



ESTUDO CALORIMÉTRICO DO AQUECIMENTO EM PHANTOM DE
TECIDOS MOLES IRRADIADO POR ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO

Thaís Pionório Omena

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
Dezembro de 2015

ESTUDO CALORIMÉTRICO DO AQUECIMENTO EM PHANTOM DE
TECIDOS MOLES IRRADIADO POR ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO

Thaís Pionório Omena

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. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

Profa. Carolina Palma Naveira Cotta, D.Sc.

Profa. Mônica Calixto de Andrade, D.Sc.

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

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

DEZEMBRO DE 2015

Omena, Thaís Pionório

Estudo calorimétrico do aquecimento em phantom de tecidos moles irradiado por ultrassom fisioterapêutico/
Thaís Pionório Omena. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XIX, 118 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. 107-115.

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

DEDICATÓRIA

Dedico esta vitória primeiramente a Deus, por me conceder a existência em uma família que sempre me incentivou a estudar e ir além dos meus limites, por serem minha base, meu lar, por terem apoiado a minha trajetória ao longo dos anos e compreenderem a minha dedicação no doutorado.

AGRADECIMENTOS

A Deus, acima de tudo.

Aos meus pais Amaro e Beth, por me apoiarem nessa jornada como Fisioterapeuta, Professora e Pesquisadora. A vovó Olga pelo seu carinho, incentivo e sua frase de sempre “aproveita enquanto você está jovem”. A minha irmã, Aline, que sempre foi um exemplo de profissional, de garra, que me incentivou a persistir na Fisioterapia nos momentos mais difíceis.

Ao meu marido Anderson “Mozão”, que me acompanha desde o mestrado, me incentivando, compreendendo minha ausência e até me fazendo companhia nos sábados de experimentos no LUS. Não tenho palavras para agradecer por seu apoio e pelo seu amor!

Aos meus orientadores, profs Wagner e Markão, por serem meus mestres e amigos, verdadeiros educadores, me ensinaram muito além da matéria dos livros. Estamos nessa empreitada desde 2005, há 10 anos, mas em 2011 pude me tornar uma colega de profissão, exemplos de profissionais nos quais me espelho sempre! Obrigada pela paciência e dedicação! A vocês que nos deram um “susto” no ano passado, dedico a frase de Arthur Schopenhauer: “Em geral, nove décimos da nossa felicidade baseiam-se exclusivamente na saúde. Com ela, tudo se transforma em fonte de prazer”.

Aos meus colegas do Laboratório de Ultrassom, que participaram direta ou indiretamente no desenvolvimento da tese de doutorado: Aldo, Francisco, Rejane, Cátia, Luciene, Tiago, Fernanda, Débora, Mario, Rossana, Lorena, César, Guillermo, Wilfrido, Kelly, Isabela, Felipe, Vinícius, Daniel Alves, Daniel Matusin, Luis Eduardo Maggi, André, Telma, Natália, Aline, Lucas e Juliana. Obrigada por tornarem o ambiente do laboratório amigável, por fazermos nossos bolos de aniversariantes do mês, pela hora do “bó”, festas juninas e confraternizações de fim de ano. Tornamo-nos uma família, e mesmo com a distância de alguns, o sentimento e o carinho são eternos...

À Taynara e à Débora, pesquisadoras do Inmetro, por me ajudarem nas confecções do *phantom*.

Ao Ricardo Simões e ao prof Eduardo Moreno, que me auxiliaram nas simulações no Comsol®.

A minha querida madrinha, amiga e irmã Rejane Costa, pela incansável ajuda e incentivo ao longo desses anos, pela parceria nos experimentos, por discutir ideias de como melhorar meu trabalho, compartilhar sábados de experimentos, orientações dos

alunos de PINC, e pelos momentos de alegria e descontração, festinhas no laboratório, viagens a congressos, etc. Obrigada por tudo!

Ao Francisco Júnior por ser dedicado, amigo, solícito, por nos auxiliar nos experimentos do laboratório, nas orientações dos alunos de iniciação científica, parceiro de trabalhos em congressos, artigos, etc. Muito obrigada!

Ao Aldo Fontes, esse paraense orgulhoso de sua terra, excelente fisioterapeuta e pesquisador! Obrigada pelas inúmeras vezes que me ajudou com a discussão de ideias ao longo do doutorado, estatística de dados, escrita de artigos, sempre “online” mesmo na madrugada! MUITÍSSIMO obrigada!

À amiga e parceira de zouk, Cátia, por me ajudar na orientação dos alunos de PINC, nas aulas na graduação e por sua companhia nas aulas de dança. Você tornou esse período final de doutorado muito mais leve e feliz! Obrigada!

