \cdot d_{w2}} \cdot R_{TMM} \cdot G_{w2} \quad (6),$$

in which d_{w2} [m] is the water path traveled by the pulse after sample insertion, R_{bone} is the reflection coefficient in the sample and G_{w2} is the term related to the diffraction loss given the distance d_{w2} . The electric voltage V_2 measured on the oscilloscope is related to P_{bone} by equation (7):

$$P_{TMM} = \frac{V_2}{M_{Rx}} \quad (7).$$

Substituting equations (2) and (7) into (6), one has to:

$$V_2 = I_{out} \cdot M_{Rx} \cdot S_{Tx} \cdot e^{-\alpha_w \cdot 2 \cdot d_{w2}} \cdot R_{TMM} \cdot G_{w2} \quad (8).$$

Therefore, by dividing equation (5) by equation (8), one can remove the influence of the transmission and reception characteristics of the transducer, obtaining:

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{R_{steel}}{R_{TMM}} \cdot \left[\frac{G_{w1}}{G_{w2}} \cdot e^{(c_w \alpha_w (t_{w2} - t_{w1}))} \right] \quad (9).$$

By manipulating equation (9), it is possible to determine the reflection coefficient in the TMM:

$$R_{TMM} = \frac{V_2 \cdot R_{aco} \cdot G_{w1} \cdot e^{(c_w \alpha_w (t_{w2} - t_{w1}))}}{V_1 \cdot G_{w2}} \quad (10).$$

It is known that:

$$T_{TMM} = 1 - R_{TMM} \quad (11).$$

The pulse pressure amplitude reflected on the posterior face of the soft TMM (P_{Total}) as a function of P_0 is obtained in equation (12).

$$P_{Total} = P_0 \cdot e^{(c_w \alpha_w (t_{w2} - t_{w1}))} \cdot T_{TMM} \cdot e^{(c_w \alpha_w (t_{w2} - t_{w1}))} \cdot R_{TMM} \cdot T_{TMM} \cdot G_{w1} \quad (12),$$

in which T_{TMM} is the TMM transmission coefficient and α_{TMM} [dB · m⁻¹] is the attenuation coefficient in the TMM. The amplitude of the ultrasonic output pressure of the transducer P_0 can be expressed as a function of V_1 (see equation 13). Working with equations (2) and (5), we obtain P_0 as a function of V_1 (13):

$$P_0 = \frac{V_1}{M_{Rx} \cdot e^{-\alpha_w \cdot 2 \cdot d_{w1}} \cdot R_{steel} \cdot G_{w1}} \quad (13),$$

The electric voltage V_3 [V] measured on the oscilloscope, is related to P_{Total} [Pa] by equation (14):

$$V_3 = P_{Total} \cdot M_{Rx} \quad (14),$$

Thus, the attenuation coefficient in soft TMM, in $\text{dB} \cdot \text{m}^{-1}$ is expressed by equation (15).

$$\alpha_{TMM} = -10 \cdot \frac{\log_{10}(e) \ln \left\{ \frac{V_3 \cdot G_{w1} \cdot e^{(c_w \alpha_w (t_{w2} - t_{w1}))}}{V_1 \cdot \left(1 - \frac{V_2 \cdot R_{a\zeta o} \cdot G_{w1} \cdot e^{(c_w \alpha_w (t_{w2} - t_{w1}))}}{V_1 \cdot G_{w2}} \right)^4 \cdot G_{w2}} \right\}}{d_{TMM}} \quad (15).$$

ANEXO I – DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS DE AJUSTE DA IMAGEM DE ULTRASSOM MODO-B

Os parâmetros de ajuste apresentados no **Quadro 4** referentes à configuração de imagem do equipamento de ultrassom de diagnóstico são descritos por SOUZA, R. M. (2017):

- PWR: Representa o ajuste da potência acústica, a qual pode ser alterada ao se selecionar “PWR” na janela de controle e, em seguida, girar o botão “Valor” do painel de controle.
- TGC: Representa o Controle de Ganho Temporal, ou o processo de compensação da atenuação do ultrassom com a profundidade no *phantom*. Encontra-se no painel de controle, como potenciômetros deslizantes, onde cada um deles representa uma dada profundidade da imagem e permite alterar individualmente o ganho aplicado em diferentes profundidades da imagem. Ao deslizar os cursores (potenciômetros) para a direita, aumenta-se o ganho, ao passo que o mesmo é diminuído quando deslizado para a esquerda;
- PTN: Regula o número de pontos do ajuste focal. Ao girar o botão “Valor” do equipamento, o número de pontos focais pode ser alterado de 1 a 4;
- SPAN: Ao selecionar este parâmetro na janela de controle do equipamento, o sistema irá iniciar o estado de regulação da sensibilidade, portanto, girar o botão “Valor” irá alterar o intervalo entre os pontos focais;
- PER: O valor de persistência da imagem pode ser alterado de 0 a 7;
- SMO: Representa o realce suave da imagem. Ao selecionar este parâmetro na janela de controle, gire o botão “Valor” para varia-lo de 0 a 3;
- ENH: Representa a configuração de realce da borda, a qual permite dar mais realce à imagem. Ao selecionar este parâmetro na janela de controle, gire o botão “Valor” no sentido horário de 0 a 3 e no sentido anti-horário de 3 a 0. Vale ressaltar que os parâmetros “SMO” e “ENH” não podem ser processados ao mesmo tempo, ou seja, quando um está sendo alterado, o outro é automaticamente 0;
- Escala de Cinza: Ao operar em modo B, deve-se selecionar na janela de controle o item “B_GSC” e alterar seu valor girando o botão “Valor” no painel de controle para adquirir diferentes escalas de cinza;

- DYN: Representa a faixa dinâmica. Ao selecionar “DYN” na janela de controle, para aumentar o valor da faixa dinâmica gire o botão “Valor” no sentido horário e para diminuir, gire no sentido anti-horário;
- Frequência: Controle para o ajuste da frequência de operação do transdutor.
- Ângulo: Para aumentar ou diminuir o ângulo de varredura, pressione T-Ball e selecione “Angle” na janela de controle.