



PROTOCOLO DE MEDIÇÃO PARA ANÁLISE QUALITATIVA DE
EQUIPAMENTOS DE ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICOS UTILIZANDO UM
CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO

Rejane Medeiros Costa

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

Orientador(es): Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira
Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro
Julho de 2015

PROTOCOLO DE MEDIÇÃO PARA ANÁLISE QUALITATIVA DE
EQUIPAMENTOS DE ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICOS UTILIZANDO UM
CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO

Rejane Medeiros Costa

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

Examinada por:

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

Prof. Carolina Palma Naveira Cotta, D.Sc.

Prof. Rodrigo Pereira Barreto Costa-Félix, D.Sc.

Prof. Cesar Alexandre Domingues Teixeira, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2015

Costa, Rejane Medeiros

Protocolo de Medição Para Análise Qualitativa de Equipamentos de Ultrassom Fisioterapêuticos Utilizando Um Corpo de Prova Termocromático/ Rejane Medeiros Costa. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XVI, 95 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 79-86.

1. Ultrassom Terapêutico. 2. Corpo de Prova Termocromático. 3. Fisioterapia. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedicatória

*Aos meus pais, William e Jocinéa,
pelo amor incondicional, dedicação e
ensinamentos. Muito obrigada por tudo!
Se hoje estou para completar mais uma
etapa, devo tudo a vocês...*

Agradecimentos

A Deus, acima de tudo.

A meus pais William e Jocinéa e meu irmão Luis Fernando, meus alicerces, a base de tudo que sou, além de grandes inspirações para ser uma pessoa melhor e que me apoiam e incentivam sempre.

A meu esposo João Alfredo, pelo apoio em todos os momentos, desde a época do Mestrado, e que não tenho palavras para agradecer por seu companheirismo, incentivo, ajuda e seu amor.

A meus avós (in memoriam) Waldemar, Antônio, Olinda e Maria Alda – saudade que não se mede! Tenho certeza que olham por mim onde quer que estejam.

Aos meus orientadores Wagner e Marco Antônio, por todos os ensinamentos e conselhos, além da paciência e compreensão nos momentos de dificuldade, principalmente no início do Doutorado. A minha eterna gratidão!

À amiga Thais Omena, que me acompanhou por toda esta trajetória do Doutorado, em aulas, experimentos, vindas aos finais de semana ao laboratório, além de parcerias em trabalhos, artigos e Congressos. Levo para minha vida fora Universidade como uma nova irmã que a Fisioterapia e o PEB me deram.

A Mário Pastrana-Chalco, pelo entusiasmo com meu estudo e pela grande ajuda para a qualificação deste trabalho em um momento que estava desestimulada.

Aos grandes amigos Aldo, Francisco e Débora, sempre prestativos, pelo auxílio em várias etapas deste trabalho.

Ao Chefe do Laboratório de Ultrassom do Inmetro, Rodrigo Costa Félix por disponibilizar seu laboratório para realizar uma parte dos experimentos e a André Alvarenga pela grande ajuda nos experimentos, processamento das imagens e análise dos resultados.

À família LUS, pois com vocês os dias no laboratório eram mais fáceis de se passar.

Aos amigos que me acompanharam durante estes anos de estudo, com palavras de apoio e incentivo: Bianca, Rogério, Cecília, Roberta, amigo(a)s da Faculdade de Fisioterapia, do INCA, do Hospital Carlos Chagas. O meu muito obrigada!

A Alexandre, da secretaria do PEB, por toda presteza e paciência em resolver meus pedidos.

Às agências CAPES, CNPQ e FAPERJ pelo apoio financeiro.

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

PROTOCOLO DE MEDIÇÃO PARA ANÁLISE QUALITATIVA DE
EQUIPAMENTOS DE ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICOS UTILIZANDO UM
CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO

Rejane Medeiros Costa

Julho/2015

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

Embora o ultrassom terapêutico (UST) seja largamente utilizado em protocolos de tratamento fisioterapêuticos, ainda não há o hábito do profissional realizar verificações periódicas de seu equipamento. Isto pode acarretar ineficácia da terapia e/ou até lesão por altas temperaturas por uso de um aparelho não calibrado. Este trabalho apresenta um protocolo de aplicação de corpo de prova com propriedades termocromáticas (mudança de cor com aumento de temperatura) para utilização na avaliação qualitativa de equipamentos de UST. Os corpos de prova foram feitos à base de silicone e pigmentos termocromáticos, a partir dos quais foram obtidas imagens térmicas em 2 transdutores de Fisioterapia e 1 de ensaios não-destrutivos (END), por dois operadores independentes. O protocolo mostrou-se estatisticamente repetitivo e sensível ao formato do feixe ultrassônico e operador-independente. O corpo de prova termocromático e o protocolo mostraram-se úteis para caracterização e seguimento dos equipamentos de UST, e por ser simples e rápido, tal seguimento pode ser realizado pelo próprio profissional verificar seu aparelho de UST e caso verifique alguma alteração, leve para avaliação em laboratórios competentes ou fabricantes.

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

MEASUREMENT PROTOCOL FOR QUALITATIVE ANALYSIS OF
ULTRASOUND PHYSIOTHERAPY SYSTEMS USING THERMOCROMIC TEST
OBJECT

Rejane Medeiros Costa

July/2015

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Although therapeutic ultrasound (UST) is widely used in physical therapy treatment, periodic checks of the equipment are not a customary practice among the professionals. This can lead to ineffective therapy and/or even injury caused by high temperatures due to the use of devices not calibrated. This work presents a protocol for the application of a test object with thermochromic properties (color change with temperature) for use in the qualitative assessment of ultrasound equipments. Test objects were made of silicone and thermochromic pigments, from which thermal images in 4 transducers used in physiotherapy and one used for non-destructive testing (NDT) were obtained, by two independent operators. The protocol presented statistical repeatability, sensitivity to the ultrasonic beam shape and operator-independent. The thermochromic test object and the protocol showed to be useful for the characterization and follow-up of UST, and due to its simple and fast use, such follow-up can be carried out by the professionals and, if any alterations are found, bring it to evaluation in proficient laboratories and/or manufacturers.

Sumário

I. Introdução	1
I.1 Objetivos	3
I.1.1 Objetivo Geral.....	3
I.1.2. Objetivos Específicos.....	3
II. Fundamentos Teóricos	4
II.1.Ultrassom	4
II.2 Interação do Ultrassom nos meios	5
II.2.1 Impedância Acústica	5
II.2.2 Reflexão e Transmissão	6
II.2.3 Refração	7
II.2.4 Espalhamento	7
II.2.5 Absorção	8
II.2.6 Atenuação	8
II.3 Ultrassom Terapêutico (UST)	9
III. Revisão Bibliográfica	12
III.1 Calibração do Equipamento de Ultrassom Terapêutico	12
III.1.1 Determinação da potência de saída do transdutor	13
III.1.2 Determinação da Área de Radiação Eficaz (ERA) do transdutor	14
III.2 Avaliação de equipamentos de ultrassom terapêutico.....	14
III.3 Métodos de avaliação direta da distribuição do campo térmico	18
IV. Materiais e Métodos	26
IV.1 Confeção dos corpos de prova e medição das propriedades acústicas.....	26
IV.1.1 Medição das propriedades acústicas.....	27
IV.2 Proposta de protocolo para obtenção das imagens térmicas no corpo de prova..	
.....	31

IV.3 Avaliação da homogeneidade e sensibilidade dos corpo de prova termocromáticos	35
IV.4 Avaliação do protocolo no acompanhamento de aparelhos de UST	38
IV.4.1 Potência ultrassônica	39
IV.4.2 Levantamento do campo acústico dos transdutores para cálculo da ERA.....	40
IV.4.3 Acompanhamento dos aparelhos de UST.....	42
IV.5 Utilização do corpo de prova na obtenção de imagens em aparelhos de UST na frequência de 1 MHz	45
V. Resultados	46
V.1 Propriedades acústicas do corpo de prova	46
V.2 Avaliação da homogeneidade das amostras e comparação interoperadores	47
V.3 Avaliação do protocolo no acompanhamento de aparelhos de UST.....	55
V.3.1 Avaliação no Transdutor A	56
V.3.2 Avaliação no Transdutor B	62
V.4.3 Aplicação do protocolo a transdutores de 1 MHz	67
VI. Discussão	71
VI.1 Corpos de prova à base de silicone e propriedades acústicas	71
VI.2 Avaliação da homogeneidade e comparação interoperadores	72
VI.3 Avaliação do protocolo no seguimento de aparelhos de UST	75
VI.4 Outras considerações	76
VII. Conclusão	78
Referências Bibliográficas	79
Anexos	87

Lista de Figuras

Figura IV.1 - Montagem experimental para aquisição dos sinais para a estimação das propriedades acústicas dos corpos de prova confeccionados	29
Figura IV.2 – Montagem experimental para obtenção das imagens térmicas no corpo de prova	32
Figura IV.3 – (a) Transdutor, adaptador de PVC e os corpos de prova termocromáticos. (b) adaptador com corpo de prova já acoplado no transdutor. Espaço entre a face do transdutor e o corpo de prova preenchido por água destilada	32
Figura IV.4 – Montagem experimental para obtenção da imagem térmica. (a) antes de ligar o aparelho de UST, imagem de referência, tempo 0s. (b) após 30 s, tira-se a foto, imagem final	33
Figura IV.5 – Exemplo de sequência de imagens durante o experimento para obtenção da imagem térmica. Durante a irradiação com equipamento de UST, 3 MHz, 1W.cm-2: (a) tempo 10s; (b) tempo de 20s; (c) no final do experimento, tempo de 30s e (d) 2 minutos após desligar o equipamento - é possível observar a reversibilidade do material termocromático	34
Figura IV.6 - Montagem experimental para obtenção das imagens no corpo de prova com o transdutor excitado a partir de instrumentação laboratorial (gerador de funções + amplificador)	37
Figura IV.7 – Esquema de obtenção das imagens térmicas nos 3 transdutores	37
Figura IV.8 – Esquema de uma balança de força de radiação. O transdutor fica suspenso preso a um suporte, com sua face imersa em água. O aparelho de UST gera uma onda que atinge o alvo refletor (cone metálico) produzindo uma força que é medida pela balança	39
Figura IV.9– Arranjo experimental para medição da potência ultrassônica dos equipamentos de UST	40
Figura IV.10 - Montagem experimental para levantamento do campo acústico de transdutores de Fisioterapia baseado na Norma IEC 61689 (2013)	41

Figura IV.11 - Distribuição da pressão acústica no plano de varredura em 2D a 0,3 cm de distância do transdutor na frequência de 1 MHz. Nos eixos X e Y a unidade utilizada é o número de passos da varredura (1 passo: 0,174 mm)	42
Figura IV.12 – Diagrama de blocos sobre os experimentos para acompanhamento dos equipamentos de UST com a aplicação do protocolo de obtenção das imagens térmicas com os corpos de prova	43
Figura IV.13 – Esquema de obtenção das imagens térmicas nos 2 transdutores a cada dia de obtenção das imagens térmicas	44
Figura V.1 – Valores de média e desvio-padrão da velocidade de propagação nas amostras de silicone nos cinco dias de medições, na frequência de 1 MHz	46
Figura V.2– Valores de média e desvio-padrão do coeficiente de atenuação nas amostras de silicone nos cinco dias de medições, na frequência de 1 MHz	47
Figura V.3 - Exemplos da área de seção transversa em 0,3 cm da face dos transdutores: (a) Transdutor A, (b) Transdutor B e (c) Transdutor C	48
Figura V.4 - Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, 1 W.cm ⁻² . (a) amostra 4, operador 1, primeira medição. Em (b) é apresentado pelo operador 2, para a mesma amostra 4, na terceira medição. A área de contorno amplificada para as três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 são apresentadas em (d) e (e) respectivamente. A imagem (c) de uma amostra diferente, número 3, na terceira medição, operador 2, e a área de contorno amplificada para as três medições desta amostra são apresentadas em (f)	49
Figura V.5 - Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento B, em 3 MHz, 1 W.cm ⁻² . (a) amostra 8, operador 1, terceira medição. Em (b) é apresentado pelo operador 2, para a mesma amostra 8, na primeira medição. A área de contorno amplificada para as três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 são apresentadas em (d) e (e) respectivamente. A imagem (c) de uma amostra diferente, número 6, na primeira medição, operador 1, e a área de contorno amplificada para as três medições desta amostra são apresentadas em (f)	50

Figura V.6 - Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento C, em 3 MHz, 1 W.cm ⁻² . (a) amostra 11, operador 1, segunda medição. Em (b) é apresentado pelo operador 2, para a mesma amostra 11, na primeira medição. A área de contorno amplificada para as três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 são apresentadas em (d) e (e) respectivamente. A imagem (c) de uma amostra diferente, número 12, na primeira medição, operador 1, e a área de contorno amplificada para as três medições desta amostra são apresentadas em (f)	52
Figura V.7 – Gráfico da curva de potência ultrassônica nominal [W] x potência ultrassônica aferida [W] dos Equipamentos A e B em 3 MHz. Os valores de potência aferida são a média de 10 medições.....	56
Figura V.8- Imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, na amostra 1, 0,5 W.cm ⁻² no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) para o operador 1 e nas três medições (d), (e) e (f) para o operador 2	57
Figura V.9 – Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, operador 1, amostra 1, 0,5 W.cm ⁻² no tempo de 30s, nos três dias de medições: (a) 1º dia, (b)2º dia e (c) 3ºdia (intervalo de 2 meses entre cada dia)	57
Figura V.10 – Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, operador 2, 0,5 W.cm ⁻² no tempo de 30s, no terceiro dia de medição nas amostras (a)1, (b) 2, (c) 3 e (d) 4	58
Figura V.11 – Gráfico da curva de Potência ultrassônica nominal [W] x potência ultrassônica eficaz [W] do Equipamento A em 3 MHz no início dos experimentos e no final.....	62
Figura V.12 - Imagens da área aquecida no equipamento B, amostra 2, em 3 MHz, primeiro dia de medição, 0,5 W.cm ⁻² no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) para o operador 1 e nas três medições (d), (e) e (f) para o operador 2.....	63
Figura V.13 - Imagens da área aquecida no equipamento B, amostra 3, em 3 MHz, segundo dia de medição, 0,5 W.cm ⁻² no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) para o operador 1 e nas três medições (d), (e) e (f) para o operador 2. Observar menores áreas de aquecimento em (e) e (f).....	63

Figura V.14 – Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento B, em 3 MHz, operador 2, amostra 1, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nos três dias de medições: (a) 1º dia, (b) 2º dia e (c) 3º dia. Observar menor área de aquecimento em (b) e não houve mudança de cor em (c), onde a temperatura não atingiu a faixa de mudança de cor do material termocromático (45°C).....	64
Figura V.15 – Distribuição da pressão acústica no plano de varredura em 2D a 0,3 cm de distância dos transdutores na frequência de 1 MHz. (a) Equipamentos D e (b) Equipamento E. Nos eixos X e Y a unidade utilizada é o número de passos da varredura (1 passo: 0,174 mm). Em Z a escala está em Volts.	68
Figura V.16 – Gráfico da curva de potência ultrassônica nominal [W] x potência ultrassônica aferida [W] dos Equipamentos D e E em 1 MHz. Os valores de potência são a média de 10 medições.....	68
Figura V.17 - Imagens da área aquecida no equipamento D, em 1 MHz, na amostra 1, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas três medições (a), (b), (c) e (d), respectivamente	69
Figura V.18 - Imagens da área aquecida no equipamento E, em 1 MHz, na amostra 3, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) e (d), respectivamente ...	69
Figura VI.1. Gráfico apresentando a relação entre a área aquecida no corpo de prova e a Área de Radiação Eficaz (ERA)	74

Lista de Tabelas

Tabela V.1. Resultados da Área de Radiação Eficaz (ERA), potência de saída acústica (P) e intensidade eficaz (I_e), para os três transdutores com as respectivas incertezas expandidas U ($k = 2$)	48
Tabela V.2 - Resultados da região de área aquecida no transdutor A, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2. As respectivas razões de sobreposição (RS), entre as três repetições para cada amostra também são apresentadas	53
Tabela V.3 - Resultados da região de área aquecida no transdutor B, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2. As respectivas razões de sobreposição (RS), entre as três repetições para cada amostra também são apresentadas	54
Tabela V.4 - Resultados da região de área aquecida no transdutor C, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2. As respectivas razões de sobreposição (RS), entre as três repetições para cada amostra também são apresentadas	54
Tabela V.5 - Média do valor da área aquecida das amostras do mesmo grupo, para cada operador, e seus respectivos desvios-padrões. Valores de F-calculado menores que o F-tabulado indicam que as variâncias entre os dois operadores são homogêneas, enquanto que valores de t-calculado menores que o t-tabulado mostram que não houve diferença significativa entre os resultados apresentados para cada operador (n_1 , n_2 e n_3 são os graus de liberdade dos testes).....	55
Tabela V.6 - Média da área aquecida por combinações dos resultados de ambos operadores e seus respectivos desvios-padrões de precisão intermediária	55
Tabela V.7 - Valores da ERA estimada dos transdutores estudados	56
Tabela V.8. Resultados da região de área aquecida no transdutor A [cm^2], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1 e 2, no primeiro dia de medição	59
Tabela V.9 - Resultados da região de área aquecida no transdutor A [cm^2], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1 e 2, no segundo dia de medição	59
Tabela V.10 - Resultados da região de área aquecida no transdutor A [cm^2], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1 e 2, no terceiro dia de medição	.60

Tabela V.11 - Resultados da análise estatística das amostras nos três dias de medições, para operador 1 e 2, bem como entre operadores. Valores de P abaixo de 0,05 (em negrito) mostram que há diferença significativa entre os grupos avaliados	60
Tabela V.12 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor A [cm ²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1	61
Tabela V.13 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor A [cm ²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 2	61
Tabela V.14 - Resultados da região de área aquecida no transdutor B [cm ²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1, no primeiro dia de medição	65
Tabela V.15 - Resultados da região de área aquecida no transdutor B [cm ²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1 e 2, no segundo dia de medição.	65
Tabela V.16 - Resultados da análise estatística das amostras nos três dias de medições, para operador 1 e 2, bem como entre operadores. Valores de P abaixo de 0,05 (em negrito) mostram que há diferença significativa entre os grupos avaliados	66
Tabela V.17 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor B [cm ²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1	66
Tabela V.18 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor B [cm ²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 2	67
Tabela V.19 - Valores da ERA estimada dos transdutores estudados	67
Tabela V.20 - Resultados da região de área aquecida no transdutor D, em 0,5 W.cm ⁻² , com respectivas médias e desvios-padrões, realizados pelo operador 1	70
Tabela V.20 - Resultados da região de área aquecida no transdutor E, em 0,5 W.cm ⁻² , com respectivas médias e desvios-padrões, realizados pelo operador 1	70
Tabela VI.1. Valores da média da área aquecida no corpo de prova e a Área de Radiação Eficaz (ERA) dos transdutores.....	73

I. Introdução

Nas últimas décadas, o ultrassom terapêutico (UST) tem sido largamente utilizado como parte integrante de tratamentos em Fisioterapia, devido aos seus efeitos biofísicos nos tecidos biológicos. O uso na prática clínica de equipamentos não calibrados pode levar a tratamentos indesejáveis, como a redução ou ausência dos efeitos terapêuticos pretendidos, ou até mesmo, a piora da lesão tecidual. Assim, é importante o uso de um equipamento de UST calibrado e que sejam realizadas verificações periódicas deste, para que a aplicação seja eficaz dentro de um protocolo de tratamento.

Os métodos-padrão para verificação do UST são normalizados pela *International Electrotechnical Commission* - IEC 61689 (2013) que relata procedimentos de medição e caracterização do feixe ultrassônico de equipamentos de ultrassom fisioterapêutico. Esta Norma define os parâmetros para o cálculo da dose utilizada no tratamento, como intensidade eficaz, área de radiação eficaz (ERA, do inglês: *Effective Radiation Area*), potência ultrassônica, entre outros, além de definir seus limites de segurança.

Muitos trabalhos já demonstraram que há variação dos valores medidos da potência ultrassônica em relação aos valores nominais (FERRARI *et al.*, 2010; JOHNS *et al.*, 2007; ARTHO *et al.*, 2002; GUIRRO E SANTOS, 2002; ISHIKAWA *et al.*, 2000; CUNNINGHAN *et al.*, 1997, GUIRRO *et al.*, 1997; PYE *et al.*, 1994; HEKKENBERG *et al.*, 1986). Além disso, nos manuais dos aparelhos, os fabricantes informam um valor nominal da ERA que não corresponde ao valor da ERA medida e que pode estar fora da faixa aceitável normalizada pela IEC 61689 (2013).

Durante a vida útil do aparelho de UST são necessárias verificações de seu desempenho e isto somente é realizado em laboratórios capacitados, o que é escasso em

nosso país. Poucos profissionais de Fisioterapia realizam algum tipo de verificação de seu aparelho de UST (FERRARI *et al.*, 2010). Normalmente, o que estes utilizam é o chamado teste de cavitação (GUIRRO & GUIRRO, 2004); um teste simples, em que se colocam gotas de água sobre a face do transdutor, ligando-o em seguida para averiguar a formação de vapor. Entretanto, este teste somente demonstra se o equipamento está emitindo energia ultrassônica, não verificando alteração na energia emitida em cada nível de potência.

Um estudo inicial foi realizado (COSTA, 2009), onde foram construídos corpos de prova à base de resina epóxi em vários formatos, que possuem propriedades termocromáticas (mudança de cor em determinado limiar de temperatura). Foi possível demonstrar seu potencial para utilização na avaliação de feixes de ultrassom terapêutico. O estudo apresentou como limitação o fato da resina epóxi possuir um grande coeficiente de atenuação que provocava rápida saturação do corpo de prova.

O presente trabalho desenvolve um protocolo de aplicação para utilização de corpos de prova termocromáticos na avaliação do funcionamento de equipamentos de UST, além da confecção de um corpo de prova termocromático à base de silicone.

I.1. Objetivos

I.1.1. Objetivo Geral

Desenvolver protocolo de aplicação do corpo de prova termocromático para análise qualitativa da intensidade acústica em nível terapêutico.

I.1.2. Objetivos Específicos

- (a) Desenvolver corpo de prova termocromático à base de silicone;
- (b) Avaliar homogeneidade do corpo de prova e repetibilidade do método proposto;
- (c) Estudo das propriedades acústicas do corpo de prova;
- (d) Avaliar o protocolo com uso do corpo de prova termocromático no seguimento de aparelhos de UST.

II. Fundamentos Teóricos

Este capítulo aborda fundamentos sobre ultrassom, a interação deste nos meios, e um tópico específico para ultrassom terapêutico.

II.1 Ultrassom

O ultrassom (US) é uma onda mecânica não audível (frequência acima de 20 kHz). Propaga-se em meios elásticos (gases, líquidos e sólidos) com velocidades diversas, promovendo nestes meios, alternâncias de pressão e densidade (TER HAAR, 1987).

O ultrassom é gerado por um transdutor que possui um elemento piezoelétrico que tem a propriedade de converter energia elétrica em mecânica e vice-versa (WILLIAMS, 1997). A conversão ocorre quando se submete este material a um campo elétrico variável. As cargas elétricas do material interagem com esse campo, produzindo um efeito de contração e expansão, denominado efeito piezoelétrico inverso. A geração de ondas mecânicas de alta frequência no UST é fruto deste efeito inverso (NUSSBAUM, 1996).

As ondas mecânicas produzidas pelo gerador de US são longitudinais e transversais (FISH, 1990). Nas primeiras, o movimento de vibração das partículas tem a mesma direção de propagação da onda e predominam durante a propagação em fluidos e nos tecidos moles. Nas ondas transversais, o movimento é perpendicular à direção de propagação da onda e ocorrem, por exemplo, no tecido ósseo (GUIRRO *et al.*, 1996).

O feixe ultrassônico forma um campo acústico cuja distribuição espacial de energia não é homogênea. Nele, há duas áreas distintas: o campo próximo ou zona de

Fresnel, e o campo distante ou zona de Fraunhoufer. A primeira é a região mais próxima do transdutor e apresenta intensidade de energia com variações espaciais bruscas. A segunda é a região mais afastada do transdutor e a intensidade de energia decresce suavemente com a distância da fonte, tornando-se mais uniforme (BASSOLI, 2001). O limite entre estes dois campos denomina-se região focal do feixe (Z_f) e é determinado pela posição do último máximo axial de pressão. O campo próximo, em geral, é a região submetida aos tecidos durante a terapia.

O ultrassom é aplicado na área médica para várias modalidades, como por exemplo, diagnóstico por imagem, hipertermia, litotripsia, *high intensity therapeutic ultrasound (HITU)* e diatermia.

II.2 Interação do Ultrassom nos meios

O ultrassom, ao se propagar por um meio sofre alterações, como a diminuição da intensidade acústica, seja por absorção ou espalhamento, ou ao atingir a interface entre dois meios, parte sofre reflexão e a outra transmissão. As definições básicas referentes a interação do ultrassom com o meio serão apresentadas brevemente a seguir.

II.2.1 Impedância Acústica

A impedância acústica de um meio é específica para cada material, e, portanto, pode ser utilizada para caracterizá-los. Está relacionada à velocidade da onda e a densidade no meio (FISH, 1990), conforme a seguinte fórmula:

$$Z = \rho \cdot c \qquad \text{Eq.II.1}$$

Onde,

Z é a impedância acústica ($\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$);

ρ é a massa específica (kg.m^{-3}) e;

c é a velocidade de propagação do som no meio (m.s^{-1}).

II.2.2 Reflexão e Transmissão

Quando a onda ultrassônica incide sobre uma interface entre dois meios, uma parte é transmitida e outra é refletida. A reflexão depende da diferença de impedância entre os meios. A onda refletida possui a mesma velocidade da onda incidente, já que ela permanece no mesmo meio de propagação. Já a onda transmitida poderá ter velocidade de propagação diferente, e dependerá das características elásticas do meio.

Se a interface é perpendicular à direção de propagação, as intensidades do feixe ultrassônico transmitido (I_t) e do refletido (I_r) podem ser representadas como fração de intensidade incidente (I_i) (FISH,1990) como pode-se ver nas seguintes equações:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad \text{Eq. II.2}$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{Eq. II.3}$$

Onde,

R é o coeficiente de reflexão de intensidade;

T é o coeficiente de transmissão de intensidade;

Z_1 e Z_2 são a impedâncias acústicas nos meios 1 e 2, respectivamente ($\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$).

Se a interface não é perpendicular à direção de propagação, além da dependência com a impedância acústica, também haverá dependência com o ângulo de incidência. Este é o ângulo entre o feixe incidente e a direção perpendicular da superfície (McDICKEN, 1981). Para superfície plana, o ângulo incidente é igual ao ângulo refletido, mas em direções opostas, e o quanto menor for o ângulo incidente, menor será a energia refletida (FISH,1990).

II.2.3 Refração

É o fenômeno onde o feixe ultrassônico incide com um determinado ângulo sobre uma interface entre dois meios com diferentes valores de velocidade de propagação e sofre desvio (McDICKEN, 1981). Se a interface é perpendicular ao feixe incidente não há o desvio. A refração obedece a Lei de Snell (FISH, 1990):

$$\frac{\text{sen}(i)}{\text{sen}(r)} = \frac{c_1}{c_2}, \quad \text{Eq. II.4}$$

onde,

$\text{sen}(i)$ e $\text{sen}(r)$ são os senos dos ângulos de incidência dos raios incidente e refratado, respectivamente;

c_1 e c_2 (m.s⁻¹) são as velocidades de propagação do som nos meios 1 e 2, respectivamente.

Quanto maior a diferença de velocidade entre os dois meios, maior será o desvio.

II.2.4 Espalhamento

O espalhamento ocorre quando uma onda incidente, após interagir com uma estrutura com dimensões similares ou menores que o comprimento de onda do

ultrassom, é espalhada em todas as direções (McDICKEN, 1981). A distribuição do espalhamento é dependente do tamanho do alvo em relação ao comprimento de onda. A amplitude da onda espalhada é proporcional ao aumento da frequência (FISH, 1990).

II.2.5 Absorção

Absorção do ultrassom é o processo pelo qual a energia acústica é dissipada em forma de calor (McDICKEN, 1981). Quando o feixe ultrassônico atravessa um meio, uma porcentagem dele é absorvida e convertida em calor no local (FISH, 1990). Em um tecido biológico, a quantidade desta absorção depende da viscosidade do tecido, frequência ultrassônica aplicada e do tempo de relaxação (FISH, 1990; WATSON, 2008). Tecidos com um alto conteúdo proteico absorvem US mais prontamente do que aquele com um alto conteúdo de gordura. Além disso, quanto maior a frequência utilizada, maior é a absorção (WATSON, 2008).

II.2.6 Atenuação

Na propagação do feixe ultrassônico por um meio, há a redução da intensidade acústica. Esta redução recebe o nome genérico de atenuação, e se deve aos processos de reflexão, refração, divergência da frente de onda, mas possui como principais mecanismos, a absorção e o espalhamento (FISH, 1990), já relatados anteriormente.

A queda da intensidade acústica ocorre em função do coeficiente de atenuação (α) e da profundidade (x) do tecido, como visto na Equação II.5 a seguir:

$$I(x) = I_o \cdot e^{-2\alpha \cdot x} , \quad \text{Eq II.5}$$

onde,

$I(x)$ é a intensidade na profundidade x ($\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}$);

I_0 é a intensidade na profundidade zero ($\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$);

α é o coeficiente de atenuação ($\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$);

x é a profundidade do tecido (cm).

A atenuação pode ser expressa como a razão da diminuição da intensidade em unidade decibel por centímetros de profundidade do tecido.

II.3 Ultrassom Terapêutico (UST)

O UST é amplamente utilizado como um recurso dentro de um protocolo de tratamento em fisioterapia. Gera aquecimento local e promove os seguintes efeitos no tecido biológico: alívio da dor, redução da rigidez articular por aumento da extensibilidade das fibras colágenas, aumento do fluxo sanguíneo local e redução do espasmo muscular (SPEED, 2001).

A região do campo próximo do feixe ultrassônico é a utilizada para fins terapêuticos. Possui uma distribuição espacial não-homogênea de energia, devido às interferências construtivas e destrutivas das ondas provenientes da face do transdutor. Devido às áreas de alta intensidade, chamadas *hot spots* ou “pontos quentes”, preconiza-se a movimentação do transdutor durante a aplicação.

No tratamento, as frequências utilizadas situam-se na faixa de 0,75 a 3 MHz, sendo mais utilizadas na prática clínica a de 1 MHz para irradiar tecidos mais profundos, e de 3 MHz, para tecidos superficiais.

O outro parâmetro importante é a Área de Radiação Eficaz (ERA) que é a área de emissão da onda ultrassônica. A ERA é determinada a partir da área da seção transversal na distância de 0,3 cm da face do transdutor ($A_{BCS}(0,3)$), multiplicada pelo fator adimensional F_{ac} ($F_{ac}=1,333$) (IEC 61689, 2013). O método pelo qual é realizada

essa medição será explicado adiante. A área da seção transversal é definida como a área mínima no plano perpendicular ao eixo de alinhamento do feixe na qual a soma da pressão acústica média quadrática é 75% da pressão acústica média quadrática total (IEC 61689, 2013). A ERA depende do tamanho do elemento piezoelétrico, sendo este sempre menor ou igual do que o tamanho da face metálica do transdutor que o contém. Além disso, é um dos parâmetros importantes na definição da dose do UST, pois influencia o tempo de tratamento, juntamente com a potência ultrassônica (DEMMINK, 2003).

A potência ultrassônica é a taxa do fluxo de energia do feixe por unidade de tempo (McDICKEN, 1981). Esta é expressa em watts (W) e depende da amplitude e das características do feixe de US (SPEED, 2001).

A intensidade acústica é a taxa de fluxo de energia que passa por uma área seccional por segundo, perpendicular à direção da propagação (McDICKEN, 1981; FISH, 1990). É a razão da potência ultrassônica pela ERA do transdutor e pode ser expressa em watts por centímetro quadrado ($W.cm^{-2}$). Os aparelhos de UST normalmente possuem variação de 0,1 a 3,0 $W.cm^{-2}$, mas na prática clínica não se costuma utilizar valores superiores a 2,0 $W.cm^{-2}$.

Cada transdutor gera um campo acústico específico, o que leva a diferenças no aquecimento produzido pelos vários equipamentos de ultrassom de fisioterapia.

O tratamento utilizando UST pode ser feito com a propagação das ondas ultrassônicas nos modos contínuo ou pulsado. No primeiro, o transdutor é excitado continuamente, com a conseqüente transferência desta energia para o tecido, já no modo pulsado há interrupções regulares e reguláveis na excitação do transdutor, logo, a energia é liberada de forma intermitente. A escolha de um dos modos depende dos efeitos biofísicos que se deseja obter (WATSON, 2008). Tradicionalmente, as

alterações fisiológicas são agrupadas em duas classes: efeitos térmicos e efeitos mecânicos (não térmicos). No modo contínuo, há um maior aquecimento, potencializando os efeitos térmicos; já no modo pulsado, devido as interrupções, este aquecimento ocorre em menor proporção, o que potencializa os efeitos mecânicos do US sobre os tecidos (DOCKER, 1987), que são basicamente a cavitação, correntes acústicas, ondas estacionárias e micromassagem. Estes últimos não serão abordados neste estudo, pois foge do escopo deste trabalho.

O efeito térmico é biologicamente significativo quando é alcançada a temperatura no tecido entre 40 e 45°C, por pelo menos 5 minutos (WATSON, 2008). Já outros autores relatam os efeitos terapêuticos de acordo com o aumento da temperatura local: acima de 1°C há aumento do metabolismo e estímulo à cicatrização; de 2 a 3°C há redução da dor e do espasmo muscular; e a partir de 4°C há aumento da extensibilidade do tecido colágeno e redução da rigidez articular (MERRICK *et al.*, 2003; HAYES *et al.*, 2004).

É necessário um bom acoplamento acústico entre o transdutor e o local de tratamento no paciente, devido à grande diferença de impedância entre o ar e o tecido biológico. Logo, é utilizado um agente acoplador como a água, substância gelatinosa a base de água ou alguns tipos de óleos, para evitar bolhas de ar durante o tratamento que favoreceriam a atenuação do feixe ultrassônico (WATSON, 2008).

O ultrassom terapêutico também é utilizado para aumentar a penetração de substâncias medicamentosas para tratamento muscular, o que é denominado sonoforese ou fonoforese (MASON, 2011).

III. Revisão Bibliográfica

III.1 Calibração do Equipamento de Ultrassom Terapêutico

Para que haja um tratamento eficaz e seguro, é necessário que o equipamento de UST esteja funcionando corretamente quanto aos seus parâmetros de intensidade, frequência e duração do tratamento. A primeira Norma que descreve métodos para testar e medir parâmetros de um equipamento de UST é a “IEC 150 – Measurement of Ultrasound Physiotherapy Therapeutic Equipment”, publicada em 1963. No entanto, faltava a descrição dos procedimentos para medição de alguns parâmetros. Somente em 1996, foi publicada a IEC 1689 – “Ultrasonics - Physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measurement in the frequency range 0.5 to 5 MHz” que define os parâmetros para transdutores ultrassônicos terapêuticos como área de radiação eficaz (ERA), razão de não-uniformidade do feixe (RNF), tipo de feixe, intensidade eficaz, intensidade máxima do feixe, entre outros. Descreve os métodos de medições e caracterização de desempenho dos equipamentos de fisioterapia baseados em ensaios de referência que devem ser adotados como prática pelos fabricantes e laboratórios acreditados para tais medições, e, além disso, define os seus valores de segurança. No Brasil, esta foi traduzida e publicada em 1998 com a denominação NBR/IEC 1689: “Ultra-som – Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 a 5 MHz”.

Em 2007, foi publicada a Norma IEC 61689, que é uma atualização da anterior. Esta refere um modo mais simples e rápido do cálculo da ERA e o único parâmetro que sofreu alteração quanto ao nível de segurança foi a intensidade eficaz que era de $\pm 20\%$ e aumentou para $\pm 30\%$.

Recentemente, em fevereiro de 2013, foi publicada uma nova revisão técnica da Norma IEC 61689. Em sua 3ª edição, modificou-se o valor do fator F_{ac} para cálculo da

ERA. Os valores de segurança permanecem os mesmos que são: $\pm 30\%$ para Intensidade eficaz e Razão de Não-uniformidade do feixe (RNF); $\pm 20\%$ para potência de saída e ERA; $\pm 10\%$ para a frequência ultrassônica de trabalho. Além destes, recomenda valores de $RNF \leq 8$ e intensidade eficaz $\leq 3,0 \text{ W.cm}^{-2}$ para níveis de segurança.

A Norma IEC 61689 (2013) refere que os procedimentos detalhados a seguir devem ser adotados como rotina para determinar os valores da ERA e da potência ultrassônica de saída do transdutor e que devem ser realizados, se possível, em cada equipamento ou em certa porcentagem da produção de uma fábrica.

III.1.1 Determinação da potência de saída do transdutor

A Norma IEC 61161 (2013) recomenda o uso de uma balança de força de radiação para a medição da potência de saída do transdutor.

Uma onda de som ao passar pelo meio exerce uma pressão sobre este. Se há um alvo localizado no caminho do feixe ultrassônico, este será deslocado. Este movimento é proporcional à intensidade acústica e este princípio é utilizado para medição da potência ultrassônica por uma balança de força de radiação (SZABO, 2004). A balança é formada por um recipiente preenchido com água destilada e desgazeificada, onde fica imerso um alvo acoplado a uma balança eletrônica comercial. O transdutor ultrassônico é fixado por uma garra preso a um suporte universal com a face mergulhada e voltada para o alvo, alinhado a este e perpendicular ao ápice. A balança pode ser utilizada para medir tanto ondas contínuas quanto pulsadas. O alvo intercepta o campo ultrassônico e experimenta uma força devido ao momento associado com a onda ultrassônica. A força medida é proporcional à potência ultrassônica.

III.1.2 Determinação da Área de Radiação Eficaz (ERA) do transdutor

O mapeamento acústico pela técnica de varredura por hidrofone é o método padrão-ouro descrito pela Norma IEC 61689 (2013) para mapear feixes acústicos de transdutores de Fisioterapia. No mapeamento é utilizado um tanque acústico preenchido com água destilada e desgazeificada, um sistema de posicionamento em 3 dimensões, um hidrofone para captação do sinal do transdutor, um gerador de sinais, um osciloscópio e um software para processamento dos sinais.

Através do mapeamento, determina-se o valor da ERA do transdutor, importante para cálculo da dose de tratamento, além do tipo de feixe e relação de não uniformidade do feixe (RNF).

III.2 Avaliação de equipamentos de ultrassom terapêutico

Estudos já foram realizados para avaliar o desempenho de equipamentos de Fisioterapia e os resultados mostram que muitos equipamentos não funcionam adequadamente dentro dos padrões da Norma vigente.

ROSS *et al.* (1984) avaliaram 89 aparelhos de UST utilizados em organizações médicas e paramédicas na província de Manitoba, no Canadá. Verificaram que 78 % apresentavam erros maiores que ± 20 % no valor da potência ultrassônica, bem como a frequência e os temporizadores apresentaram-se fora dos limites aceitáveis respectivamente para 13 % e 23 % dos equipamentos.

HEKKENBERG *et al.* (1986) avaliaram 28 equipamentos de fisioterapia utilizados na Holanda. Foram mensurados os parâmetros de potência de saída, área de radiação eficaz, intensidade e relação de não uniformidade do feixe e somente 21 % destes aparelhos atenderam completamente os erros máximos admissíveis.

LOYD e EVANS (1988) avaliaram a intensidade média de 43 equipamentos em utilização no Reino Unido. Alguns aparelhos possuíam mais de um transdutor, logo foram testados 67 destes. Somente 44 % dos equipamentos avaliados tiveram valores satisfatórios dentro da faixa de $\pm 30\%$.

PYE e MILFORD (1994) avaliaram 85 equipamentos de UST utilizados na prática clínica na Escócia e identificaram que, em 69 % destes, a potência difere do valor esperado em mais de 30 %. Além disso, foi visto que equipamentos com mais de 10 anos e transdutores com duas frequências de tratamento tiveram piores desempenhos.

GUIRRO *et al.* (1997) avaliaram a intensidade acústica de 31 equipamentos de Fisioterapia em uso na cidade de Piracicaba, em São Paulo, nos modos contínuo e pulsado, na frequência de 1 MHz e encontraram quase todos os aparelhos com valores acima de $\pm 30\%$ dos esperados. Além disso, 3 aparelhos não emitiam radiação em nenhuma das intensidades. Neste estudo, ainda mostrou-se que a idade do equipamento e sua frequência de uso não influenciavam, pois alguns equipamentos mais antigos obtiveram um melhor desempenho do que os novos ou menos utilizados.

ARTHO *et al.* (2002) testaram 83 equipamentos de UST na frequência de 1 MHz, modo contínuo, em quatro intensidades (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W.cm⁻²) e avaliaram que um terço destes aparelhos estavam fora da faixa de valores esperados para a potência de saída, que era de $\pm 20\%$.

GUIRRO e SANTOS (2002) analisaram equipamentos novos de 6 fabricantes. Observou-se que, dos 8 modelos verificados, 5 apresentaram erros acima de 30% na intensidade medida em relação a nominal do aparelho, tanto em modo contínuo, quanto pulsado, tendo-se concluído ser necessário um grande controle de qualidade por parte das indústrias fabricantes de UST.

ISHIKAWA *et al.* (2002) avaliaram o desempenho em 33 equipamentos de fisioterapia novos e usados, que operavam em clínicas e hospitais do município do Rio de Janeiro, de fabricação nacional e estrangeira. Foram analisados vários parâmetros, tendo por base a Norma NBR-IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) (1998): intensidade, área de radiação eficaz (ERA), frequência, relação de não-uniformidade do feixe (RNF), intensidade máxima do feixe, tipo de feixe, forma de onda de modulação para o modo pulsátil, fator de operação e exatidão do temporizador. Verificou-se que nenhum dos aparelhos atendeu completamente à Norma.

No estudo de SCHABRUN *et al.* (2008), foi avaliada a potência ultrassônica de 64 equipamentos usados clinicamente durante 6 meses em hospitais e clínicas públicas e particulares de Adelaide, Sul da Austrália. Do total de 492 testes, 59% foram considerados fora da faixa recomendada ($\pm 20\%$). Um total de 13 equipamentos de UST apresentou-se fora da faixa recomendada em todas as potências nominais testadas.

No estudo de FERRARI *et al.* (2010), foram avaliados 31 equipamentos de UST de 6 diferentes fabricantes, sendo 13 modelos diferentes. Quanto à avaliação da intensidade acústica, 68% dos aparelhos estavam fora dos limites tolerados pela Norma IEC 61689 (2007). Além disso, foi visto que houve uma maior variação do erro nas maiores intensidades (2,5 e 3,0 W.cm⁻²).

Em 2012, LIMA *et al.* avaliaram a potência ultrassônica em 5 equipamentos utilizados em laboratório, ou seja, pouco manipulados, com 2 a 4 anos de fabricação. Destes, 4 encontraram-se com valores de potência fora da faixa recomendada ($\pm 20\%$) pela IEC. Além disso, verificou-se que, para um mesmo equipamento, há uma variação do erro de acordo com a potência selecionada e que esta não é linear.

Alguns fatores podem contribuir para variação das características de emissão do equipamento, tais como: frequência de uso, potência emitida, tempo de uso, fatores

ambientais como temperatura e umidade, processo de montagem, qualidade das substâncias utilizadas juntamente com o US durante a fonoforese (FERRARI, 2008). Entretanto, até o presente momento não há nenhum estudo científico que tenha analisado qual a contribuição de cada fator para esta variação das características de emissão do equipamento.

As principais causas que levam a diminuição da energia emitida são perdas por espontânea despolarização da cerâmica devido ao aquecimento ou devido à alternância do campo elétrico, descolamento, desajuste gradual da frequência, além de refração, reflexão e fricção interna (GUIRRO *et al*, 1997).

SCHABRUN *et al*. (2008) relatam que profissionais precisam estar conscientes da inacurácia nos valores realmente fornecidos pelos aparelhos de UST, pois isto pode afetar a eficácia do tratamento pretendido. E, além disso, recomenda que sejam realizadas verificações diárias da energia emitida pelo transdutor e que os aparelhos necessitam ser calibrados mais regularmente do que os manuais sugerem.

A IEC publicou uma especificação técnica, a TS 62642 (2007), que descreve métodos para auxiliar os usuários a verificar seus aparelhos de UST. Descreve avaliações qualitativas do desempenho dos aparelhos de UST durante sua vida útil com testes ao adquirir o aparelho de UST ou ao retornar de um reparo (denominado teste de aceitação), além de sugerir avaliações semanais e anuais destes equipamentos. No teste de aceitação são realizados inspeção visual como avaliação do transdutor e de cabos, relatório do fabricante e teste quantitativo relativo de saída acústica a serem realizados pelo próprio profissional usuário do UST. Para os testes quantitativos relativos de saída acústica são relatadas duas formas de serem realizados: a primeira utiliza um material absorvedor e um termômetro que avalia aumento de temperatura. Já a segunda utiliza um calorímetro. Na avaliação semanal recomenda-se inspeção visual, teste quantitativo

de saída acústica, bem como o teste de saída de uniformidade do feixe. Na avaliação anual recomenda-se a realização de testes quantitativos a serem feitos por um profissional especializado, p. ex. engenheiro biomédico, físico médico em laboratório especializado ou pelo fabricante. Deve ser feito teste de potência de saída de acordo com a IEC61161, determinação da ERA, teste de uniformidade do feixe, teste de acurácia do regime de pulso e do tempo.

III.3 Métodos de avaliação direta da distribuição do campo térmico

Como relatado anteriormente, a maneira recomendada para realizar avaliação da distribuição do campo acústico e cálculo da ERA do transdutor é pela varredura por hidrofone. Entretanto, é um método de difícil montagem e realização, pois necessita de um grande aparato e este é de alto custo, o que faz com que esta técnica seja realizada em poucos laboratórios. Já para a medição da potência de saída do transdutor, é o uso da balança de força de radiação, que apesar de ser um método simples, ainda é pouco conhecida pelos terapeutas e, além disso, possui um custo maior que o do próprio aparelho de UST (GUIRRO & SANTOS, 1997), sendo somente encontrado em laboratórios especializados ou nos fabricantes do equipamento.

Normalmente o que os profissionais em seus locais de trabalho realizam para verificar o funcionamento do seu equipamento de UST é o chamado teste de cavitação (GUIRRO & GUIRRO, 2004). Neste, se colocam algumas gotas de água sobre a face do transdutor, ligando-o em seguida. Com este procedimento pode-se observar a formação de névoa (gotículas de água), demonstrando que o aparelho está emitindo energia ultrassônica. Entretanto, este teste não consegue detectar a direção e a distribuição da intensidade do feixe, e principalmente, se a intensidade nominal indicada é a que efetivamente está sendo fornecida no aparelho (KITCHEN, 2003).

Alguns métodos já foram propostos para avaliar diretamente a distribuição do campo térmico de equipamentos de ultrassom, como são descritos a seguir.

SARVAZYAN *et al.* (1985) desenvolveram um método onde utilizaram um cartão branco imerso em uma solução de azul de metileno. Este cartão, quando exposto à irradiação de US, em alguns minutos, demonstrava variações na coloração, indicando a não-homogeneidade do feixe ultrassônico. Como desvantagem possui o uso de corantes, o que dificulta a sua utilização.

CHIN *et al.* (1991) realizaram estudo teórico e experimental de avaliação da distribuição axial da temperatura de um ultrassom focalizado. Para a parte experimental, utilizaram termopares imersos em um *phantom* mimetizador de tecido muscular composto por esferas de agar imersas em uma solução de n-propanolol e gelatina animal diluída em água. Os resultados experimentais mostraram-se similares ao modelo teórico, tendo apresentado maior intensidade na região focal do feixe ultrassônico. Houve discordância nos valores referentes aos lóbulos laterais do feixe, que se apresentaram superiores aos teóricos, o que pode ter sido ocasionado pelo aquecimento viscoso dos termopares, devido a vibração destes.

SHAW *et al.* (1999) avaliaram a distribuição de temperatura ocasionada pelo US para diagnóstico por imagem em modelo experimental e teórico. Utilizaram uma matriz de termopares imersa em uma gelatina animal misturada com água. Seus resultados concordaram com o modelo teórico, porém os sensores utilizados possuíam uma vida útil curta.

Feixes de ultrassom podem ser avaliados por sistemas de imagens em tempo-real usando o método de *Schlieren* (SZABO, 2004). Este deriva de dados de deflexões da luz de laser retroespalhada por perturbações do índice refrativo da água por um feixe de ultrassom. Neste caso, a representação do feixe em cada ponto é o resultado da

passagem de luz perpendicular através do feixe. O sistema *Schlieren* pode ser sincronizado com um sistema de imagem em onda contínua ou pulsada.

Estes trabalhos apresentaram como desvantagens o fato de serem técnicas complexas, ou por utilizarem materiais (corantes, ou muitos termopares) que tornam difícil a utilização dos métodos na prática clínica, pelo próprio profissional de fisioterapia.

Além destes, *phantoms* opticamente transparentes já foram fabricados para avaliação direta da distribuição do campo térmico. *Phantoms* ultrassônicos são objetos que mimetizam certas propriedades do tecido biológico, para avaliar o comportamento do feixe acústico nos tecidos como também os efeitos do UST. O material mimetizante deve apresentar propriedades acústicas médias dos tecidos biológicos: velocidade de propagação da onda no meio, coeficiente de atenuação (absorção e espalhamento) e a impedância acústica; assim como propriedades térmicas (calor específico, difusividade térmica e condutividade térmica). Aqueles feitos para avaliar danos térmicos são compostos por proteínas, que são os indicadores sensíveis à temperatura.

TAKEGAMI *et al.* (2004) desenvolveram um *phantom* de poliacrilamida com clara de ovo, com o objetivo de avaliar o aumento de temperatura proveniente do US com feixe focalizado de alta intensidade (HIFU). Este material apresentou velocidade de propagação similar aos tecidos moles, porém com um coeficiente de atenuação com valores de até $0,3 \text{ dB.cm}^{-1}$, inferiores aos $0,7 \text{ dB.cm}^{-1}$ encontrados nos tecidos moles. Além disso, foi observado que, a altas temperaturas, a utilização da clara de ovo torna este opaco.

LAFON *et al.* (2005) desenvolveram um *phantom* para US focalizado composto por poliacrilamida associada à albumina sérica bovina (BSA). Este *phantom* apresentou

impedância acústica e velocidade de propagação similares aos tecidos moles, porém com coeficiente de atenuação cerca de um oitavo a dos tecidos moles.

DIVKOVIC *et al.* (2007) desenvolveram um *phantom* composto por acrilamida e clara de ovo de forma similar a LAFON *et al.* (2005). Foram avaliadas as propriedades acústicas e térmicas deste material, que confirmaram a velocidade de propagação similar aos tecidos moles e o coeficiente de atenuação cerca de um oitavo a destes. As propriedades térmicas apresentaram valores superiores (condutividade térmica e calor específico) aos tecidos moles.

Estes *phantoms* opticamente transparentes permitem a avaliação tridimensional do dano ocasionado pela temperatura devido à desnaturação da proteína. Entretanto, apresentam a desvantagem de serem irreversíveis, sendo utilizados somente uma vez.

Outra forma de mapear o campo térmico é pelo emprego de material termocromático. Estes são capazes de mudar de cor em função da energia ultrassônica absorvida, que é convertida em calor. E em determinada faixa de temperatura previamente determinada, há a perda ou o aparecimento da cor característica do material.

A utilização destes materiais termocromáticos para mapear o campo ultrassônico foi inicialmente demonstrada em 1971, com o trabalho de COOK & WERCHAN, ao empregar em um pequeno tanque acústico, uma membrana contendo cristais colestéricos (folha cromotérmica) na interface ar/água para interceptar o feixe ultrassônico, e a partir do aquecimento promovido pelo US, foi realizado o mapeamento em função da distribuição da temperatura local.

Outros estudos se basearam no trabalho de COOK & WERCHAN, para mapear o campo ultrassônico. MARTIN e FERNANDEZ (1997) desenvolveram um método, baseado em um modelo matemático, para aumentar a sensibilidade do material

termocromático ao estímulo térmico do ultrassom, ao acoplar à membrana cromotérmica uma camada de poliuretano com características acústicas e térmicas que favorecessem o aquecimento da membrana e retardassem o equilíbrio térmico, utilizando-se um absorvedor anecóico. A imagem de distribuição térmica era fotografada através de um espelho de *mylar* colocado a 45° do fundo do tanque acústico. Os autores observaram que as cores geradas na membrana pelo aquecimento, estavam relacionadas à intensidade média. Além disso, consideraram que, além da atenuação da onda ultrassônica, da condutividade térmica e da região do material com maior resposta ao estímulo térmico, a espessura do material absorvedor também influencia na resolução da imagem.

Da mesma forma MACEDO *et al.* (2003) realizaram o mapeamento do feixe ultrassônico de vários transdutores utilizando material termocromático. Foi realizado este mapeamento em vários planos perpendiculares ao eixo central dos transdutores. Foi acoplado ao material termocromático um absorvedor constituído de um filme de poliuretano para aumentar a resolução da imagem de distribuição de intensidade no plano, pois com a irradiação direta na folha termocromática havia a geração de imagens pouco definidas e com um número menor de cores. Os mapas obtidos se apresentaram similares aos feitos por varredura planar com hidrofone, e permitiram a detecção da variação de intensidade que há no campo próximo. No entanto, esta técnica apresentou limitações, pois ao se colocar o absorvedor acoplado à folha termocromática na interface ar/água, houve a geração de ondas estacionárias pela mudança brusca de impedância entre os meios, resultando num padrão de imagens térmicas com distorções. Além disso, o campo não abrangeu uma área de queda de intensidade de - 32 dB, preconizada pela Norma NBR IEC 1689 (1998).

GÓMEZ *et al.* (2006) utilizaram um *phantom* que mimetiza as propriedades acústicas dos tecidos biológicos e demonstraram um método para visualizar o padrão da taxa de absorção específica ao comparar a imagem térmica obtida com a incidência do feixe ultrassônico sobre a folha termocromática presa ao *phantom*, com a imagem térmica na folha sem o *phantom*. Montou-se um feixe térmico em 3D a partir dos planos obtidos a várias distâncias entre o transdutor e a folha termocromática, e, além disso, foi demonstrado que o tempo de formação da imagem na folha, depende da distância do transdutor a esta e ao meio de atenuação (*phantom* utilizado) (GÓMEZ *et al.*, 2006).

Em 2009, BUNN desenvolveu um *phantom* com propriedades similares aos tecidos biológicos moles à base de poliacrilamida, acetato de polivinila e pigmentos termocromáticos. Este permitiu visualizar a não-homogeneidade do feixe ultrassônico de transdutores de Fisioterapia. Entretanto, requer cuidados específicos em seu manuseio, o que dificulta sua utilização pelos profissionais de fisioterapia e sua vida útil é de apenas seis meses.

COSTA (2009) desenvolveu corpos de prova com material termocromático a base de resina epóxi em diferentes formatos (disco; bloco tripla camada com a central com material termocromático; bloco em cruz, com material termocromático em duas camadas formando uma cruz). A parte termocromática possuía dois tipos de materiais termocromáticos, o azul que modificava de cor a 31°C, e o vermelho, em 47°C. Foi demonstrada a aplicabilidade destes objetos para permitir a visualização da imagem térmica gerada pelo aquecimento provocado pelo aparelho de UST. Como desvantagem, a resina epóxi possuía um alto coeficiente de atenuação que provocava rápida saturação ao aquecimento do corpo de prova, e perda da reversibilidade do material termocromático se utilizado a irradiação ultrassônica com aparelhos de UST por mais de 15s.

BUTTERWORTH *et al.* (2012) desenvolveram objetos compostos por camadas de poliuretano e pigmentos termocromáticos que modificam a cor a partir de 30°C para avaliar equipamentos de UST. Dois tipos foram confeccionados, um com dupla camada, onde o material termocromático é adicionado à camada que possui maior absorção acústica; e um de tripla camada, onde o pigmento foi adicionado a camada intermediária. Para captura da imagem, o transdutor é colocado sobre o objeto com uma camada de gel como meio de acoplamento, há a irradiação do ultrassom durante um tempo e, após, tira-se o transdutor e o excesso de gel com uma toalha e captura-se a imagem 10 a 15 s após o fim da irradiação. Os resultados mostraram boa comparação qualitativa em relação à varredura por hidrofone dos mesmos transdutores, mas há divergências na comparação quantitativa, principalmente devido a não-linearidade da relação termocromática.

Zauhar *et al* (2015) avaliaram o objeto desenvolvido no estudo de BUTTERWORTH *et al.* (2012) para estimação da ERA de 9 transdutores utilizados em tratamento. Eles supõem que a intensidade acústica médio-temporal de cada pixel é proporcional ao quadrado da pressão acústica integrada ao longo do caminho óptico. Determinaram em seguida, a ERA diretamente da imagem adquirida do objeto termocromático utilizando cálculos descritos na IEC 61689 (2013). Os autores declaram diferenças entre os resultados experimentais e valores do fabricante inferior a 25% com o material termocromático tendendo a subestimar a ERA. Também mencionam que a repetibilidade e a reprodutibilidade dos resultados são ambas altamente dependentes da pressão aplicada no transdutor de tratamento, que garante bom acoplamento acústico ao objeto. A fim de minimizar o problema, o uso de um peso de massa conhecida foi proposto neste trabalho. Entretanto, este problema parece ser mais pronunciado sobre

transdutores de formato curvo, quando é mais difícil aplicar peso suficiente para realizar uma repetibilidade adequada.

A presente tese propõe um corpo de prova em formato de disco à base de silicone e material termocromático e um protocolo de utilização para avaliação de aparelhos de UST. O trabalho demonstra a aplicabilidade deste objeto na avaliação de alguns aparelhos de UST. Além disso, realiza a avaliação da homogeneidade ao ultrassom de diferentes amostras destes corpos de prova e comparação interoperadores no uso do protocolo na obtenção das imagens térmicas.

IV- Materiais e Métodos

Nesta seção serão relatados os materiais e métodos para confecção dos corpos de prova e medição de suas propriedades acústicas, proposta de protocolo para aquisição de imagens térmicas com os corpos de prova, avaliação de sua homogeneidade e da repetibilidade do método proposto, além de avaliação do protocolo no acompanhamento de aparelhos de UST.

IV.1 Confecção dos corpos de prova e medição das propriedades acústicas

Optou-se por confeccionar corpos de prova à base de silicone, por apresentarem propriedades convenientes para a aplicação desejada (incolor, miscível com material termocromático, e estado sólido após a cura). O material selecionado foi o RTV615 (General Electric®), composto por uma solução de dois produtos RTV 615A e RTV 615B, na proporção de 1:10 (Maggi *et al*, 2009). Antes do processo de cura, apresentam um padrão viscoso, o que possibilita serem misturados com o material termocromático.

Quanto ao material termocromático foi utilizado o pigmento termocromático em pó (Chromazone®) na cor verde (45°C) – este pigmento modifica a cor quando a temperatura atinge 45°C.

Os equipamentos e materiais utilizados para a confecção dos corpos de prova foram os seguintes:

- Balança digital, modelo ARA520 (Ohaus Adventurer) - resolução de 0,01g;
- Bomba a vácuo Ind. Mec. Primer Ltda. (Modelo 166, 104N 1016);
- Moldes (placa de petri - Techno Plastic Products AG (TPP) - Mod 93040);
- Bastão de vidro (Roni Alzi);

- Peneira do tipo comercial com abertura retangular de 0,20 x 0,08 mm.

O processo de confecção dos corpos de prova à base de silicone segue o seguinte protocolo: mistura-se o RTV 615B com o pigmento termocromático em pó (Chromazone®) – verde (45°C) (proporção de 0,5% do volume total). Após isto, peneira-se para evitar a formação de um aglomerado do pigmento termocromático e mistura-se com o RTV 615A. A mistura dos componentes é realizada a mão utilizando um bastão de vidro. Esta é levada a uma câmara de vácuo para retirada de bolhas, por aproximadamente 1 hora. Devido a dificuldade das bolhas estourarem, pela alta viscosidade do silicone utilizado, é necessária a inserção rápida de ar na câmara, o que é realizado com interrupção do vácuo de forma súbita, até que não haja bolhas na superfície. Para a confecção dos corpos de prova deste estudo foram necessárias de 50 a 60 interrupções do vácuo. Em seguida, a mistura é colocada em moldes sobre uma superfície nivelada de vidro para iniciar o processo de cura, que dura aproximadamente 12 horas em temperatura ambiente (25°C).

IV.1.1 Medições das propriedades acústicas

Foram avaliados os valores de velocidade de propagação e coeficiente de atenuação do corpo de prova à base de silicone. Os materiais, programas computacionais e equipamentos utilizados para medição e análise das amostras estão listados abaixo:

- ✓ Gerador de funções, modelo AFG 3021 (Tektronix; Beaverton, OR, EUA);
- ✓ Osciloscópio, modelo DSO 5012A (Agilent Technologies; Santa Clara, CA, EUA);
- ✓ Computador PC para análise e processamento dos sinais;

- ✓ Dois transdutores de 1 MHz (Panametrics – NDT- Olympus- V303) com largura de banda de 0,70 a 1,30 MHz;
- ✓ Termômetro modelo 52 (Fluke; Everett, WA, USA);
- ✓ Paquímetro digital (DIGIMESS, São Paulo, Brasil) para a avaliação da espessura dos corpos de prova;
- ✓ Programa em LabVIEW™ (National Instruments, Austin, Texas, EUA) para armazenar os dados;
- ✓ Algoritmo desenvolvido em Matlab® (Mathworks; Natick, MA, EUA) para processamento dos dados.

As propriedades acústicas das amostras foram obtidas pelo método de transmissão-recepção com temperatura monitorada (ZELL *et al.*, 2007). Dois transdutores ultrassônicos com frequência de 1 MHz, submersos em água destilada dentro de um tanque com dimensões de 18 x 18 x 25 cm foram utilizados (Figura IV.1). Estes foram fixados em cilindros de alumínio como suporte para alinhá-los, em uma montagem experimental onde a face de um fica voltada para a face do outro. O transdutor transmissor (Tt) é excitado com um sinal produzido por um gerador de funções. Este sinal é composto por uma salva de senóides (*burst*), com 5 ciclos, frequência central de 1 MHz, amplitude de 10Vpp (volts medidos pico-a-pico) e frequência de repetição de pulso 1kHz. O sinal transmitido por Tt é coletado pelo transdutor receptor (Tr) e exibido em um osciloscópio digital. Os dados coletados são armazenados por um programa em LabVIEW™. Estes foram processados utilizando um algoritmo desenvolvido em Matlab®. A temperatura foi monitorada durante todo o experimento com um termômetro digital.

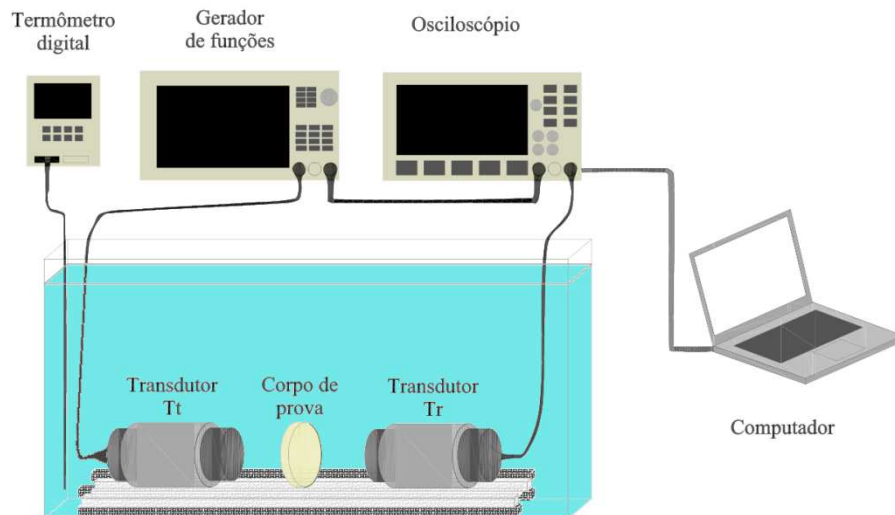


Figura IV.1 - Montagem experimental para aquisição dos sinais para a estimação das propriedades acústicas dos corpos de prova confeccionados.

O procedimento utilizado consistiu em colocar os transdutores e as amostras a serem medidas dentro do tanque acústico com água e aguardar 30 minutos para que ocorresse equilíbrio térmico de todo o sistema. Os transdutores ficavam presos em um suporte para manter a mesma distância em todas as medições. Após isso, os seguintes passos são realizados: coleta do sinal de referência (sem a amostra entre os transdutores), registro da temperatura, posicionamento da amostra entre os transdutores (sem tocá-los) e coleta do sinal que se propagou pela amostra e registro da temperatura final. As medições foram realizadas em cinco dias, e a cada dia, o procedimento foi repetido 10 vezes.

A velocidade de propagação na amostra (v_{cp}) foi estimada a partir da equação IV.1 que se segue (MAGGI *et al*, 2012):

$$v_{cp} = \left(\frac{xv_{ref}}{x - tv_{ref}} \right), \quad \text{Eq.IV.1}$$

onde,

x é a espessura da amostra em cm;

t é a diferença de tempo entre os sinais de referência e da amostra e;

v_{ref} é a velocidade de propagação do ultrassom na água.

A v_{ref} foi obtida a partir da Equação IV.2 descrita abaixo na faixa de temperatura de 15-35°C (LUBBERS AND GRAAFF, 1998).

$$v_{ref} = 1402,38 + 5,03T - 0,05T^2 + 3,34 \cdot 10^{-4}T^3 - 1,47 \cdot 10^{-6}T^4 + 3,14 \cdot 10^{-9}T^5, \quad \text{Eq IV.2}$$

IV.2

O coeficiente de atenuação (c_α) foi obtido empregando-se o pico do módulo da FFT (*Fast Fourier Transform*) dos sinais de referência (A_{ref}) e o do corpo de prova (A_{cp}) conforme a Equação IV.3.

$$c_\alpha = \frac{20 \log \left(\frac{A_{ref}}{A_{cp}} \right)}{x} \quad (\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}), \quad \text{Eq IV.3}$$

onde,

x é a espessura da amostra (em cm).

Foram calculadas as incertezas-padrão que contribuem para a incerteza de medição da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação dos corpos de prova. Informações sobre este cálculo podem ser vistos em Anexo, item A.

IV.2 Proposta de protocolo para obtenção das imagens térmicas no corpo de prova

O propósito do uso do corpo de prova é avaliar alterações da intensidade ao longo do tempo, mesmo que não se conheça a calibração do equipamento.

Nesta aplicação, o usuário realiza a imagem térmica em seu equipamento de UST, nas intensidades utilizadas em seus protocolos de tratamento. Esta imagem é guardada e servirá como referência para comparação com as outras que vão ser obtidas no decorrer do uso do aparelho. Assim, é possível avaliar eventuais alterações, e caso haja, enviar o equipamento para manutenção e calibração.

Os materiais utilizados são os seguintes:

- Câmera fotográfica digital, modelo DSC-W730 (*Sony*®) – com distância focal 4,5-36 mm;
- Tripé;
- Equipamento de ultrassom fisioterapêutico;
- corpo de prova termocromático com diâmetro de 3,77 cm e espessura 0,45cm;
- adaptador de PVC para o transdutor.

O protocolo para obtenção das imagens no corpo de prova termocromático é descrito a seguir. A montagem experimental pode ser visualizada na Figura IV.2.

- a) A câmera digital é posicionada em um tripé, para fixar a altura durante os experimentos (15 cm separada do corpo de prova);
- b) Acopla-se um adaptador feito de PVC ao transdutor (Figura IV.3 (a) e (b)).
A distância entre a face do transdutor e o corpo de prova é 1,4 cm;
- c) Esta distância é preenchida com água a temperatura de $24 \pm 1^\circ\text{C}$;
- d) Coloca-se o corpo de prova termocromático no topo do adaptador de modo que não fique com bolhas de ar abaixo do corpo de prova;

- e) Obter primeira foto (imagem referência) (Figura IV.4 (a));
- f) Ligar o equipamento de UST;
- g) Após 30 s, tirar a segunda foto e desligar o UST (imagem final) (Figura IV.4 (b)). Este tempo foi estipulado para preservar a reversibilidade do pigmento termocromático.

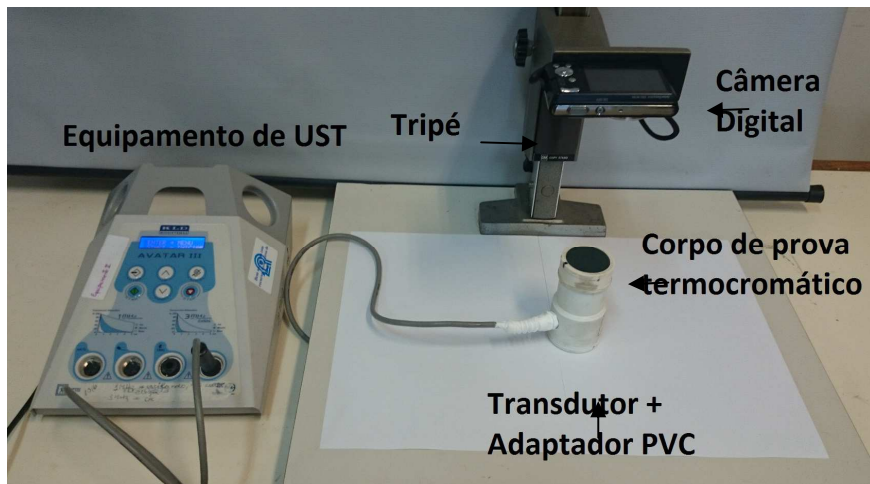


Figura IV.2 – Montagem experimental para obtenção das imagens térmicas no corpo de prova.

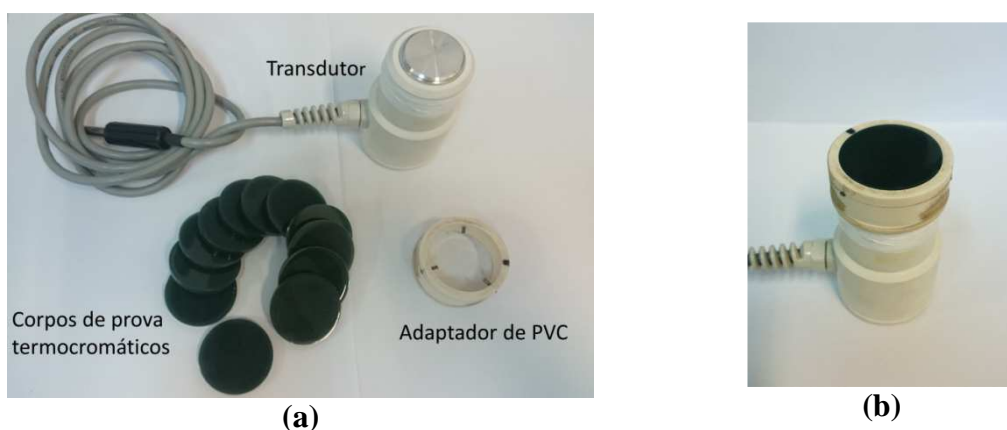
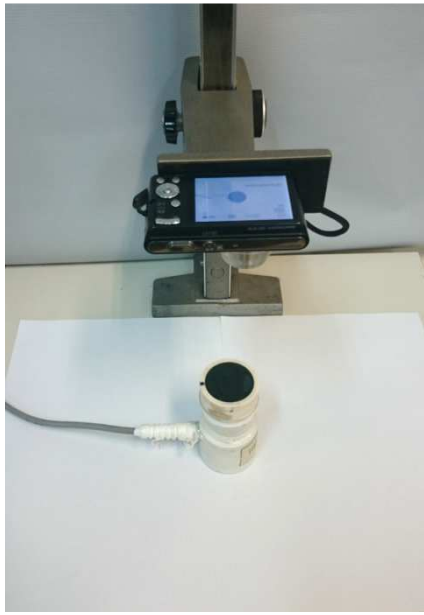


Figura IV.3 – (a) Transdutor, adaptador de PVC e os corpos de prova termocromáticos. (b) Adaptador com corpo de prova já acoplado no transdutor. Espaço entre a face do transdutor e o corpo de prova preenchido por água destilada.



(a)



(b)

Figura IV.4 – Montagem experimental para obtenção da imagem térmica. (a) antes de ligar o aparelho de UST, imagem de referência, tempo 0s. (b) após 30 s, tira-se a foto, imagem final.

Um exemplo de sequência de imagens do corpo de prova durante o experimento para obtenção da imagem térmica é mostrada na Figura IV.5. Após início de irradiação com o aparelho de UST, as Figuras IV.5a e IV.5b mostram nos tempos de 10 e 20 segundos, respectivamente. Na Figura V.5c é possível visualizar no final do tempo estipulado de 30 segundos. Finalmente, na Figura V.5d observa-se a imagem do corpo de prova dois minutos após desligar o aparelho de UST, mostrando a reversibilidade do material termocromático.

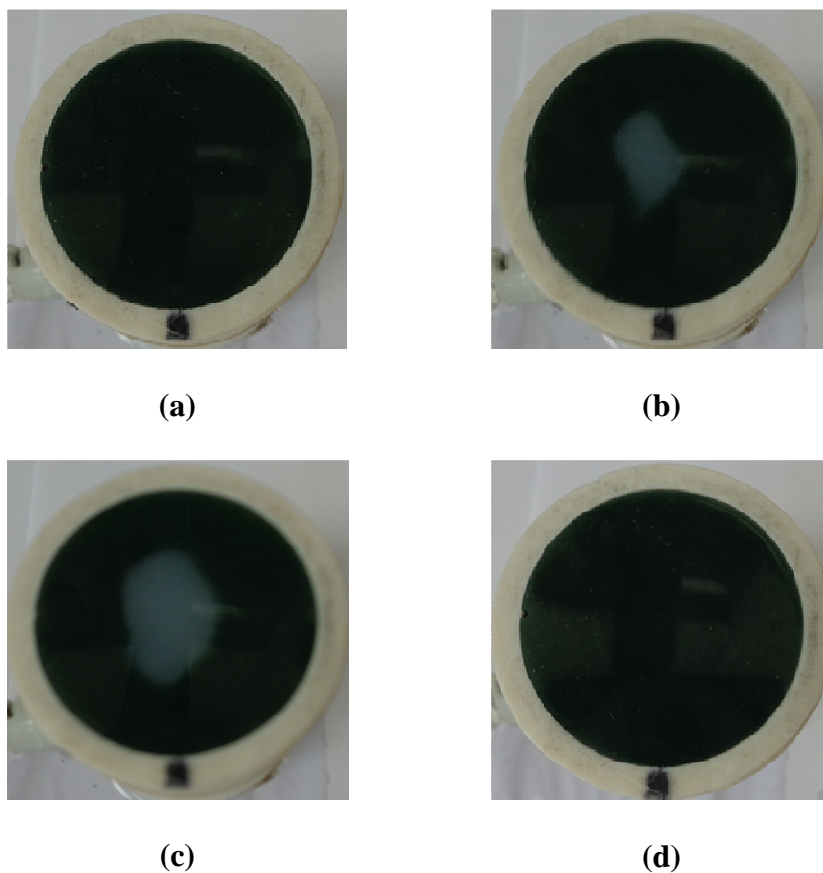


Figura IV.5 – Exemplo de sequência de imagens durante o experimento para obtenção da imagem térmica. Durante a irradiação com equipamento de UST, 3 MHz, $1\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$: (a) tempo 10s; (b) tempo de 20s; (c) no final do experimento, tempo de 30s e (d) 2 minutos após desligar o equipamento - é possível observar a reversibilidade do material termocromático.

Para todas as imagens obtidas neste estudo foi realizada a análise quantitativa. Foi desenvolvido um algoritmo em Matlab® (Mathworks Inc., Natick, MA) para determinar a região e respectiva área geométrica produzida pelo aquecimento. O processamento das imagens foi baseado em filtros morfológicos e pode ser resumido nos seguintes passos (o processo mais detalhado é apresentado em Anexo- item C):

- (a) As imagens de referência e final são convertidas para escala de cinza;

- (b) A imagem final é segmentada, utilizando filtros morfológicos, para detectar o material termocromático;
- (c) O tamanho do pixel é determinado baseado na real dimensão do corpo de prova termocromático;
- (d) A região aquecida é segmentada utilizando a diferença de imagem produzida pela subtração da imagem de referência pela final, e uma sequência de filtros morfológicos;
- (e) Determinação da região aquecida e cálculo desta área (em cm^2).

Este protocolo de obtenção de imagem térmica no corpo de prova bem como o processamento das imagens para o cálculo da área aquecida será utilizado nas próximas seções.

IV.3 Avaliação da homogeneidade e sensibilidade dos corpos de prova termocromáticos

Este estudo foi realizado para avaliar a homogeneidade de diferentes amostras de corpos de prova termocromáticos, bem como a influência do operador na realização das medições do protocolo. Para evitar a interferência dos equipamentos de ultrassom terapêutico, nesta parte do estudo, todos os transdutores foram excitados por instrumentação laboratorial descrita a seguir. Todas as medições foram conduzidas no Laboratório de Ultrassom do Inmetro (Labus/Inmetro).

Foram utilizados dois transdutores, frequência de 3 MHz, pertencentes a equipamentos de Fisioterapia (Transdutor A e B) (modelo Avatar III) de diâmetros de 2,5 cm e um transdutor para testes não-destrutivos (NDT) de 3,5MHz (Transdutor C) (modelo A380S, Panametrics- Olympus-NDT, USA) com diâmetro de 2,54 cm.

O transdutor NDT foi incluído no estudo por ser um elemento com maiores exigências técnicas para sua confecção, apresentando maiores padrões de homogeneidade do campo. São considerados transdutores padrão. Portanto, espera-se que apresente um padrão de aquecimento mais homogêneo.

Os três transdutores foram calibrados para gerar 1.0 W.cm^{-2} durante os experimentos de captura das imagens no corpo de prova termocromático. Foi realizado o mapeamento acústico como especificado pela IEC 61689 (2013) e a ERA foi determinada. Além disso, foi realizado o levantamento da potência ultrassônica com balança de força de radiação, de acordo com a IEC 61161 (2013).

Para os experimentos de captura da imagem térmica nos corpos de prova termocromáticos, os transdutores foram excitados, com suas respectivas frequências nominais, por uma onda senoidal contínua obtida por um gerador de funções AFG 3252 (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA) conectado a um amplificador RF E&I 3200L (Eletronics and Innovation, Rochester, NY, USA) para produzir a potência necessária para gerar a intensidade eficaz de 1.0 W.cm^{-2} . O esquema da montagem experimental pode ser visualizada na Figura IV.6.

Foram utilizadas 12 amostras de corpos de prova e estes foram separados em 3 grupos com 4 amostras cada. Cada um dos grupos foi utilizado para as medições de um dos 3 transdutores neste estudo. Para realizar este estudo foram utilizados 2 operadores, e cada um realizou uma série de 3 repetições do protocolo de captura da imagem térmica em cada uma das 4 amostras de cada grupo (Figura IV.7) Estas foram obtidas na frequência de 3 MHz, na intensidade de $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$, nos tempos de 0 e 30s.

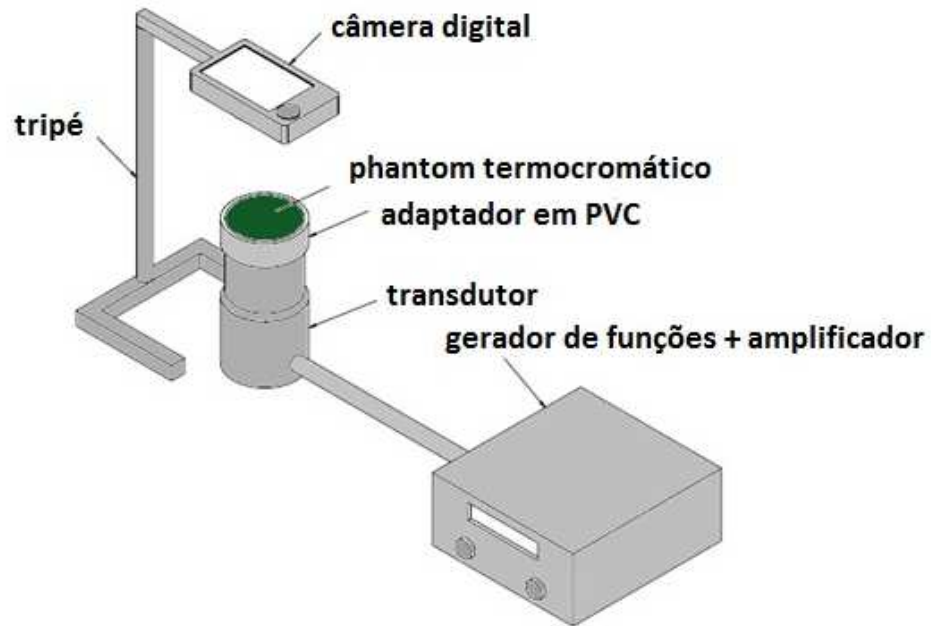


Figura IV.6- Montagem experimental para obtenção das imagens no corpo de prova com o transdutor excitado a partir de instrumentação laboratorial (gerador de funções + amplificador).

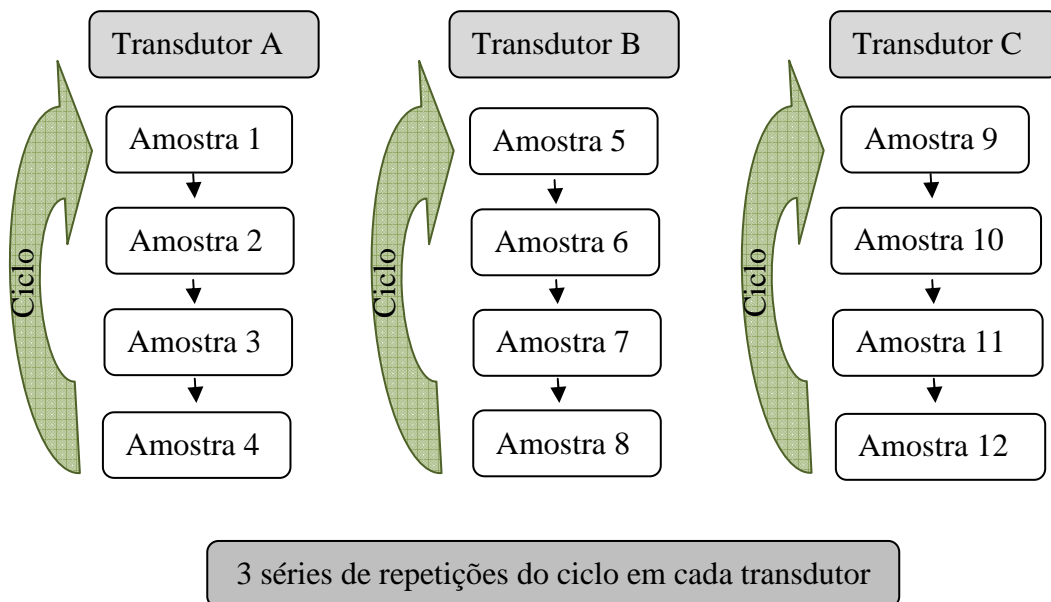


Figura IV.7 – Esquema de obtenção das imagens térmicas nos 3 transdutores.

O grau de sobreposição entre as áreas aquecidas das três diferentes medições da mesma amostra foi avaliado pelo parâmetro razão da área de sobreposição. Este é calculado como:

$$\text{Razão de sobreposição} = \frac{\text{Area}_{med1} \cap \text{Area}_{med2} \cap \text{Area}_{med3}}{\text{Area}_{med1} \cup \text{Area}_{med2} \cup \text{Area}_{med3}} \quad \text{Eq. IV.4}$$

Onde, Area_{med1} , Area_{med2} , Area_{med3} representam a região da área aquecida de medição para uma amostra específica.

Análise estatística: Para avaliar a homogeneidade das amostras de mesmo grupo para cada operador independente, foi realizado o teste qui-quadrado ($\alpha = 0,05$). Caso fossem consideradas homogêneas, o resultado obtido em cada grupo foi combinado. Aplicou-se o Teste F para avaliar se os resultados de cada operador tem a mesma variância, e o Teste t de diferença entre duas médias ($\alpha = 0,05$) para analisar se há diferença estatística entre os resultados de cada operador. Após, os resultados para cada operador foram combinados fornecendo a média da área aquecida para cada transdutor.

IV.4 Avaliação do protocolo no acompanhamento de aparelhos de UST

Para avaliação do protocolo no acompanhamento de equipamentos de UST, foram utilizados dois equipamentos de UST (A e B), na frequência de 3 MHz e antes do início dos experimentos de acompanhamento foi realizada a caracterização deste com medição da potência ultrassônica e o mapeamento do campo acústico conforme recomendado pela Norma IEC 61689 (2013) no Laboratório de Ultrassom da COPPE/UFRJ. A metodologia é descrita a seguir.

IV.4.1 Potência ultrassônica

Para medição da potência de saída dos equipamentos foi utilizada uma balança de força de radiação (UPM-DT-1; Ohmic Instruments, Easton, MD, EUA), que possui um cone metálico como alvo refletor. Os equipamentos UST foram configurados para operar em modo contínuo e avaliados nas frequências de trabalho do transdutor utilizado, 3 MHz.

O processo de medição ocorre com o recipiente da balança preenchido com água destilada e o transdutor fixado em um suporte e com a sua superfície imersa na água, alinhada com o centro do cone metálico e a 1 cm deste (distância determinada pela Norma), garantida a ausência de bolhas entre o transdutor e o alvo (Figura IV.8). O sistema foi montado em superfície estável, em local com temperatura ambiente de $26^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e livre de correntes de ar. A Figura IV.9 ilustra a montagem experimental.

A potência emitida foi medida na faixa nominal dos equipamentos (de 0,50W a 10,00W, com passos de 0,50W).

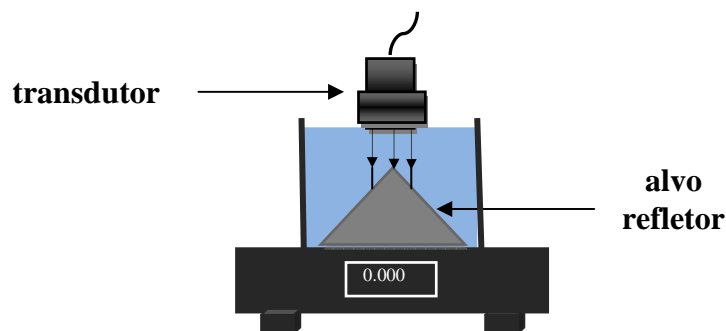


Figura IV.8 – Esquema de uma balança de força de radiação. O transdutor fica suspenso preso a um suporte, com sua face imersa em água. O aparelho de UST gera uma onda que atinge o alvo refletor (cone metálico) produzindo uma força que é medida pela balança.



Figura IV.9– Arranjo experimental para medição da potência ultrassônica dos equipamentos de UST.

IV.4.2 Levantamento do campo acústico dos transdutores para cálculo da ERA

O mapeamento do campo acústico foi realizado com os seguintes equipamentos e programas computacionais:

- ✓ tanque acústico de dimensões 90 x 60 x 50 cm preenchido com água destilada, com motor de passo, que opera nos eixos X, Y e Z;
- ✓ gerador de sinais, modelo *AFG 3021B* (Tektronix; Beaverton, OR, EUA);
- ✓ osciloscópio, modelo *TDS 3014B* (Tektronix; Beaverton, OR, EUA);
- ✓ transdutores ultrassônicos de fisioterapia nas frequências de 1 e 3 MHz (Avatar III, KLD, Brasil);
- ✓ hidrofone (Needle Hydrophone, *Precision Acoustics LTD*) de diâmetro 0,5 mm e sensibilidade a 1 MHz 200,7 mV/MPa e a 3 MHz 185,5 mV/MPa;
- ✓ Computador PC;
- ✓ Programas em LabVIEW™ (National Instruments, Austin, Texas, EUA) para controle do motor de passo e para cálculo da ERA.

A Figura IV.10 ilustra a montagem experimental. O procedimento para mapeamento consistiu em colocar o transdutor e o hidrofone dentro do tanque acústico com água e aguardar 30 minutos para que ocorresse equilíbrio térmico de todo o sistema. O motor é controlado por um software desenvolvido em LabVIEW™ e opera em passos de 0,174 mm. Para cada transdutor foi realizada varredura a 0,3 cm da face do transdutor (IEC 61689, 2013). A Figura IV.11 ilustra um dos mapeamentos acústicos realizados, com a distribuição da pressão acústica no plano de varredura em 2D a 0,3 cm de distância do transdutor na frequência de 1 MHz. Nos eixos X e Y a unidade utilizada é o número de passos da varredura (1 passo: 0,174 mm). Um programa desenvolvido em LabVIEW™ foi utilizado para cálculo do valor da ERA de cada transdutor.

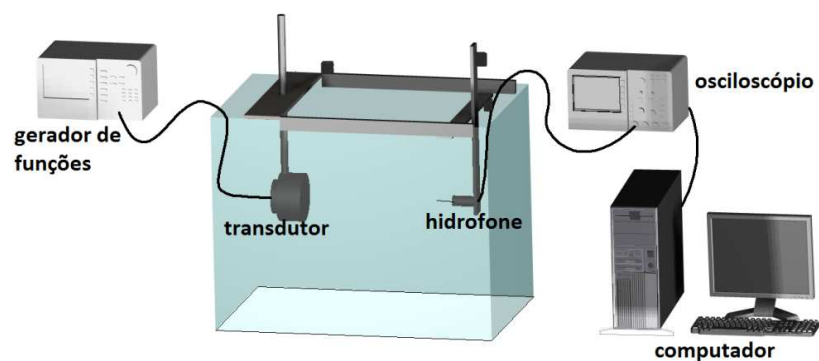


Figura IV.10 - Montagem experimental para levantamento do campo acústico de transdutores de fisioterapia baseado na Norma IEC 61689 (2013).

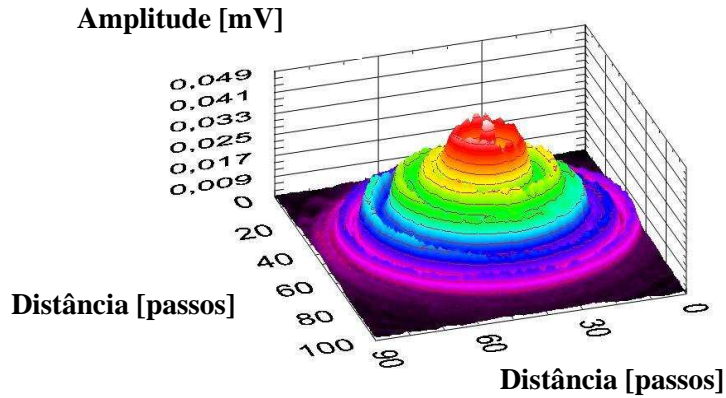


Figura IV.11- Distribuição da pressão acústica no plano de varredura em 2D a 0,3 cm de distância do transdutor na frequência de 1 MHz. Nos eixos X e Y a unidade utilizada é o número de passos da varredura (1 passo: 0,174 mm).

IV.4.3 Acompanhamento dos aparelhos de UST

Para avaliação do protocolo no acompanhamento de equipamentos de UST, foram utilizados dois equipamentos na frequência de 3 MHz e no intervalo de 2 meses cada, foram obtidas imagens térmicas com o mesmo protocolo (total de 6 meses) (Figura IV.12).

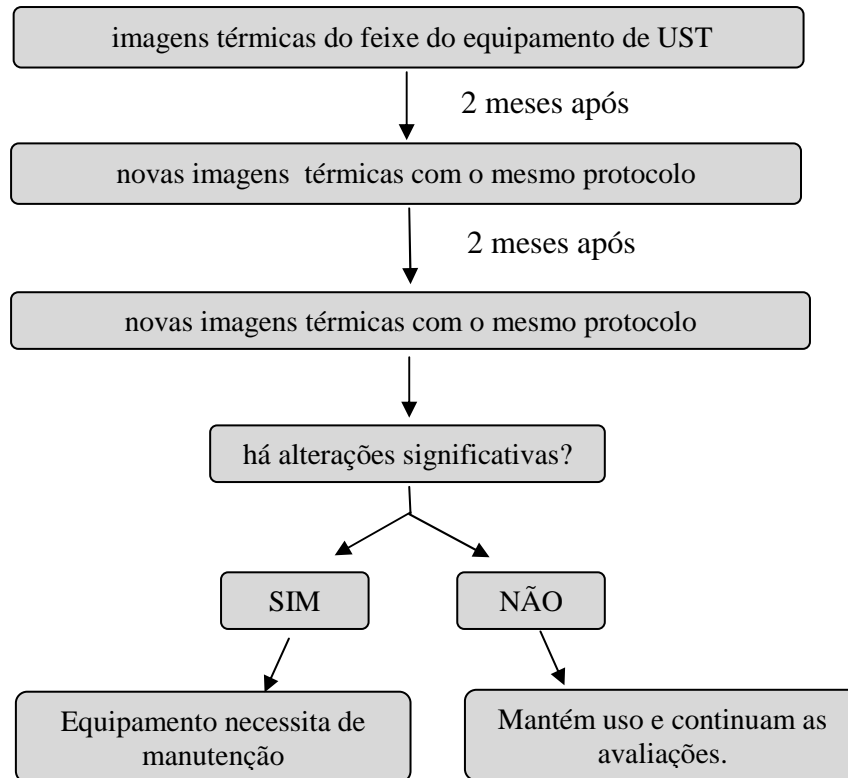


Figura IV.12 – Diagrama de blocos sobre os experimentos para acompanhamento dos equipamentos de UST com a aplicação do protocolo de obtenção das imagens térmicas com os corpos de prova.

Foram utilizadas 4 amostras de corpos de prova, e dois operadores, onde cada um realizou uma série de 3 medições do protocolo de captura da imagem térmica em cada uma das amostras, na intensidade de $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$, nos tempos de 0 e 30s (Figura IV.13).

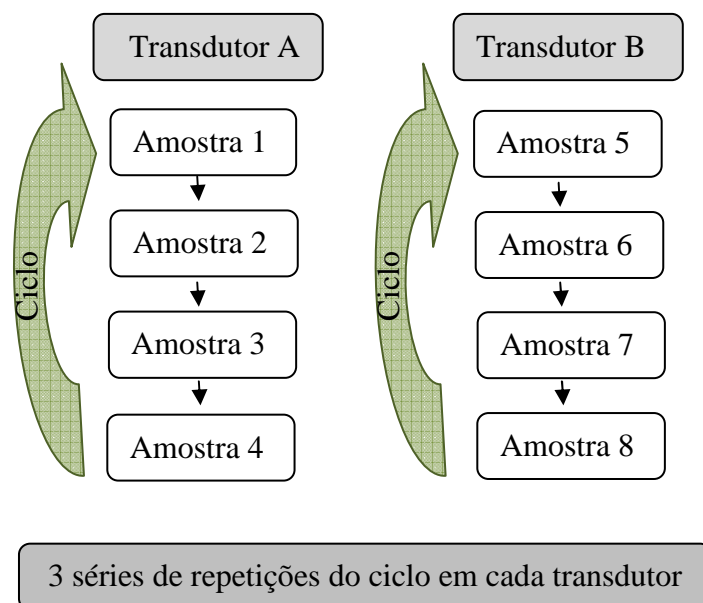


Figura IV.13 – Esquema de obtenção das imagens térmicas nos 2 transdutores a cada dia de obtenção das imagens térmicas.

Para verificar se existe diferença entre as amostras, em cada dia, utilizou-se a ANOVA de uma via (F) e o post hoc (método *Holm-Sidak*) quando necessário. Nos casos em que a normalidade e igualdade de variância não se confirmaram, utilizou-se o teste não paramétrico *Kruskall-Wallis* (H). Para verificar se existe diferença entre os operadores foi utilizado o teste t pareado (t), ou o *Wilcoxon* (W) no caso da distribuição não ser normal. Foi adotado o nível de significância de $\alpha = 0,05$. Todos estes procedimentos estatísticos foram realizados no software *SigmaStat 3.5* (Systat Software Inc., San Jose, CA, EUA).

IV.5 Utilização do corpo de prova na obtenção de imagens em aparelhos de UST na frequência de 1 MHz

Foram obtidas imagens térmicas em 2 equipamentos, na frequência de 1 MHz (Transdutor D e E), mas somente em um dia de medição, para fins de avaliação da imagem no corpo de prova nesta frequência. Como realizado no item IV.4, foi realizada a caracterização destes com medição da potência ultrassônica e o mapeamento do campo acústico conforme recomendado pela Norma IEC 61689 (2013) no Laboratório de Ultrassom da COPPE/UFRJ. A metodologia já descrita nos itens IV.4.1 e IV.4.2, respectivamente.

Foram utilizadas 4 amostras de corpos de prova e realizada uma série de 3 repetições do protocolo de captura da imagem térmica em cada uma das amostras, na intensidade de $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$, nos tempos de 0 e 30s. Foi realizada análise estatística para verificar se existe diferença entre as amostras.

V. Resultados

Este capítulo apresenta resultados dos parâmetros acústicos dos corpos de prova confeccionados à base de silicone. Em seguida, os resultados da avaliação da homogeneidade do corpo de prova e da repetibilidade do método proposto, além de avaliação do protocolo no seguimento de aparelhos de UST.

V.1 Propriedades acústicas do corpo de prova

Os resultados de média e desvio-padrão para velocidade de propagação e coeficiente de atenuação são demonstrados nas Figuras V.1 e V.2, respectivamente. Foram realizados cinco ciclos de 10 medições em um período de 1 ano (cada ciclo em um único dia).

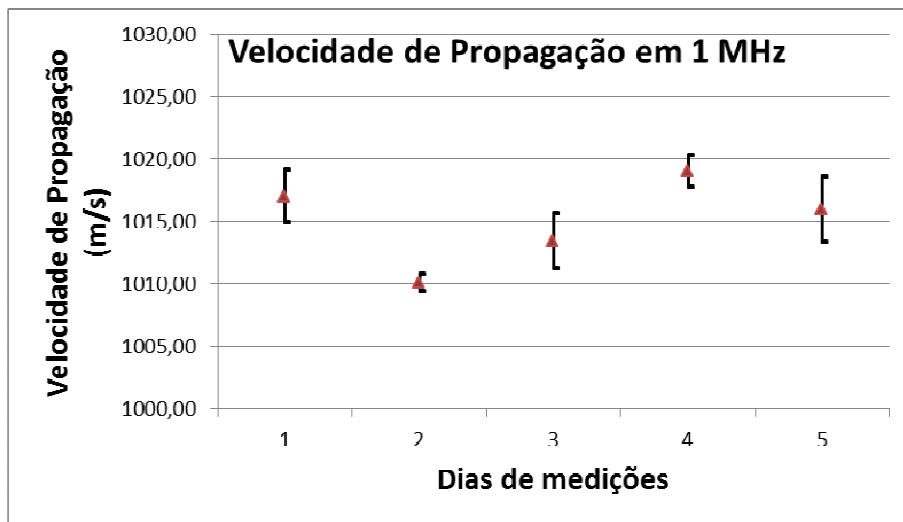


Figura V.1 – Valores de média e desvio-padrão da velocidade de propagação nas amostras de silicone nos cinco dias de medições, na frequência de 1 MHz.

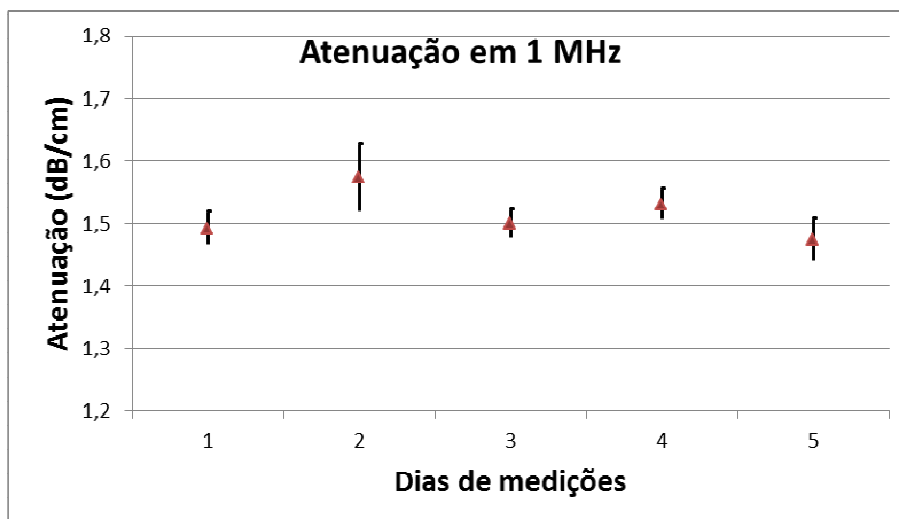


Figura V.2– Valores de média e desvio-padrão do coeficiente de atenuação nas amostras de silicone nos cinco dias de medições, na frequência de 1 MHz.

Em 1 ano, não foi detectada qualquer alteração significativa nos valores das propriedades acústicas nos corpos de prova termocromáticos à base de silicone, na frequência de 1 MHz.

A incerteza padrão expandida para o cálculo da velocidade de propagação (U_v) foi de $4,0 \text{ m.s}^{-1}$ ($p = 0,95$). Já para coeficiente de atenuação, a incerteza padrão expandida (U_{c_α}) foi de $0,1 \text{ dB.cm}^{-1}$ ($p = 0,95$). As tabelas com valores de incertezas-padrões das variáveis são apresentados em Anexo – item B.

V.2 Avaliação da homogeneidade das amostras e comparação interoperadores

A Tabela V.1 mostra os resultados da Área de Radiação Eficaz (ERA), potência ultrassônica de saída (P) e intensidade eficaz (I_e), para os três transdutores utilizados com suas respectivas incertezas expandidas (U). Imagens de mapeamento a 0,3 cm da face dos transdutores para determinar a ERA são apresentados na Figura V.3.

Tabela V.1. Resultados da Área de Radiação Eficaz (ERA), potência de saída ultrassônica (P) e intensidade eficaz (I_e), para os três transdutores com as respectivas incertezas expandidas U ($k = 2$).

	ERA [cm ²]	U_{ERA} [cm ²]	P [W]	U_P [W]	I_e [W.cm ⁻²]	U_{I_e} [W.cm ⁻²]
Transdutor A	2,71	0,26	2,70	0,09	1,00	0,10
Transdutor B	3,03	0,12	3,03	0,08	1,00	0,05
Transdutor C	4,60	0,18	4,57	0,11	0,99	0,05

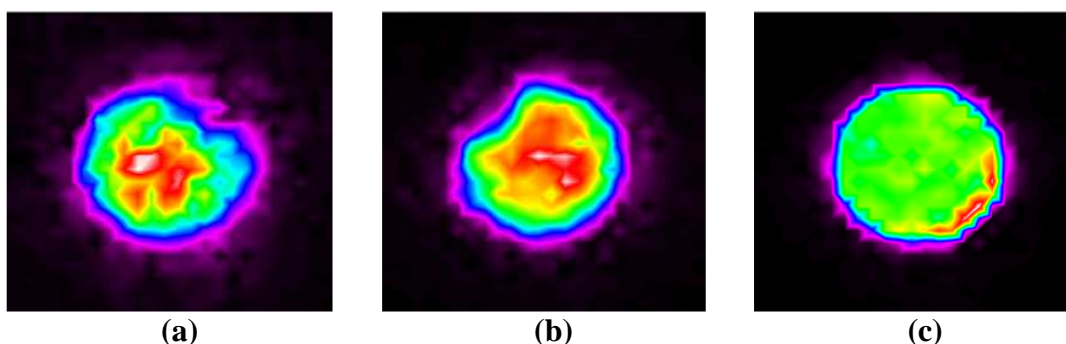


Figura V.3 - Exemplos da área de seção transversa em 0,3 cm da face dos transdutores: (a) Transdutor A, (b) Transdutor B e (c) Transdutor C.

Os transdutores de fisioterapia, A e B, ambos apresentaram valores de ERA menores comparados ao transdutor NDT (C). Além disso, este transdutor apresenta uma imagem mais homogênea na área de seção transversal do feixe a 0,3 cm comparado aos transdutores de fisioterapia.

Exemplos de imagens da área aquecida nos equipamentos A, B e C em 3 MHz, 1 W.cm⁻² em diferentes amostras de corpos de prova, pelos dois operadores, bem como as áreas de contorno amplificadas das áreas de aquecimento podem ser vistas nas Figuras V.4, V.5 e V.6, respectivamente.

Na Figura V.4a, pode ser visto a área de aquecimento produzido pelo transdutor A na primeira medição realizado pelo operador 1, utilizando a amostra 4. Utilizando a

mesma amostra (4), a área aquecida obtida na terceira medição realizada pelo operador 2 é apresentada na Figura V.4b. Um exemplo da área aquecida obtida pelo operador 2 utilizando uma amostra diferente (3) é mostrada na Figura V.4c. As áreas de contorno obtidas pelas três repetições realizadas pelo operador 1 e operador 2 na amostra 4 são apresentadas nas Figuras IV.4d e IV.4e, respectivamente. Na Figura IV.4f, podem ser vistas as áreas de contorno realizadas pelo operador 2 utilizando uma diferente amostra (3).

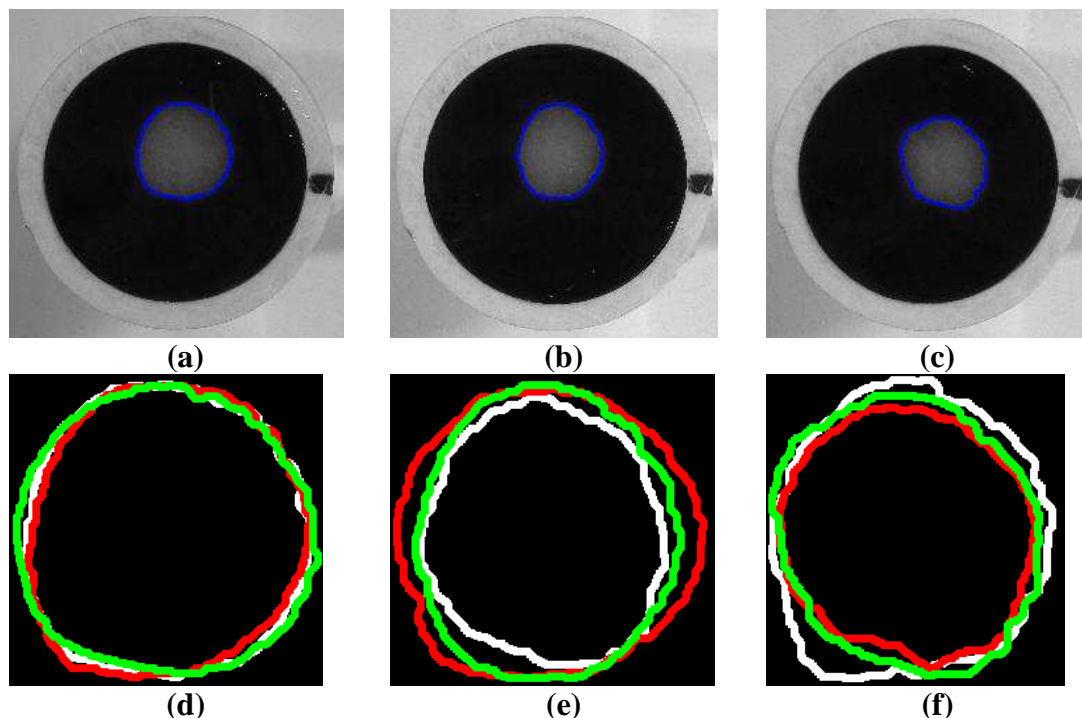


Figura V.4 - Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, 1 W.cm⁻². (a) amostra 4, operador 1, primeira medição. Em (b) é apresentado pelo operador 2, para a mesma amostra 4, na terceira medição. A área de contorno amplificada para as três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 são apresentadas em (d) e (e) respectivamente. A imagem (c) de uma amostra diferente, número 3, na terceira medição, operador 2, e a área de contorno amplificada para as três medições desta amostra são apresentadas em (f).

Considerando o transdutor B, na Figura V.5a pode ser vista a área de aquecimento produzida pela terceira medição realizada pelo operador 1, utilizando a amostra 8. Com a mesma amostra, a área obtida pela primeira repetição realizada pelo operador 2 é mostrada na Figura V.5b. Um exemplo de área aquecida de uma amostra diferente (6) é mostrada na Figura V.5c. As áreas de contorno obtidas pelas três repetições realizadas pelos operadores 1 e 2 na amostra 8 são apresentadas nas Figuras IV.5d e IV.5e, respectivamente. Na Figura IV.5f, podem ser vistas as áreas de contorno realizadas pelo operador 1 utilizando uma diferente amostra (6).

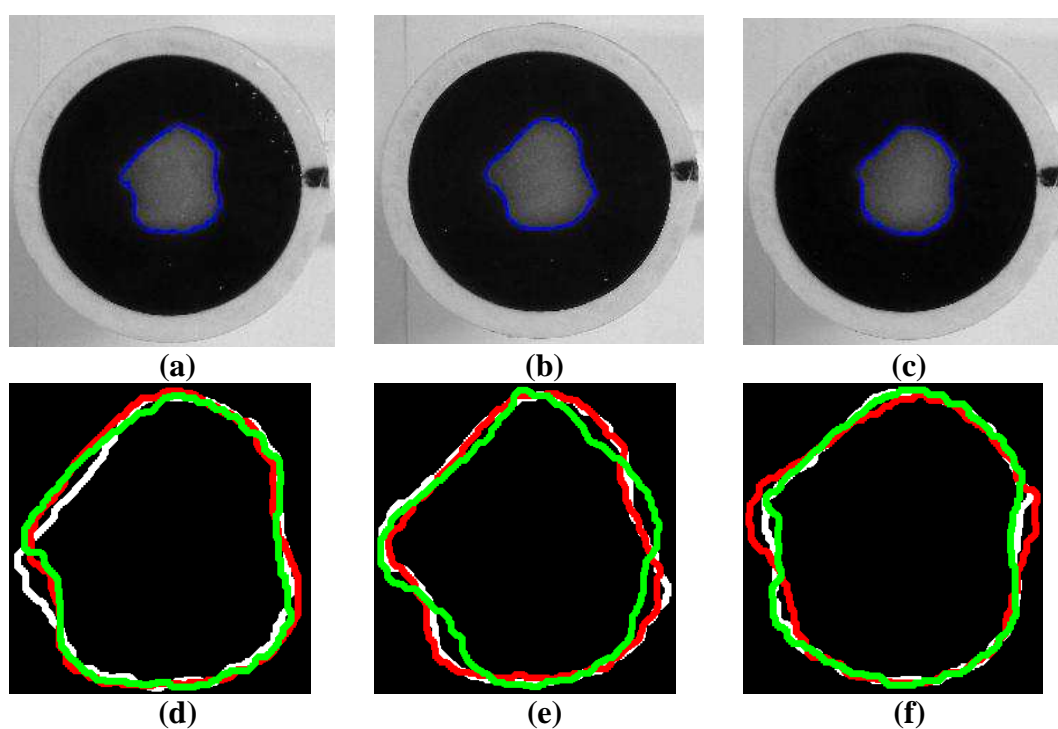


Figura V.5 - Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento B, em 3 MHz, 1 W.cm⁻². (a) amostra 8, operador 1, terceira medição. Em (b) é apresentado pelo operador 2, para a mesma amostra 8, na primeira medição. A área de contorno amplificada para as três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 são apresentadas em (d) e (e) respectivamente. A imagem (c) de uma amostra diferente, número 6, na primeira medição, operador 1, e a área de contorno amplificada para as três medições desta amostra são apresentadas em (f).

Para o transdutor C, na Figura V.6a, pode ser visto a área de aquecimento produzido na segunda medição realizado pelo operador 1, utilizando a amostra 11. Com a mesma amostra, a área aquecida obtida na primeira medição realizada pelo operador 2 é apresentada na Figura V.6b. Um exemplo da área aquecida obtida pelo operador 1 utilizando uma amostra diferente (12) é mostrada na Figura V.4c. As áreas de contorno obtidas pelas três repetições realizadas pelo operador 1 e operador 2 na amostra 11 são apresentadas nas Figuras IV.6d e IV.6e, respectivamente. Finalmente, as áreas de contorno realizadas pelo operador 1 utilizando uma diferente amostra (12) podem ser vistas na Figura V.5f.

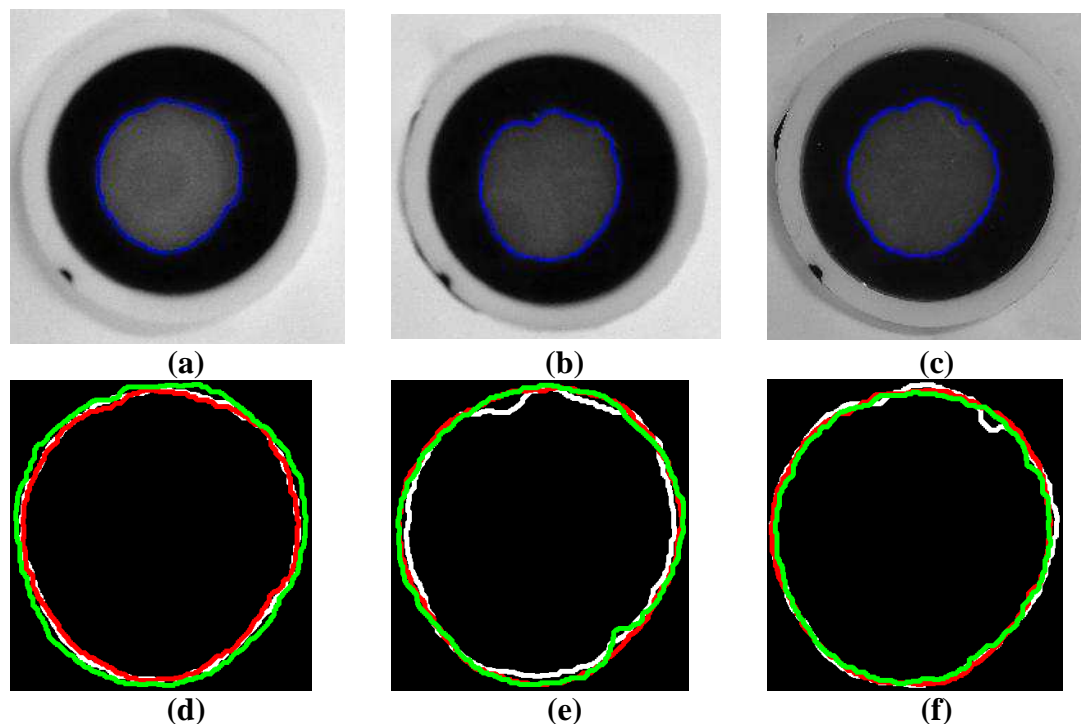


Figura V.6 - Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento C, em 3 MHz, 1 W.cm⁻². (a) amostra 11, operador 1, segunda medição. Em (b) é apresentado pelo operador 2, para a mesma amostra 11, na primeira medição. A área de contorno amplificada para as três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 são apresentadas em (d) e (e) respectivamente. A imagem (c) de uma amostra diferente, número 12, na primeira medição, operador 1, e a área de contorno amplificada para as três medições desta amostra são apresentadas em (f).

Pode-se observar a reprodução do padrão de aquecimento em diferentes medições, bem como que o corpo de prova foi sensível para representar as áreas aquecidas de cada transdutor utilizado. Além disso, os transdutores de fisioterapia, A e B, ambos apresentaram áreas de aquecimento menores comparadas ao transdutor NDT. Na imagem, o transdutor B não apresentou um padrão circular de aquecimento no corpo de prova, compatível com sua respectiva área de seção transversal do feixe (Figura V.3b).

As Tabelas V.2, V.3 e V.4 mostram os valores de área aquecida para todas as amostras, com desvio-padrão e área de sobreposição entre as medições de mesma amostra. O teste qui-quadrado mostrou que todas as amostras de mesmo grupo, para cada operador independentemente, são homogêneas. Devido a isso, foi calculada a área aquecida média e seu desvio-padrão, juntando as amostras em um mesmo grupo, para cada operador. Estes resultados são apresentados na Tabela V.5, onde o Teste F apontou que as variâncias entre os dois operadores são homogêneas. Estas foram combinadas e o Teste T de diferença entre duas médias ($\alpha = 0,05$) mostrou que não há diferença estatisticamente significativa entre os resultados realizados para cada operador (Tabela V.6). Finalmente, os resultados encontrados para cada operador foram combinados e foi determinada a média da área aquecida final para cada transdutor, juntamente com seu respectivo desvio-padrão de precisão intermediária, que podem ser vistos na Tabela V.6.

Tabela V.2 - Resultados da região de área aquecida no transdutor A, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2. As respectivas razões de sobreposição (RS), entre as três repetições para cada amostra também são apresentadas.

Amostras	Transdutor A					
	Operador 1			Operador 2		
	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	RS	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	RS
1	1,23	0,05	0,88	1,19	0,13	0,76
2	1,27	0,11	0,76	1,21	0,15	0,71
3	1,26	0,04	0,79	1,23	0,15	0,75
4	1,47	0,03	0,89	1,15	0,11	0,71

Tabela V.3 - Resultados da região de área aquecida no transdutor B, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2. As respectivas razões de sobreposição (RS), entre as três repetições para cada amostra também são apresentadas.

Amostras	Transdutor B					
	Operador 1			Operador 2		
	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	RS	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	RS
5	1,60	0,13	0,83	1,60	0,10	0,74
6	1,65	0,01	0,89	1,68	0,06	0,83
7	1,58	0,02	0,87	1,63	0,03	0,83
8	1,63	0,03	0,87	1,65	0,05	0,84

Tabela V.4 - Resultados da região de área aquecida no transdutor C, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2. As respectivas razões de sobreposição (RS), entre as três repetições para cada amostra também são apresentadas.

Amostras	Transdutor C					
	Operador 1			Operador 2		
	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	RS	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	RS
9	3,96	0,13	0,93	3,73	0,10	0,94
10	3,77	0,19	0,90	3,85	0,25	0,88
11	3,89	0,19	0,89	3,75	0,16	0,91
12	3,77	0,06	0,94	3,79	0,10	0,92

Tabela V.5 - Média do valor da área aquecida das amostras do mesmo grupo, para cada operador, e seus respectivos desvios-padrões. Valores de F-calculado menores que o F-tabulado indicam que as variâncias entre os dois operadores são homogêneas, enquanto que valores de t-calculado menores que o t-tabulado mostram que não houve diferença significativa entre os resultados apresentados para cada operador (n_1 , n_2 e n_3 são os graus de liberdade dos testes).

	Operador 1		Operador 2		F tabulado ($\alpha=0,05$; $n_1=11$; $n_2=11$)	F Calculado	t tabulado ($\alpha=0,05$; $n_3=22$)	t Calculado
	Área Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]	Média [cm ²]	Desvio Padrão [cm ²]				
Transdutor A	1,31	0,11	1,23	0,14	3,5	1,59	2,4	1,48
Transdutor B	1,62	0,06	1,64	0,07		1,09		0,88
Transdutor C	3,85	0,16	3,78	0,15		1,10		1,09

Tabela V.6 - Média da área aquecida por combinações dos resultados de ambos operadores e seus respectivos desvios-padrões de precisão intermediária.

	Ambos Operadores	
	Área Média [cm ²]	Desvio-padrão [cm ²]
Transdutor A	1,27	0,12
Transdutor B	1,63	0,06
Transdutor C	3,81	0,16

V.3 Avaliação do protocolo no acompanhamento de aparelhos de UST

A tabela V.7 mostra os valores da ERA estimada dos transdutores utilizados nesta parte do estudo. Quanto aos resultados de potência ultrassônica aferida, a Figura V.7 exibe os valores de média utilizando a balança de força de radiação.

Tabela V.7 - Valores da ERA estimada dos transdutores estudados.

Transdutor	ERA [cm ²]
	3 MHz
A	2,71
B	3,03

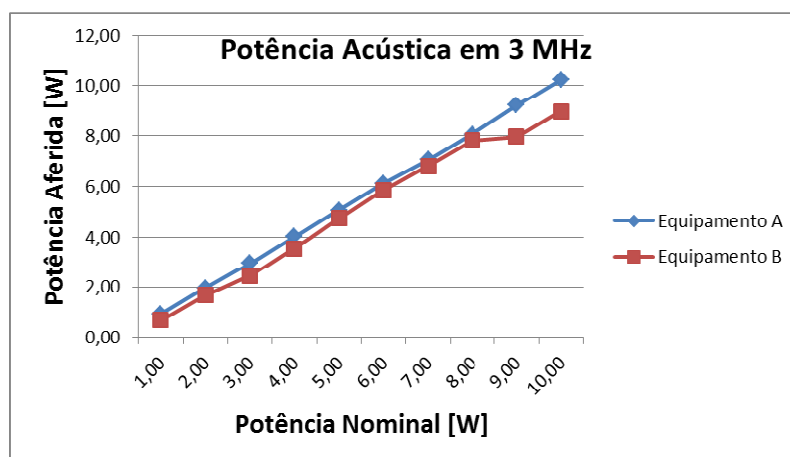


Figura V.7 – Gráfico da curva de potência ultrassônica nominal [W] x potência ultrassônica [W] dos Equipamentos A e B em 3 MHz. Os valores de potência são a média de 10 medições.

Para avaliação no acompanhamento de aparelhos de UST, foram avaliados dois equipamentos em 3 MHz (A e B). No intervalo de 2 meses cada, foram realizadas 3 avaliações (total de 6 meses).

V.3.1 Avaliação no Transdutor A

A Figura V.8 mostra as imagens térmicas com o corpo de prova de silicone nas três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 na amostra 1 no primeiro dia, respectivamente. A Figura V.9 demonstra exemplos de imagens da área aquecida nos três dias de medições com a mesma amostra (1) realizada pelo mesmo operador (1)- intervalo entre os dias de medições de 2 meses. Finalmente a Figura V.10 mostra

exemplo de imagens da área aquecida nas quatro amostras utilizadas, no mesmo dia de medição (terceiro), pelo mesmo operador (2).

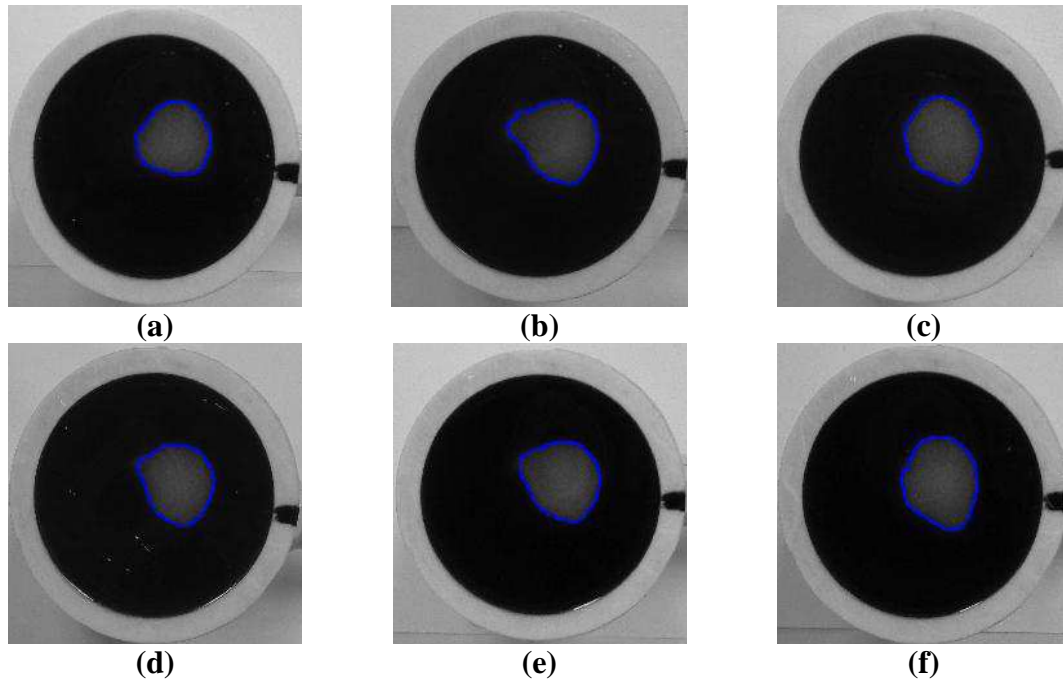


Figura V.8 - Imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, na amostra 1, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) para o operador 1 e nas três medições (d), (e) e (f) para o operador 2.

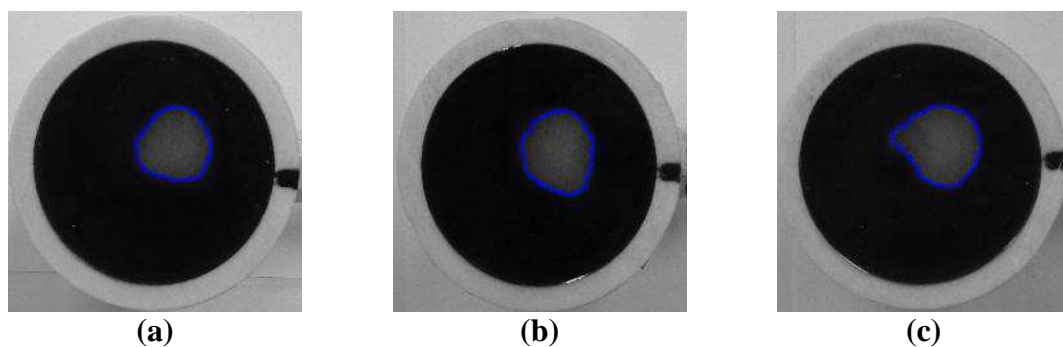


Figura V.9 – Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, operador 1, amostra 1, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nos três dias de medições: (a) 1º dia, (b) 2º dia e (c) 3º dia (intervalo de 2 meses entre cada dia).

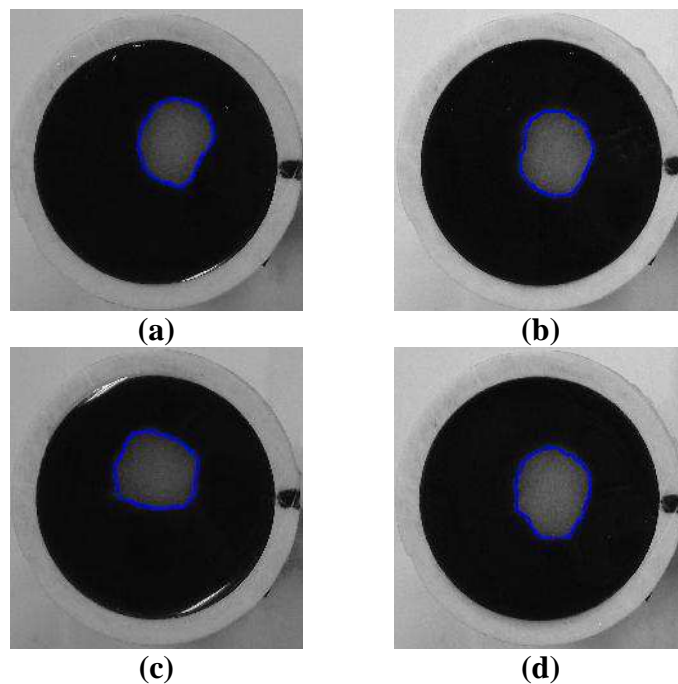


Figura V.10 – Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento A, em 3 MHz, operador 2, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, no terceiro dia de medição nas amostras (a)1, (b) 2, (c) 3 e (d) 4.

As Tabelas V.8, V.9 e V.10 mostram resultados da região de área aquecida no transdutor A, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2, no primeiro, segundo e terceiro dias de medições, respectivamente. A análise estatística de comparação entre amostras no mesmo dia e entre operadores é apresentada na Tabela V.11.

Tabela V.8. Resultados da região de área aquecida no transdutor A [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2, no primeiro dia de medição.

Repetições	Operador 1				Operador 2			
	Amostras				Amostras			
	1	2	3	4	1	2	3	4
1	1,01	0,96	1,23	1,39	1,07	1,30	1,05	1,28
2	1,24	1,28	1,00	1,15	1,15	1,22	1,44	1,09
3	1,19	1,41	1,23	1,12	1,24	1,27	1,13	1,31
Média [cm ²]	1,15	1,22	1,15	1,22	1,15	1,26	1,21	1,23
DP [cm ²]	0,12	0,23	0,13	0,15	0,09	0,04	0,21	0,12

Tabela V.9 - Resultados da região de área aquecida no transdutor A [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2, no segundo dia de medição.

Repetições	Operador 1				Operador 2			
	Amostras				Amostras			
	1	2	3	4	1	2	3	4
1	1,25	1,28	1,61	1,50	1,07	1,21	1,13	1,17
2	1,13	1,36	1,30	1,17	1,03	1,19	1,23	1,21
3	1,20	1,71	1,35	1,40	1,06	1,10	1,29	1,37
Média [cm ²]	1,19	1,45	1,42	1,36	1,05	1,17	1,22	1,25
DP [cm ²]	0,06	0,23	0,17	0,17	0,02	0,06	0,08	0,11

Tabela V.10 - Resultados da região de área aquecida no transdutor A [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2, no terceiro dia de medição.

	Operador 1				Operador 2			
	Amostras				Amostras			
Repetições	1	2	3	4	1	2	3	4
1	1,20	1,28	1,18	1,18	1,38	1,20	1,25	1,20
2	1,32	1,32	1,47	1,48	1,35	1,14	1,30	1,04
3	1,53	1,32	1,63	1,27	1,15	1,27	1,32	1,26
Média [cm ²]	1,35	1,31	1,43	1,31	1,29	1,20	1,29	1,17
DP [cm ²]	0,17	0,02	0,23	0,15	0,13	0,07	0,04	0,11

Tabela V.11 - Resultados da análise estatística das amostras nos três dias de medições, para os operadores 1 e 2, bem como entre operadores. Valores de P abaixo de 0,05 (em negrito) mostram que há diferença significativa entre os grupos avaliados.

	Amostras Operador 1	Amostras Operador 2	Entre operadores	Entre os dias
1º dia	[F(3,8); P= 0,911]	[F(3,8); P= 0,766]	[W= -3,000; P= 0, 910].	[F(2,69); P= 0,075]
2º dia	[F(3,8); P= 0, 311]	[F(3,8); P= 0,049]	[W=-74,000; P= 0, 001].	
3º dia	[F(3,8);P= 0, 784]	[F(3,8);P= 0, 308]	[t(11)=2,004;IC 95%=- 0,0108 a 0,231;P=0, 070].	

F – Anova de uma via; W- Teste de Wilcoxon; t- teste t pareado

Não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras para o operador 1 nos três dias de medições, bem como para o operador 2, nos primeiro e terceiro dias. No segundo dia de medição, para o operador 2, como houve diferença significativa (P= 0,049), foi realizado um pós-teste (método *Holm-Sidak*) que mostrou

que houve diferença entre todos os grupos. Além disso, neste dia houve diferença significativa entre os operadores ($P = 0,001$), o que não ocorreu nos outros dois dias de medições.

Na avaliação estatística entre os dias, não houve diferença significativa ($P=0,075$).

As Tabelas V.12 e V.13 resumem os resultados de médias e desvios-padrões nos três dias de medições para cada operador, respectivamente.

Tabela V.12 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor A [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1.

Amostras	1º dia		2º dia		3º dia	
	Média [cm ²]	DP [cm ²]	Média [cm ²]	DP [cm ²]	Média [cm ²]	DP [cm ²]
1	1,15	0,12	1,19	0,06	1,35	0,17
2	1,22	0,23	1,45	0,23	1,31	0,02
3	1,15	0,13	1,42	0,17	1,43	0,23
4	1,22	0,15	1,36	0,17	1,31	0,15

Tabela V.13 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor A [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 2.

Amostras	1º dia		2º dia		3º dia	
	Média [cm ²]	DP [cm ²]	Média [cm ²]	DP [cm ²]	Média [cm ²]	DP [cm ²]
1	1,15	0,09	1,05	0,02	1,29	0,13
2	1,26	0,04	1,17	0,06	1,20	0,07
3	1,21	0,21	1,22	0,08	1,29	0,04
4	1,23	0,12	1,25	0,11	1,17	0,11

A Figura V.11 mostra o gráfico da curva de potência ultrassônica estimada x potência nominal do Equipamento A no início e final dos experimentos. Não houve diferença significativa entre os valores no início e no final dos experimentos.

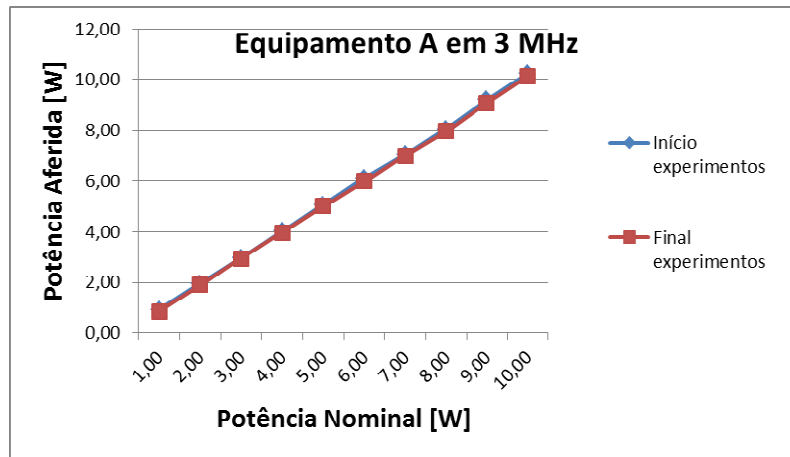


Figura V.11 – Gráfico da curva de potência ultrassônica nominal [W] x potência ultrassônica eficaz [W] do Equipamento A em 3 MHz no início dos experimentos e no final.

V.3.2 Avaliação do Transdutor B

As Figuras V.12 e V.13 mostram exemplo das imagens térmicas com o corpo de prova de silicone nas três medições realizadas pelos operadores 1 e 2 na amostra 2 no primeiro e segundo dia de medições, respectivamente. É possível observar no segundo dia de medição, para o operador 2, que nas duas últimas medições, a área de aquecimento é menor (Figuras V.14e e V.14f, respectivamente).

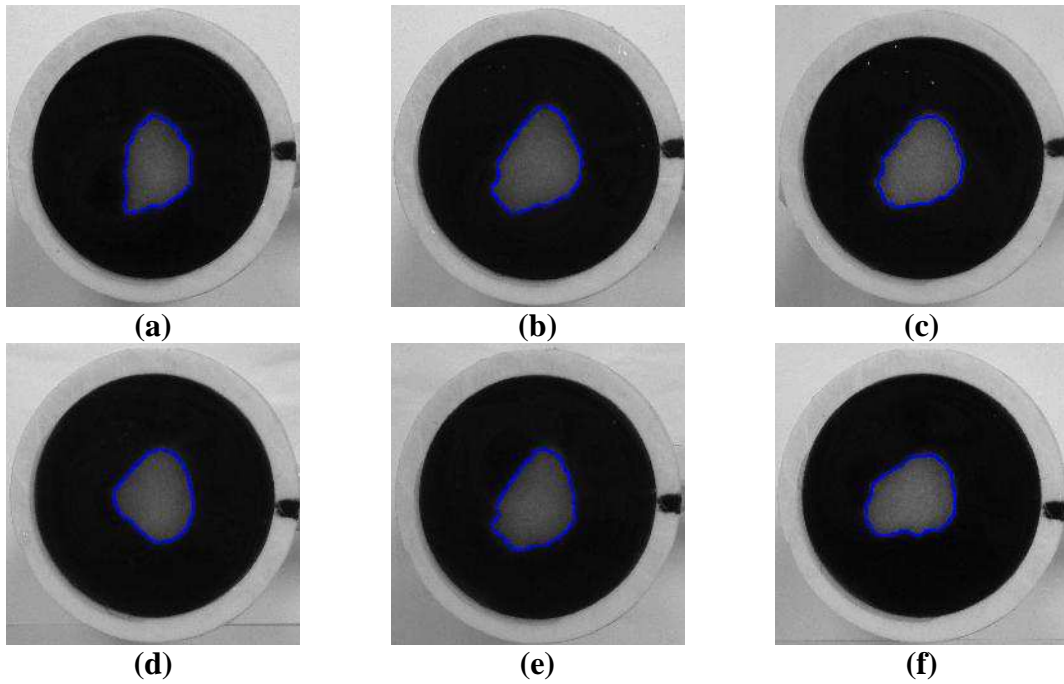


Figura V.12 - Imagens da área aquecida no equipamento B, amostra 2, em 3 MHz, primeiro dia de medição, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) para o operador 1 e nas três medições (d), (e) e (f) para o operador 2.

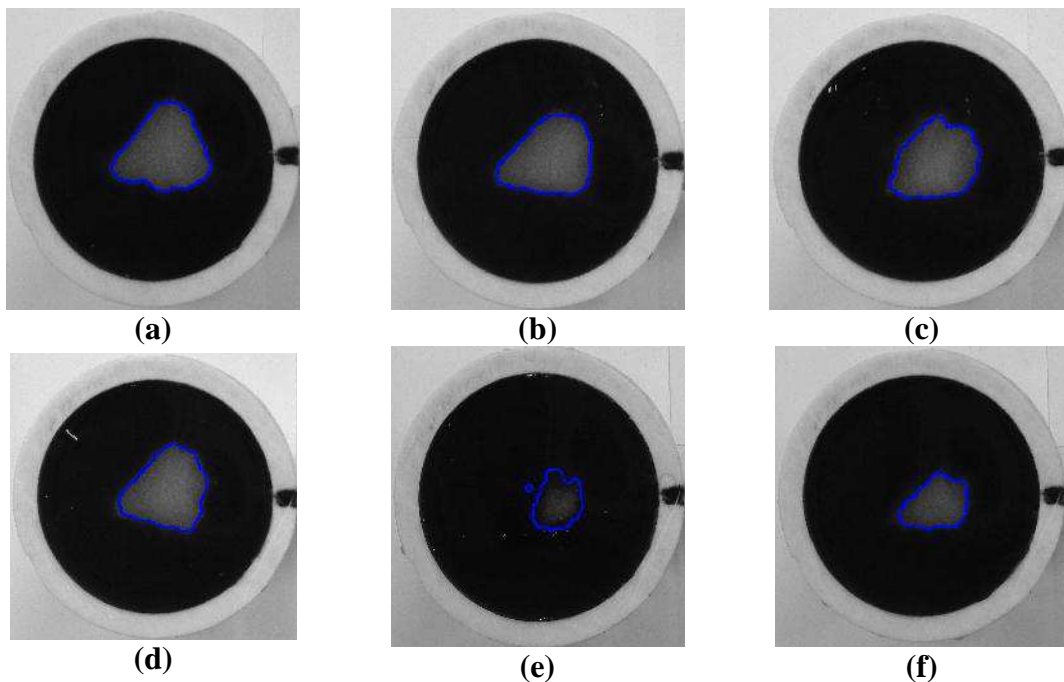


Figura V.13 - Imagens da área aquecida no equipamento B, amostra 3, em 3 MHz, segundo dia de medição, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas três medições (a), (b) e (c) para o operador 1 e nas três medições (d), (e) e (f) para o operador 2. Observar menores áreas de aquecimento em (e) e (f).

No terceiro dia de medição não houve mudança na cor do corpo de prova durante os experimentos, demonstrando que não atingiu a temperatura de 45°C (início da mudança de cor do pigmento termocromático), indicando problemas neste aparelho de UST. A Figura V.14 demonstra imagens da área aquecida nos três dias de medições na mesma amostra (2) realizadas pelo mesmo operador (2). Observa-se que a área no segundo dia (Figura V.14b) é menor que a do primeiro (Figura V.14a), e no terceiro dia, não houve aquecimento do corpo de prova (Figura V.14c).

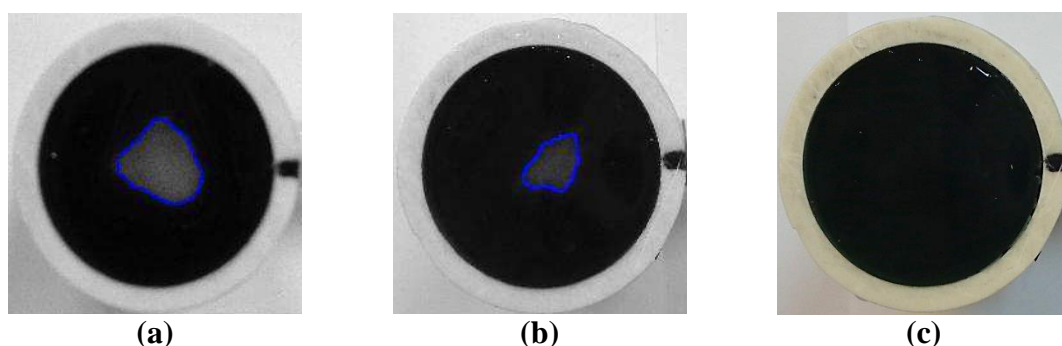


Figura V.14 – Exemplo de imagens da área aquecida no equipamento B, em 3 MHz, operador 2, amostra 1, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nos três dias de medições: (a) 1º dia, (b) 2º dia e (c) 3º dia. Observar menor área de aquecimento em (b) e não houve mudança de cor em (c), onde a temperatura não atingiu a faixa de mudança de cor do material termocromático (45°C).

As Tabelas V.14 e V.15 mostram resultados da região de área aquecida no transdutor B, com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2, no primeiro e segundo dias de medições, respectivamente. A análise estatística de comparação entre amostras no mesmo dia e entre operadores é apresentada na Tabela V.16. Não foi possível obter os valores da área de aquecimento no corpo de prova no terceiro dia de medição, pois o mesmo não modificava a cor, demonstrando que não atingiu a temperatura de 45°C (início da mudança de cor do pigmento termocromático).

Tabela V.14 - Resultados da região de área aquecida no transdutor B [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelos operadores 1 e 2, no primeiro dia de medição.

	Operador 1				Operador 2			
	Amostras				Amostras			
Repetições	1	2	3	4	1	2	3	4
1	1,20	1,20	1,47	1,27	0,91	1,24	1,18	1,13
2	1,12	1,54	1,36	1,36	1,48	1,39	1,05	1,17
3	1,52	1,34	1,14	1,21	1,14	1,34	1,07	1,60
Média [cm ²]	1,28	1,36	1,32	1,25	1,18	1,32	1,10	1,30
DP [cm ²]	0,21	0,17	0,17	0,03	0,29	0,08	0,07	0,26

Tabela V.15 - Resultados da região de área aquecida no transdutor B [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1 e 2, no segundo dia de medição.

	Operador 1				Operador 2			
	Amostras				Amostras			
Repetições	1	2	3	4	1	2	3	4
1	1,46	1,15	1,39	1,09	0,89	1,16	1,31	1,49
2	1,25	1,52	1,32	1,34	0,66	0,89	0,52	0,97
3	1,28	1,57	1,25	1,46	0,98	0,96	0,66	0,61
Média [cm ²]	1,33	1,41	1,32	1,30	0,84	1,00	0,83	1,02
DP [cm ²]	0,11	0,23	0,07	0,19	0,17	0,14	0,42	0,44

Tabela V.16 - Resultados da análise estatística das amostras nos dois dias de medições, para os operadores 1 e 2, bem como entre operadores. Valores de P abaixo de 0,05 (em negrito) mostram que há diferença significativa entre os grupos avaliados.

	Amostras Operador 1	Amostras Operador 2	Entre operadores
1º dia	[F(3,8);P= 0,889]	[F(3,8);P= 0,536]	[t(11); IC 95 -0.0791 a 0.236;P=0, 297]
2º dia	[F(3,8);P= 0,830]	[F(3,8);P= 0,825]	[W= -66,000; P = 0, 007]

F – Anova de uma via; W- Teste de Wilcoxon; t- teste t pareado

Não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras para os operadores 1 e 2 nos dois dias de medições. Enquanto que, entre os operadores, no segundo dia houve diferença significativa (P = 0,007), o que também foi possível observar nas imagens.

As Tabelas V.17 e V.18 resumem os resultados de médias e desvios-padrões nos dois dias de medições para cada operador, respectivamente.

Tabela V.17 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor B [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 1.

Amostras	1º dia		2º dia	
	Média [cm ²]	DP [cm ²]	Média [cm ²]	DP [cm ²]
1	1,28	0,21	1,33	0,11
2	1,36	0,17	1,41	0,23
3	1,32	0,17	1,32	0,07
4	1,25	0,03	1,30	0,19

Tabela V.18 - Resultados de média dos valores da região de área aquecida no transdutor B [cm²], com respectivos desvios-padrões, obtidos pelo operador 2.

Amostras	1º dia		2º dia	
	Média [cm ²]	DP [cm ²]	Média [cm ²]	DP [cm ²]
1	1,18	0,29	0,84	0,17
2	1,32	0,08	1,00	0,14
3	1,10	0,07	0,83	0,42
4	1,30	0,26	1,02	0,44

Não foi possível realizar a curva de potência ultrassônica do equipamento B no final dos experimentos, pois durante todas as medições, a potência ultrassônica oscilava de zero a um valor máximo, e não estabilizava (indicando claramente um mal funcionamento). Ao final destes experimentos, o equipamento B foi enviado para manutenção pelo seu fabricante.

V.4 Aplicação do protocolo a transdutores de 1 MHz

A tabela V.19 mostra os valores da ERA estimada dos transdutores utilizados. A Figura V.15 mostra a distribuição da pressão acústica no plano de varredura em 2D a 0,3 cm de distância do transdutor nos dois transdutores de 1 MHz.

Tabela V.19 - Valores da ERA estimada dos transdutores estudados.

Transdutor	ERA [cm ²]
	1 MHz
D	3,20
E	3,36

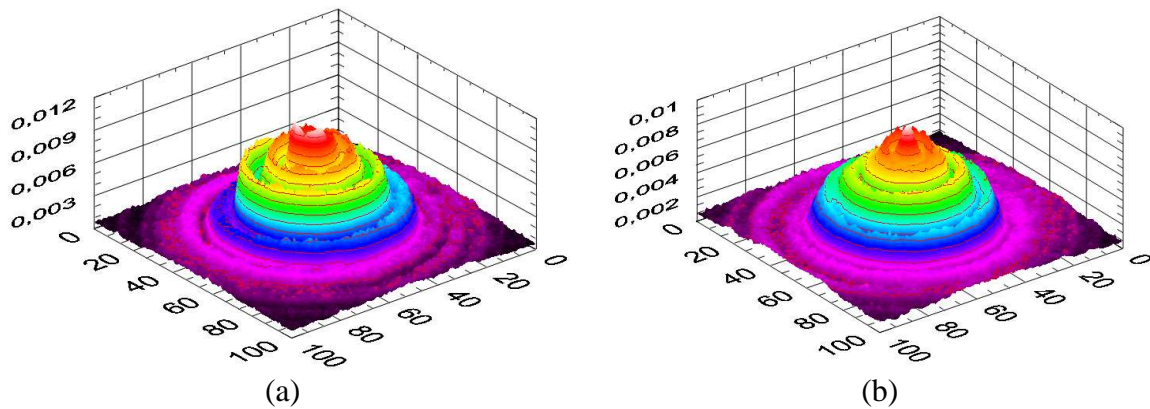


Figura V.15 - Distribuição da pressão acústica no plano de varredura em 2D a 0,3 cm de distância dos transdutores na frequência de 1 MHz. (a) Equipamento D e (b) Equipamento E. Nos eixos X e Y a unidade utilizada é o número de passos da varredura (1 passo: 0,174 mm). Em Z a escala está em Volts.

Quanto aos resultados de potência ultrassônica aferida, a Figura V.16 exibe os valores de média utilizando a balança de força de radiação.

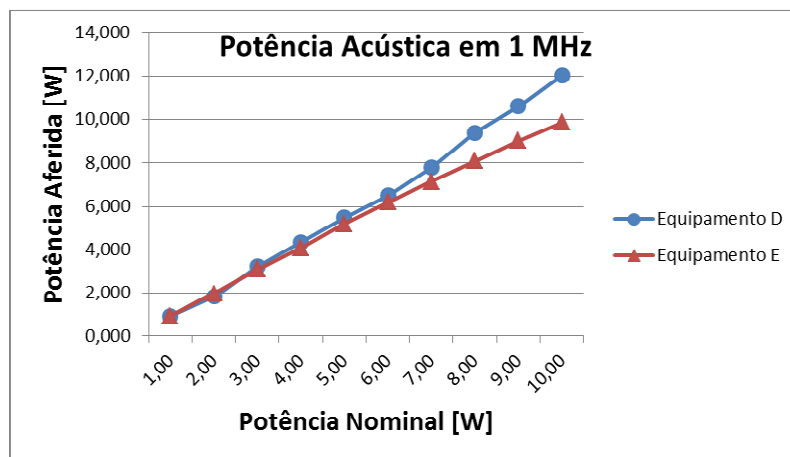


Figura V.16 – Gráfico da curva de potência ultrassônica nominal [W] x potência ultrassônica[W] dos Equipamentos D e E em 1 MHz. Os valores de potência são a média de 10 medições

Foram obtidas imagens térmicas em 2 equipamentos, na frequência de 1 MHz (Equipamento D e E), somente em um dia de medição, para fins de avaliação do corpo de prova nesta frequência, que também é utilizada nos tratamentos fisioterapêuticos.

As Figuras V.17 e V.18 mostram exemplos das imagens térmicas nas três medições realizadas na amostra 1, para os equipamentos D e E, respectivamente. As Tabelas V.20 e V.21 exibem os resultados da região de área aquecida no transdutor D e E, respectivamente, com médias e desvios-padrões.

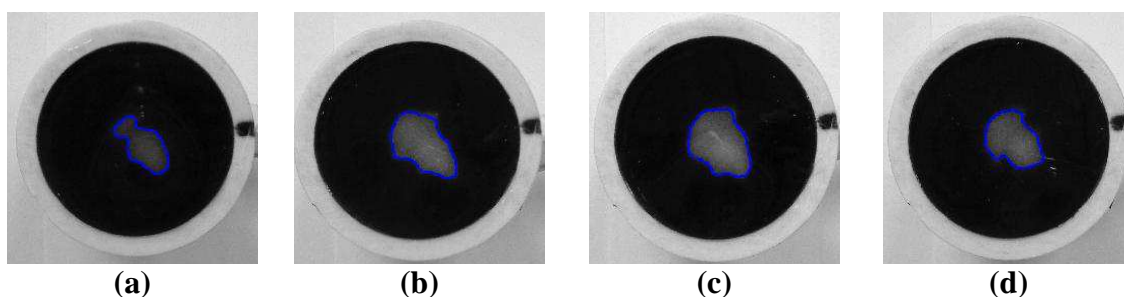


Figura V.17 - Imagens da área aquecida no equipamento D, em 1 MHz, na amostra 1, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas quatro medições (a), (b), (c) e (d), respectivamente.

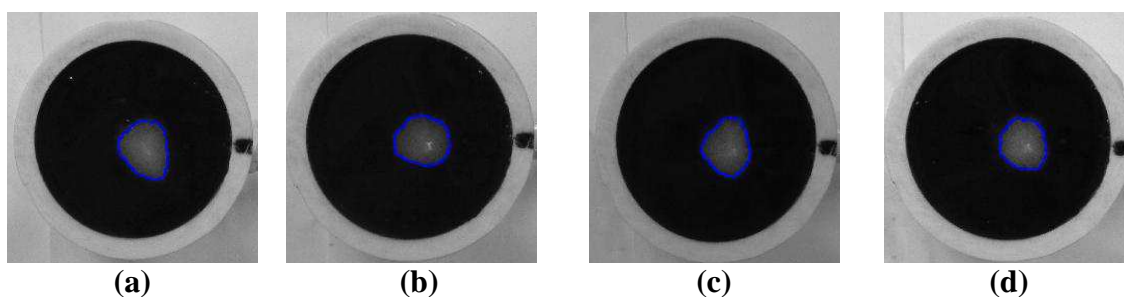


Figura V.18 - Imagens da área aquecida no equipamento E, em 1 MHz, na amostra 3, $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ no tempo de 30s, nas três medições (a), (b), (c) e (d), respectivamente.

Tabela V.20 - Resultados da região de área aquecida no transdutor D, em 0,5 W.cm⁻², com respectivas médias e desvios-padrões, realizados pelo operador 1.

	Repetições				Média [cm ²]	DP [cm ²]
	1	2	3	4		
Amostra 1	0,61	0,98	1,05	0,80	0,86	0,20
Amostra 2	0,79	0,92	0,85	0,83	0,85	0,05
Amostra 3	0,76	0,86	0,76	0,59	0,74	0,11
Amostra 4	0,90	1,07	0,66	0,98	0,90	0,18

Tabela V.21 - Resultados da região de área aquecida no transdutor E, em 0,5 W.cm⁻², com respectivas médias e desvios-padrões, realizados pelo operador 1.

	Repetições				Média [cm ²]	DP [cm ²]
	1	2	3	4		
Amostra 1	0,91	0,68	0,77	0,74	0,78	0,10
Amostra 2	0,81	0,94	1,01	0,91	0,92	0,08
Amostra 3	0,79	0,72	0,70	0,64	0,71	0,06
Amostra 4	0,84	0,77	0,92	0,72	0,81	0,09

Não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras [F(3,12)=0,866; P= 0,485] para o equipamento D, já para o equipamento E, houve diferença [F(3,12)= 4,257; P= 0,029]. Foi realizado um pós-teste (*Holm-Sidak*) e a diferença ocorreu entre Amostra 2 vs. Amostra 3.

VI. Discussão

VI.1 Corpos de prova à base de silicone e propriedades acústicas

Na busca por novos materiais a serem utilizados para confecção dos corpos de prova, foram testados dois tipos de polímeros, à base de silicone e o PVC plastificado. Este segundo foi descartado, e nem mencionado na metodologia deste estudo, pois para tornar-se um sólido, necessita ser aquecido à temperatura acima de 150°C por 2 horas e, segundo o fabricante do pigmento termocromático, este não pode ser mantido por um longo período a um aquecimento a temperaturas acima de 50°C, para que não ocorra degradação do pigmento. Já as imagens térmicas com o corpo de prova à base de silicone apresentaram bom padrão visual como pôde ser visto, indicando que valia a pena explorá-lo para aplicação pretendida.

Quanto aos valores das propriedades acústicas, não foram encontradas referências contendo a medição da velocidade de propagação e atenuação para o silicone + pigmento termocromático. No entanto, para o silicone puro utilizado neste estudo, Maggi (2011) encontrou valores de coeficiente de atenuação acústica de 1 dB.cm⁻¹ a 0,8MHz e velocidade de propagação da onda longitudinal de 1.080 m.s⁻¹.

Em 1 ano, não foi detectada qualquer alteração significativa nos valores das propriedades acústicas nos corpos de prova termocromáticos à base de silicone, indicando que não deve haver mudança nessas propriedades durante a utilização na avaliação de equipamentos de UST por pelo menos 1 ano.

Com o uso deste protocolo, foi possível preservar a reversibilidade do material termocromático. O fabricante informa que o pigmento suporta temperaturas maiores que 200°C, mas somente por um curto período de tempo (<10 s). E quanto a exposição a luz, informa que extrema exposição pode degradar a cor do pigmento e a exposição a mais de 600 h de luz fluorescente forte pode também causar a perda da cor

(Chromazone®, 2015). As amostras deste estudo eram guardadas após sua utilização em uma gaveta para evitar a exposição a luz fluorescente diária do laboratório.

VI.2 Avaliação da homogeneidade das amostras e comparação interoperadores

Os transdutores de fisioterapia, A e B, ambos apresentaram áreas de aquecimento menores comparadas ao transdutor NDT, bem como menores valores de ERA. Na imagem, o transdutor B não apresentou um padrão circular de aquecimento no corpo de prova, compatível com sua respectiva área de seção transversal do feixe (Figura V.5b). E pode-se observar a reprodução do padrão de aquecimento em diferentes medições, para operadores diferentes e também por diferentes amostras de corpos de prova (Figura V.7). O Transdutor A apresentou uma menor área de aquecimento (Tabela V.7), bem como um menor valor da ERA (Figura V.1). Estes transdutores apresentaram resultados de valores de sobreposição maiores que 0,70.

O transdutor C apresenta um padrão de imagem circular regular e os resultados utilizando diferentes amostras do corpo de prova termocromático são similares, o que é confirmado pelos altos valores da razão de sobreposição ($> 0,88$). Em outro ponto, o transdutor apresentou um maior valor da ERA (Tabela V.1), bem como um maior valor de área aquecida (Tabela V.7). Como relatado em Materiais e Métodos, este transdutor não é típico de equipamentos de Fisioterapia, mas é um transdutor NDT e foi utilizado no estudo, pois, como possui maiores padrões de homogeneidade do campo, portanto, esperou-se um padrão de aquecimento mais homogêneo no corpo de prova, o que foi observado.

Resultados gerais mostraram que não houve diferença estatística entre os valores da área aquecida de diferentes amostras do corpo de prova termocromático, o que sugere que diferentes amostras apresentam comportamento homogêneo ao aquecimento

com o UST e tendem a produzir resultados estatisticamente iguais para o transdutor ultrassônico avaliado. Além disso, não houve diferença estatística entre os resultados dos dois operadores (Tabela V.6) e os resultados da área aquecida para cada transdutor são estatisticamente diferentes entre eles, indicando que a sensibilidade das amostras foi suficiente para representar as áreas aquecidas de transdutores ultrassônicos com diferentes características.

Os valores da área aquecida obtidos neste trabalho são menores que os valores de ERA, determinados como descritos pela IEC 61689. Devido a isso, acredita-se que o protocolo proposto nesta Tese não possa ser empregado para uma determinação direta da ERA dos transdutores de fisioterapia. Entretanto, como os valores da área aquecida e ERA, para todos os transdutores (Tabela VI.1) são altamente correlacionados como pode-se verificar na Figura IV.1, sugere-se que pode ser possível utilizar o protocolo como um teste rápido para avaliação de possíveis mudanças na intensidade eficaz. Além disso, o padrão de aquecimento pode ser registrado como um teste de aceitação de equipamentos de UST e utilizado como referência para futuros testes.

Tabela VI.1. Valores da média da área aquecida no corpo de prova e a Área de Radiação Eficaz (ERA) dos transdutores.

	Área Média [cm ²]	ERA [cm ²]
Transdutor A	1,27	2,71
Transdutor B	1,63	3,03
Transdutor C	3,81	4,60

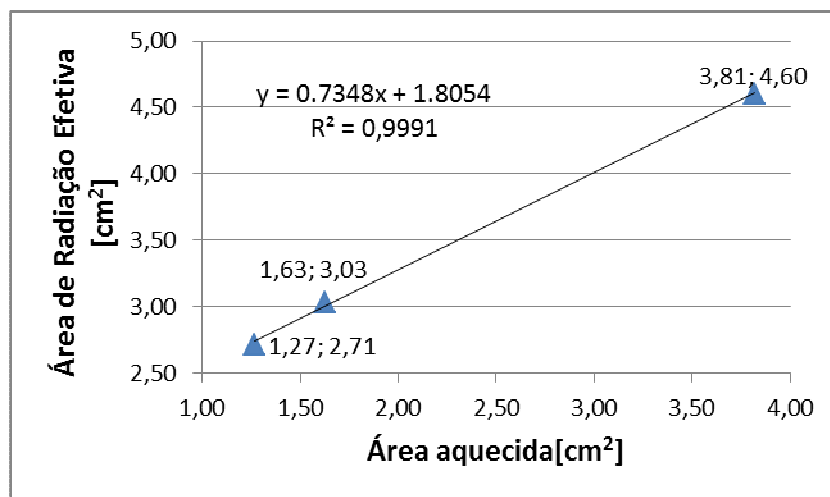


Figura VI.1. Gráfico apresentando a relação entre a área aquecida no corpo de prova e a Área de Radiação Eficaz (ERA).

Butterwhort *et al* (2012) desenvolveram um absorvedor acústico contendo pigmento termocromático que modifica a cor em resposta ao aquecimento resultante da intensidade gerada pelo equipamento de UST. Zauhar *et al* (2015) avaliaram este objeto para estimação da ERA de 9 transdutores utilizados em tratamento. Determinaram a ERA diretamente da imagem adquirida do objeto termocromático utilizando cálculos descritos na IEC 61689 (2013). Houve diferenças entre os resultados experimentais e valores do fabricante inferior a 25% com o material termocromático tendendo a subestimar a ERA. Além disso, a repetibilidade e a reprodutibilidade dos resultados são ambas altamente dependentes da pressão aplicada no transdutor de tratamento, que garante bom acoplamento acústico ao objeto. Devido a isso, utilizaram um peso de massa conhecida pra solucionar este problema, que parece ser mais pronunciado sobre transdutores de formato curvo, quando é mais difícil aplicar peso suficiente para realizar uma repetibilidade adequada. Neste estudo, este problema não existe, porque utiliza-se água como meio de acoplamento entre a superfície do transdutor e o objeto

termocromático, que possibilita o uso de transdutores com diversas formas de superfície.

VI.3 Avaliação do protocolo no seguimento de aparelhos de UST

Nos resultados de obtenção das imagens térmicas, em três dias de medições, ao longo dos 6 meses, com o transdutor A, não houve diferença significativa para um mesmo dia e entre os dias avaliados para o operador 1. Já para o operador 2 houve diferença na avaliação no segundo dia e entre os operadores. Para o transdutor B, no segundo dia de medição, com o operador 2, houve menor área de aquecimento, visualmente, bem como apresentou diferença significativa nos resultados da área avaliada entre os operadores. No terceiro dia, a alteração foi mais evidente, pois não houve mudança da cor do corpo de prova. Foi possível com o protocolo utilizado verificar alteração do equipamento B tanto para diminuição da área de aquecimento, quanto a ausência de descoloração do corpo de prova, demonstrando mau funcionamento deste aparelho de UST.

A periodicidade escolhida para o seguimento de aparelhos foi de 2 meses, pois os transdutores somente eram utilizados em pesquisas no laboratório, e portanto, possuem uma menor utilização diária comparada aos de clínicas/hospitais. Foi possível detectar alteração de funcionamento com esta periodicidade no transdutor B. Entretanto, conforme já indicado na TS 62642 (2007), é recomendável que para testes rápidos a periodicidade para avaliação seja menor (1 semana) para clínicas e hospitais cujo uso dos aparelhos seja frequente.

Na obtenção de imagens com transdutores de 1 MHz, também foi possível observar que não houve diferença significativa nos resultados para o equipamento D. Já para o equipamento E, houve diferença significativa que pode ser atribuída a realização

incorreta do protocolo (colocação do corpo de prova, tempo de obtenção da imagem térmica).

Os métodos recomendados pela Norma 61689 (2013) para mapeamento do campo acústico de transdutores de fisioterapia e para medição da potência de saída do transdutor são caros, poucos laboratórios os possuem e, além disso, são pouco conhecidos pelos terapeutas. Em décadas de estudos da avaliação dos valores de potência ultrassônica fornecidos pelos aparelhos de UST, sempre é relatado o problema de alterações nos valores das intensidades aplicadas, o que influencia no tratamento e, apesar das Normas específicas existentes, não parece haver um controle de qualidade das indústrias fabricantes dos equipamentos de UST. A proposta do uso do corpo de prova vem ajudar a que o profissional se habitue às técnicas metrológicas, e incorpore a necessidade de realizar um melhor controle do equipamento que utiliza em seu trabalho. As instruções para utilizar o protocolo proposto podem ser vistas no Anexo, item D. O custo para confeccionar cada corpo de prova termocromático fica em aproximadamente US\$2,00 (contemplado somente preço dos componentes), e este valor deve ser menor na comprar de maior quantidade de materiais.

O método proposto nesta tese está em análise para ser incluído na TS IEC 62462, e entrará em consulta internacional em agosto de 2015 para votos até outubro de 2015 e decisão final em dezembro de 2015.

VI.4 Outras considerações

Uma das limitações do corpo de prova é este possuir somente um tipo de pigmento, fazendo com que uma mesma cor ocorra para potências diferentes a partir de um certo nível. A utilização de pigmentos para outras temperaturas poderá gerar

padrões de área aquecida de onde se possa extrair informações mais detalhadas sobre a potência (intensidade).

Outro aspecto importante é quanto a fabricação dos corpos de prova em si. Neste trabalho, a fabricação teve a limitação de ser um procedimento experimental. Espera-se que em escala industrial os corpos de prova possam ser mais semelhantes entre si.

Lâmpadas fluorescentes regulares foram utilizadas para iluminar a sala onde os experimentos foram utilizados. Como a análise é relativa, o tipo de iluminação não é um grande problema. No entanto, considerando a análise quantitativa apresentada nesta tese para avaliação do protocolo, é importante a medição nas mesmas condições de luz para garantir uma comparação adequada das imagens. Se o corpo de prova é usado para uma inspeção visual, sem o auxílio de qualquer dispositivo de imagem, variações sobre as condições de luz não são significativas.

Uma última observação não menos importante se refere aos valores medidos das ERAs comparados aos fornecidos pelos fabricantes de equipamentos de US de fisioterapia. Nos transdutores estudados, as ERAs medidas ficaram na faixa entre 30 e 50% menor do que a ERA nominal (5 cm^2). Isso causa um impacto direto na intensidade irradiada e portanto na dose entregue ao paciente.

Sugerem-se como trabalhos futuros, estudos adicionais para aplicação do corpo de prova proposto como um material para testes rápidos de avaliação qualitativa de mudanças no formato do feixe, desenvolvimento de um aplicativo para utilização em smartphones, bem como para avaliação quantitativa da ERA dos transdutores fisioterapêuticos.

VII. Conclusão

Este trabalho desenvolveu um corpo de prova e um protocolo que compõem um teste simples e rápido para avaliação de equipamentos de fisioterapia. Este corpo de prova foi confeccionado à base de silicone e pigmento termocromático. Demonstrou-se reprodução do padrão de aquecimento em diferentes medições, para operadores diferentes, e também por diferentes amostras de corpos de prova. Além disso, os corpos de prova foram sensíveis para representar as áreas aquecidas de transdutores ultrassônicos com diferentes características.

Foi possível mostrar a aplicabilidade do uso do corpo de prova no seguimento de equipamentos de UST ao longo dos meses.

Os resultados sugerem que o corpo de prova termocromático pode ser utilizado como uma forma do próprio profissional verificar seu aparelho de UST e caso verifique alguma alteração, leve para avaliação em laboratórios competentes e/ou fabricantes.

Referências Bibliográficas

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

ARTHO, P.A., THYNE, J.G., WARRING, B.P., WILLIS, C.D., BRISMÉE, J.M., LATMAN, N.S., 2002, “A Calibration Study of Therapeutic Ultrasound Units”, *Physical Therapy*, v.82, n.3, pp. 257-63.

BASSOLI, D.A., 2001, *Avaliação dos efeitos do ultra-som terapêutico pulsado de baixa intensidade na regeneração de músculos esqueléticos com vistas à aplicabilidade em clinica fisioterapêutica*. Dissertação de M.Sc., Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, SP, Brasil.

BUNN, P.S., 2009, *Phantom Termo-Cromático com Propriedades Acústicas e Termofísicas Similares às dos Tecidos Moles Humanos em 1 MHz*. Dissertação de M.Sc. Programa de Engenharia Biomédica (COPPE/UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BUTTERWORTH, I., BARRIE, J., ZEQRIRI, B., ZAUHAR, G., PARISOT, B., 2012, “Exploiting thermochromic materials for the rapid quality assurance of physiotherapy ultrasound treatment heads”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.38, n.5, pp.767–76.

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

CHROMAZONE. ChromaZone® Free Flowing Powder Technical Data, 2014. Disponível em <http://www.chromazone.co.uk/tds-files/CZ%20FF%20Powder%20TDS.pdf>. Acesso em 23 de maio de 2015.

COOK, B.D., WERCHAN, R.E., 1971, “Mapping ultrasound fields with cholesteric liquid crystals”, *Ultrasonics*, v. 9, pP. 101- 102.

COSTA, R.M., 2009, *Corpo de Prova de Resina Epóxi com propriedades termocromáticas para avaliação qualitativa do feixe ultrassônico aplicado em Fisioterapia*, Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica (COPPE/UFRJ), Rio de Janeiro, 81 p.

CUNNINGHAN, S.J., 1997, “Calibration chaos makes research irrelevant”, *Physiotherapy*, v.83, n.8, pp. 440-1.

DEMMINK, J.H., HELDERS, P.J., HOBBAEK, H., ENWEMEKA, C., 2003, “The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.29, n.1, pp. 113–8.

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

DOCKER, M. F., 1987, “A review of instrumentation available for therapeutic ultrasound”. *Physiotherapy*, v. 73, n.4, pp. 154-155.

DYSON, M., 1982, “Non-thermal cellular effects of ultrasound”, *British Journal of Cancer*, v. 45, n. 5, pp. 165-171.

DYSON, M., 1987, “Mechanisms involved in therapeutic ultrasound”, *Physiotherapy*, v.73, n. 3, pp. 116-120.

FERRARI, C.B., 2008, *Avaliação do Desempenho de Equipamentos de Ultrassom Terapêutico*, Dissertação de M. Sc., Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, SP, Brasil.

FERRARI, C.B., ANDRADE, M.A.B., ADAMOWSKI, J.C., GUIRRO, R.R.J., 2010, “Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance”, *Ultrasonics*, v. 50, pp. 704-9.

FISH, P., 1994, *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*, New York: John Wiley & Sons.

GÓMEZ, W., KRÜGER, M.A., PEREIRA, W.C.A. *et al.*, 2006, “Analysis of SAR with Thermochromic Liquid Crystal Sheets in Focused Ultrasound Beam”, In: *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 819-822, São Paulo.

GUIRRO, R.R.J., GUIRRO, E.C.O., BREITSCHWERDT, C., *et al.*, 1996, “As variáveis físicas do ultra-som terapêutico: uma revisão”, *Revista de Ciência e Tecnologia*, v. 9, n.5, pp. 31-41.

GUIRRO, R.R.J., SANTOS, S.C.B., 1997, “A realidade da potência ultrassônica emitida pelos equipamentos de ultra-som terapêutico: uma revisão”, *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, v. 4, n. 2, pp. 76-82.

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

GUIRRO, R., SANTOS, S.C.B., 2002, “Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound equipment”, *Ultrasonics*, v. 39, n. 8, pp. 553-7.

GUIRRO, E.C.O., GUIRRO, R.R.J., 2004, “Ultra-Som”, *Fisioterapia Dermatofuncional: fundamentos, recursos, patologias*, 3ed., capítulo 8, Barueri, SP: Manole.

HAYES, B.T., MERRICK, M.A., SANDREY, M.A. *et al.*, 2004, “Three-MHz ultrasound heats deeper into the tissues than originally theorized”, *Journal of Athletic Training*, v. 39, n. 3 (Set), p. 230-234.

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

INMETRO, 2012, “Avaliação de dados de medição: Guia para a expressão de incerteza de medição – GUM 2008”, Duque de Caxias, RJ: INMETRO/CICMA/SEPIN, 141 p.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION, 1963, “Testing and Calibration of Ultrasonic Therapeutic Equipment”, *IEC Publication 150*, IEC, Geneva.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION, IEC 1689 1996, “Physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measurement in the frequency range 0.5 to 5 MHz”, *IEC*, draft revision of publication 150, IEC, Geneva.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION, IEC 61689 2007, “Ultrasonics - Physiotherapy systems – Field Specifications and methods of measurement in the frequency range 0.5 to 5 MHz”, *IEC*, 2 ed., Geneva.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, IEC TS 62462 2007, “Ultrasonics – Output test – Guide for the maintenance of ultrasound physiotherapy systems”, IEC, 1 ed, Geneva.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION, IEC 61689, 2013, “Ultrasonics - Physiotherapy systems – Field Specifications and methods of measurement in the frequency range 0.5 to 5 MHz”, *IEC*, 3 ed., Geneva.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION, 2013, IEC 61161, “Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements”, *IEC*, 3 ed., Geneva.

ISHIKAWA, N.L., 2000, *Avaliação de equipamentos de ultra-som para fisioterapia segundo a norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas*, Dissertação de M. Sc., COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

ISHIKAWA, N.L, ALVARENGA, A.V., PAES, L.F.C., *et al.*, 2002, Avaliação de Equipamentos de Ultra-som para Fisioterapia segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. In: *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 326-330, Florianópolis.

JOHNS, L.D., STRAUB, S.J., HOWARD, S.M., 2007, Variability in Effective Radiation Area and Output Power of New Ultrasound Transducers at 3 MHz, *Journal of Athletic Training*, v. 42, n. 1, pp. 22-8.

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

LAFON, C., ZDERIC, V., NOBLE, M. L., 2005, “Gel phantom for use in high-intensity focused ultrasound dosimetry”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 31, n. 10, pp. 1383–1389.

LIMA, L.S., COSTA-JUNIOR, J.F.S., COSTA, R.M., OMENA, T.P., VON KRÜGER, M.A., PEREIRA, W.C.A., 2012, Exatidão da potência ultrassônica de equipamentos comerciais de ultrassom terapêutico. In: *Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 2443-2447, Porto de Galinhas.

LLOYD, J.J., EVANS, J.A., 1988, A calibration survey of physiotherapy ultrasound equipment in North Wales, *Physiotherapy*, v. 74, n.2, pp. 56-61.

LUBBERS J., GRAAFF, R., 1998, A simple and accurate formula for the sound velocity in water, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 24, n. 7, pp. 1065–1068.

MACEDO, A.R., ALVARENGA, A.V., PEREIRA W.C.A., MACHADO J.C, 2003, “Ultrasonic beam map using thermochromic properties of cholesteric liquid crystals”, *Braz J Biomed Eng*; v.19, n.2, pp.61–8.

MAGGI, L.E., VON KRUGER, M.A., PEREIRA, W.C.A., MONTEIRO, E.E.C., 2009, “Development of Silicon-based materials for ultrasound biological phantoms”, *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*, Roma, Italy, 1062-5.

MAGGI, L.E., 2011, *Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms*, Tese de D. Sc., COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. 117p

MAGGI, L.E., COSTA JUNIOR, J.F.S., CORTELA, G., REIS, L.C., VON KRUGER, M.A., PEREIRA, W.C.A., 2012, Estudo da Incerteza de 3 métodos de estimação da velocidade longitudinal ultrassônica, In: Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 2443-2447, Porto de Galinhas.

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

MASON, T.J., 2011, “Therapeutic ultrasound an overview”, *Ultrasonics Sonochemistry*, v.18, n.4, pp. 847-52.

McDICKEN, W.N., 1981, “Diagnostic Ultrasonics – Principles and use of instruments, 2 ed., New York:John Wiley & Sons, 381p.

MERRICK, M.A., BERNARD, K.D., DEVOR, S.T. *et al.*, 2003, “Identical 3-MHz ultrasound treatments with different devices produce different intramuscular temperatures”, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 33, n.7 (Jul), pp.379-385.

NUSSBAUM, E., 1996, “Therapeutic Ultrasound”. In: BEHRENS, B., MICHLOVITZ, S.L., *Physical Agents: Theory and Practice for the Physical Therapist Assistant*, 4 cap., Philadelphia, USA, F.A. Davis Company.

PRENTICE, W. E., 2002, *Técnicas de reabilitação em medicina esportiva*, Manole.

PRENTICE, W.E., 2004, *Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas*, 2 ed. Porto Alegre: Artmed, p.269.

PYE, S.D., MILFORD, C., 1994, “The performance of ultrasound physiotherapy machines in Lothian region, Scotland, 1992”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 20, n. 4, pp. 347-359.

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

REPACHOLI, M.H., BENWELL, D.A., 1979, "Using Surveys of Ultrasound Therapy Devices to Draft Performance Standards", *Health Physics*, v. 36, n. 6, pp. 679-686.

ROSS, R.N., SOURKES A.M., SANDERMAN J.M., 1984, "Survey of ultrasound therapy devices in Manitoba", *Health Physics*, v.47, pp. 595-601.

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

SCHABRUN, S., WALKER, H., CHIPCHASE, L., 2008, "How Accurate are Therapeutic Ultrasound Machines?", *Hong Kong Physiotherapy Journal*, v. 26, n.1, pp. 39-44.

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

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

SZABO, T.L., 2004, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Elsevier, Academic Press, Burlington, MA, 2004. 549 pages.

TAKEGAMI, K. KANEKO, Y., WATANABE, T., *et al.*, 2004, "Polyacrylamide gel containing egg white as new model for irradiation experiments using focused ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 30, n. 10, pp. 1419–1422.

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

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

WILLIAMS, R., 1997, "Production and transmission of ultrasound", *Physiotherapy*, v.73, pp.113-116.

ZAUHAR, G., RADOJCIC, D.S., DOBRAVAC, D., JURKOVIC, S, 2015, "Quantitative testing of physiotherapy ultrasound beam patterns within a clinical environment using a thermochromic tile", *Ultrasonics*, v.58, n.4, pp.6–10.

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

ANEXOS

A. Cálculo para expressão da incerteza de medição das propriedades acústicas.

Para a velocidade de propagação, as incertezas-padrão se referem à espessura da amostra, a diferença dos sinais temporais do US na amostra e na água, bem como a medição da temperatura na água. As incertezas-padrão do coeficiente de atenuação se referem à espessura da amostra, a amplitude do espectro de frequências para o sinal com e sem a amostra.

São calculadas as incertezas-padrão tipo A e tipo B para cada uma das fontes de incerteza de medições. A incerteza-padrão tipo A é a decorrente de observações repetidas e foi obtida a partir do desvio padrão experimental de cada parâmetro pela raiz quadrada de n medições. A incerteza-padrão tipo B é baseada em informações fornecidos por certificados de calibração, dados de medições prévias ou especificações do fabricante (INMETRO, 2012).

A incerteza-padrão tipo B dos parâmetros para velocidade de propagação foram fornecidas pelo fabricante: paquímetro digital (0,01 mm), termômetro digital (0,1% do valor estimado + 0,7°C) e osciloscópio (escala horizontal) (25 ppm x leitura do tempo de propagação do sinal x número de quadros). Já para os parâmetros de atenuação além do paquímetro digital, foram o osciloscópio (2% x número de volts/divisão x número de quadros).

Após isso é calculada a incerteza-padrão combinada (μ_c) que corresponde à soma quadrática do produto de cada componente da incerteza pelo seu respectivo coeficiente de sensibilidade (INMETRO, 2012). Os coeficientes de sensibilidade correspondem às derivadas parciais de cada mensurando em relação às variáveis que compõem a incerteza. Para velocidade de propagação podem ser vistos em IX.1, IX.2 e IX.3. Já para coeficiente de atenuação podem ser vistos em IX.4, IX.5 e IX.6.

$$\frac{\partial v_{cp}}{\partial x} = \frac{v_{ref}(x-v_{ref}t) - xv_{ref}}{(x-v_{ref}t)^2} \quad (IX.1)$$

$$\frac{\partial v_{cp}}{\partial t} = - \frac{xv_{ref}^2}{(x-v_{ref}t)^2} \quad (IX.2)$$

$$\frac{\partial v_{cp}}{\partial T} = - \frac{1,57 \cdot 10^{-8} [20305,9 + (t - 272,869)t] [15777,8 + (t - 101,653)t] x^2}{[x + 3,14 \cdot 10^{-9} (96,4177 + T) (86846,1 + (T - 525,316)T) (53337,1 + (T - 39,2541))]^2} \quad (\text{IX.3})$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial v_{cp}} = - \frac{20 \log \frac{A_{ref}}{A_{cp}}}{x^2} \quad (\text{IX.4})$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial A_{ref}} = \frac{20 \log e}{x A_{ref}} \quad (\text{IX.5})$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial A_{cp}} = - \frac{20 \log e}{x A_{cp}} \quad (\text{IX.6})$$

A partir destes valores, pode-se calcular a incerteza-padrão expandida (U). Esta é o produto da incerteza-padrão combinada μ_c e do fator de abrangência κ ; o qual é relacionado ao número de graus de liberdade efetivos dos mensurandos, em uma probabilidade de abrangência de 0,95 (INMETRO, 2012).

Os graus de liberdade efetivos para o coeficiente de atenuação $V_{eff}(c_a)$ e para a velocidade de propagação $V_{eff}(v)$ são calculados pela Equação (IX.7) a seguir:

$$v_{eff} = \frac{\mu_c^4}{\sum \frac{\mu_i^4}{v_i}} \quad (\text{IX.7})$$

onde, u_c é a incerteza-padrão combinada do mensurando cujos graus de liberdade efetivos serão calculados, u_i , as componentes da incerteza-padrão combinada e v_i os graus de liberdade da componente da incerteza-padrão combinada em questão (INMETRO, 2003).

B. Resultados dos parâmetros de incerteza das propriedades acústicas.

As tabelas IX.1 e IX.2 mostram os resultados das medições da incerteza para velocidade de propagação e atenuação.

Tabela IX.1 Medições dos parâmetros de incerteza para velocidade de propagação: espessura (x), temperatura (T) e tempo de interpolação (t).

Parâmetros	Valor Estimado	Incerteza Padrão	Distribuição de Probabilidade	Coefficiente de Sensibilidade
x [m] – tipo A	2,229E-02	2,61E-05	Normal	14772,330
x [m] – tipo B		1,00E-05	Retangular	
T [°C] – tipo A	2,55E+01	2,333E-02	Normal	2,30E+00
T [°C] – tipo B		7,26E-01	Retangular	
t [s] – tipo A	7,1049E-06	9,512E-09	Normal	4,633E+007
t [s] – tipo B		5,000E-10	Retangular	

Parâmetros	Contribuição Incerteza	Incerteza Padrão Combinada	V_i	$V_{\text{eff}}(v)$	k	U_v (95%)
x [m] – tipo A	3,85E-01	1,77E+00	9	1,49E+03	2,24	4,0
x [m] – tipo B	1,48E-01		inf			
T [°C] – tipo A	5,36E-02		9			
T [°C] – tipo B	1,67E+00		inf			
t [s] – tipo A	4,41E-01		9			
t [s] – tipo B	2,32E-02		inf			

Tabela IX.2 Medições dos parâmetros de incerteza para coeficiente de atenuação: espessura (x), Amplitude do sinal referência (A_{ref}) e Amplitude do sinal do corpo de prova (A_{cp}).

Parâmetro	Valor Estimado	Incerteza Padrão	Distribuição de Probabilidade	Coefficiente de Sensibilidade
x [cm] – tipo A	2,229	2,61E-03	Normal	-0,653
x [cm] – tipo B		1,00E-05	Retangular	
A_{ref} [V] FFT– tipo A	38,925	1,23E-02	Normal	1,00E-01
A_{ref} [V] FFT – tipo B		3,200E-02	Retangular	
A_{cp} [V] FFT– tipo A	26,794	8,174E-02	Normal	-1,455E-001
A_{cp} [V] FFT– tipo B		3,200E-02	Retangular	

Parâmetro	Contribuição Incerteza	Incerteza Padrão Combinada	V_i	$V_{\text{eff}}(\alpha)$	k	U_α (95%)
x [cm] – tipo A	-1,70E-03	1,33E-02	9	1,41E+01	2,14	0,1
x [cm] – tipo B	-6,53E-06		inf			
A_{ref} [V] FFT– tipo A	1,02E-03		9			
A_{ref} [V] FFT – tipo B	3,20E-03		inf			
A_{cp} [V] FFT– tipo A	-1,19E-02		9			
A_{cp} [V] FFT– tipo B	-4,65E-03		inf			

C. Processamento das imagens obtidas nos corpos de prova termocromáticos

Os seguintes passos foram realizados para realizar o processamento das imagens no corpo de prova (em alguns passos há imagens abaixo para maior compreensão):

Determinação da região do phantom e do tamanho do pixel

1. Transformar as imagens de referência (antes do aquecimento) e aquecida (final do ensaio) de RGB para níveis de cinza (Figura C1);

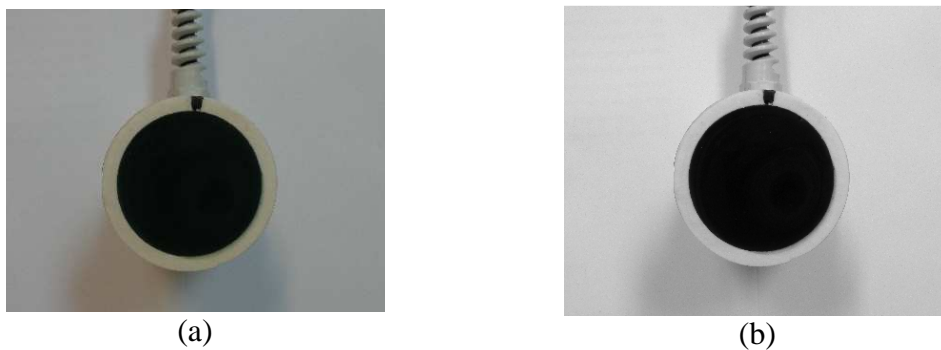


Figura C1- (a) Imagem de referência, antes do aquecimento e (b) a mesma imagem transformada de RGB para níveis de cinza.

2. Realizar uma imposição de mínimos (operador morfológico), usando como máscara a imagem original e como marca uma imagem com as mesmas dimensões que a original, toda formada por pixels de valor zero, com apenas um pixel no centro da imagem com valor 1; Esta operação irá realçar na imagem a região que contém o corpo de prova antes do aquecimento;
3. Calcular o complemento da imagem, ou seja, inverter a escala de cinza (o que era mais escuro fica mais claro e vice-versa) (Figura C2);



Figura C2- Imagem invertida de escala de cinza - o que era mais escuro fica mais claro e vice-versa. Utilizado para calcular o complemento da imagem.

4. Aplica-se o método de Otsu para a determinação do limiar de nível de cinza adequado para a segmentação da região do corpo de prova e, em seguida, converte-se a imagem de níveis de cinza para binária utilizando-se o limiar previamente determinado (Figura C3);

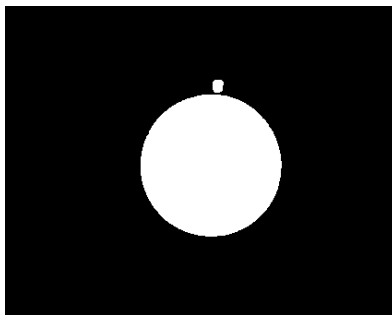


Figura C3- Imagem convertida de níveis de cinza para binária utilizando o limiar previamente determinado pelo método Otsu para segmentação da região do corpo de prova.

5. Aplica-se uma abertura morfológica (elemento estruturante: disco de raio 20 pixels) para remover estruturas não pertencentes à região do phantom e se determinar uma imagem marca;
6. Em seguida, aplica-se uma reconstrução morfológica, usando a imagem segmentada como máscara e a imagem obtida no item 5 como marca (Figura C4);

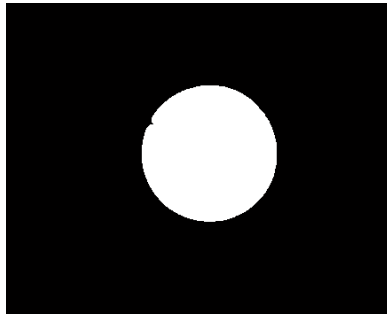


Figura C4- Imagem após reconstrução morfológica onde foi usada a imagem segmentada como máscara e a imagem marca (esta foi obtida ao aplicar abertura morfológica para remover estruturas não pertencentes à região do corpo de prova).

7. Aplica-se um fechamento morfológico na imagem obtida no item 6 para corrigir eventuais falhas nas bordas da região do phantom segmentada (Figura C5);

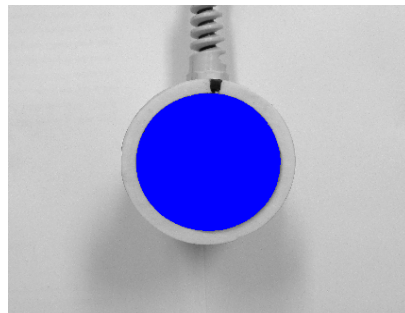


Figura C5- Imagem após aplicação de fechamento morfológico para correção de falhas nas bordas da região do corpo de prova segmentadas.

8. Determina-se a área (em pixels) da imagem binária obtida em 7 e, conhecendo-se o diâmetro real do phantom, determina-se o tamanho do pixel em centímetros;

Determinação da área aquecida

- 1) Determina-se a diferença entre a imagem de referência (antes do aquecimento) e aquecida (final do ensaio) (Figura C6);

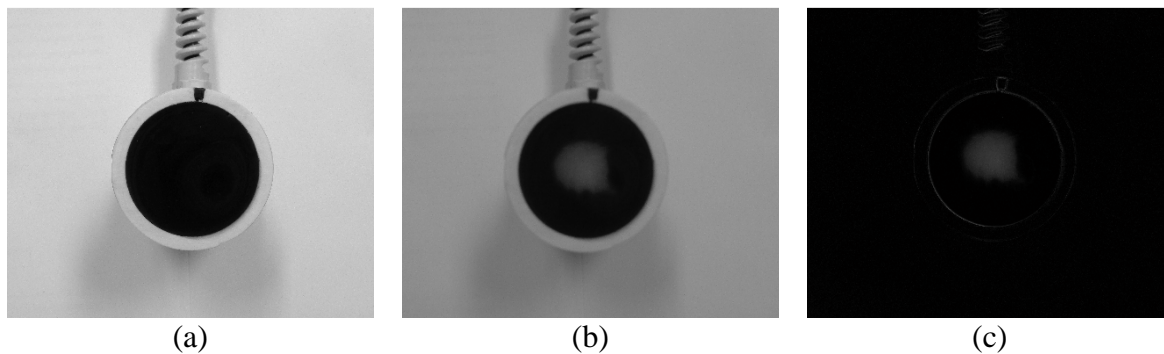


Figura C6- (a) imagem de referência (antes do aquecimento); (b) imagem após aquecimento (imagem final) e (c) imagem da diferença entre as imagens (a) e (b).

- 2) Aplica-se o operador top-hat (ee: disco de raio 12 pixels) a imagem obtida no item 1) para remover a região aquecida (Figura C7);

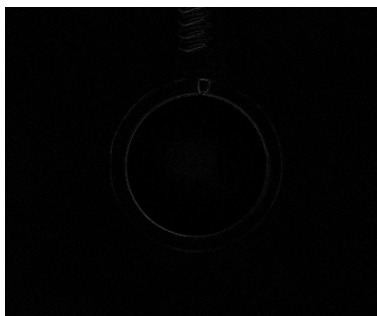


Figura C7- Imagem após aplicação de operador *top-hat* para remoção da região aquecida.

- 3) Determina-se a diferença entre as imagens obtidas nos itens 1) e 2) de forma a obter apenas a região aquecida do corpo de prova (Figura C8);

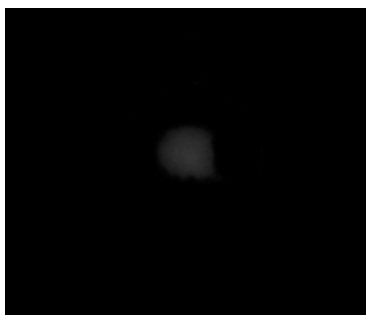


Figura C8- Imagem da região aquecida no corpo de prova.

- 4) Aplica-se o método de Otsu para a determinação do limiar de nível de cinza adequado para a segmentação da região aquecida e, em seguida, converte-se a imagem de níveis de cinza para binária utilizando-se o limiar previamente determinado (Figura C9);

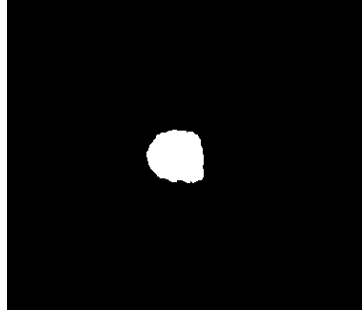


Figura C9- Imagem da região aquecida após conversão da imagem de níveis de cinza para binária utilizando o limiar previamente determinado pelo método Otsu para adequada segmentação da região aquecida.

- 5) Conhecendo-se o tamanho do pixels, determina-se a área da região aquecida em cm^2 (Figura C10);

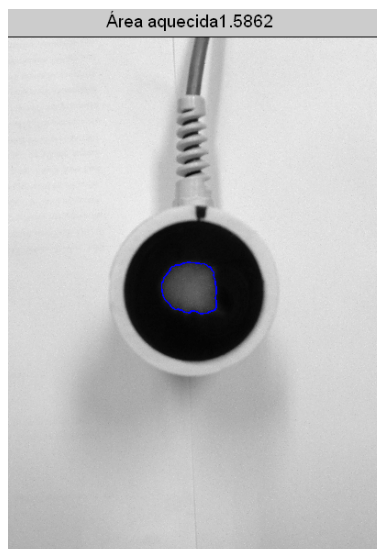


Figura C10- Imagem final com área aquecida segmentada e valor desta área em cm^2 .

D. Protocolo para avaliação da imagem térmica no corpo de prova termocromático

(Inspeção Visual)

- a) colocar o equipamento de UST a ser avaliado em uma superfície estável para o teste;
- b) acoplar o adaptador cilíndrico feito de PVC ao transdutor (verificar a vedação);
- c) preencher este espaço com água a temperatura de 22-25°C;
- d) colocar o corpo de prova no topo do adaptador e tomar cuidado para que não fique com bolhas de ar abaixo do corpo de prova - pode haver algum transbordamento de água, retirar o excesso de água com papel absorvente;
- d) posicionar uma câmera digital a uma distância fixa entre 20 e 30cm da superfície do corpo de prova;
- e) ligar o equipamento de UST na intensidade a ser avaliada;
- f) após 30 segundos visualizar a imagem, tirar a foto e desligar o aparelho de UST;

A obtenção de uma imagem do corpo de prova é importante para comparação com imagens futuras. Os parâmetros utilizados na primeira avaliação (frequência e intensidade), assim como o ambiente de iluminação e a câmera digital, devem ser os mesmos nas futuras avaliações. Uma avaliação puramente visual (sem comparação com imagens anteriores) é pouco eficiente e, portanto, deve ser evitada.

Atenção: Não deve-se irradiar o corpo de prova por mais de 30 segundos em cada inspeção para que preserve a reversibilidade do material termocromático.

Caso seja necessário realizar a inspeção novamente no mesmo dia, aguardar 5 minutos do término da primeira para equilíbrio térmico da água e corpo de prova.

Após utilização, manter o corpo de prova termocromático guardado em um local sem iluminação, p.ex. gaveta, armário para preservar a cor do material termocromático.