Ao ex-aluno de iniciação científica Gustavo “Coqueirinho” pela ajuda no desenvolvimento do projeto do calorímetro da tese.

Ao amigo do LAPIS, que me acompanha desde a minha entrada no Programa de Engenharia Biomédica, Olivassé. Colega de turma de mestrado que me apoiou diversas vezes quando me desesperava e tinha vontade de largar tudo! E, claro, parceiro de zouk e forró em todos os CBEBS! Obrigada, amigo!

Aos alunos de iniciação científica que fizeram parte da minha formação e aprendizado, a quem tenho a honra de dizer que foram meus primeiros “orientados”, juntos conseguimos produzir vários trabalhos em congressos: Lucio Salustiano, Anna Paula Moraes, Bárbara Fagundes, Pamela Alves, Catarina Pires, Samantha Rocha, Lucas Nunes e Rafaella.

Ao Aluísio, aluno do LAPIS, pelas inúmeras vezes que nos ajudou a operar o tanque acústico, quando ele simplesmente deixava de funcionar!

Ao mestre, amigo e “pai” Júlio Guilherme que despertou em mim a curiosidade a paixão pela ciência nos tempos de iniciação científica e vem me acompanhando desde meus primeiros passos nessa jornada acadêmica. Obrigada!

Ao secretário do PEB, Alexandre, por seu empenho e pró-atividade no Programa, nos auxiliando na solução de problemas, às vezes antes de termos a ciência da existência deles! Obrigada por me ajudar a fazer a minha inscrição “n” vezes!

Às agências de fomento 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.)

ESTUDO CALORIMÉTRICO DO AQUECIMENTO EM PHANTOM DE
TECIDOS MOLES IRRADIADO POR ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO

Thaís Pionório Omena

Dezembro/2015

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

Equipamentos de ultrassom terapêuticos (UST) são incorporados, frequentemente, aos planos de tratamento de Fisioterapia de pacientes com lesões musculoesqueléticas, entretanto, há escassez de trabalhos científicos que justifiquem as dosagens comumente empregadas na terapia. Este trabalho apresenta um estudo de quatro protocolos de irradiação ultrassônica utilizando-se um calorímetro com termopares e *phantom* mimetizando os tecidos biológicos. Os resultados experimentais dos protocolos estáticos foram simulados em plataforma Comsol®. Foi observado que a razão de não-uniformidade do feixe é um parâmetro importante no aquecimento. E ao se introduzir uma fina camada simuladora de osso cortical no calorímetro a região de aquecimento do phantom se expande consideravelmente. Os protocolos dinâmicos mostraram que há diferença de aquecimento entre dois protocolos que fornecem energias iguais porém com combinações de intensidade e tempo de aplicação diferentes, e há diferença na resposta de aquecimentos entre quatro fisioterapeutas que manusearam um mesmo equipamento. Os resultados apresentados nesta tese podem contribuir para a elaboração de protocolos eficazes, assim como para a conscientização e formação de Fisioterapeutas e para um melhor uso deste tipo de tecnologia em clínicas e hospitais.

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

CALORIMETRIC STUDY OF HEATING OF SOFT TISSUE PHANTOM
IRRADIATED BY PHYSIOTHERAPEUTIC ULTRASOUND

Thaís Pionório Omena

December/2015

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Therapeutic ultrasound equipments (UST) are commonly part of the treatment strategy in Physiotherapy of patients with musculoskeletal injuries, however, there is a lack of scientific works that justify the dosages usually applied in therapy. This work presents a study of four protocols of ultrasonic irradiation using a calorimeter with thermocouples and a phantom that mimics biological tissues. Experimental results were simulated in Comsol® platform. It was observed that the non-uniformity beam ratio is an important parameter in heating. Besides that, when it is introduced a thin cortical bone layer in the calorimeter there is a general increase in the heating area of the phantom. Dynamic application protocols show that there is a difference between two protocols that provide equal energies but with different intensity and time combinations, and there is difference in the heating response between four physiotherapists that manipulated the same equipment. Results presented in this thesis may contribute to the formulation of effective protocols, and to awareness and formation of physiotherapists in order to improve the application of this technology in clinics and hospitals.

SUMÁRIO

I.Introdução.....	1
II. Objetivo Geral.....	3
III. Objetivos específicos	3
IV. Fundamentação teórica.....	4
IV.1) Efeitos biofísicos.....	4
IV.2) Dosagem do Ultrassom de Fisioterapia.....	8
IV.3) Ensaio de equipamentos.....	13
IV.4) Normas para equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos.....	19
V. Revisão bibliográfica.....	21
V.1) Calorímetros.....	21
VI) Metodologia.....	29
VI.1) Projetar e confeccionar um calorímetro, contendo uma matriz de termopares e confeccionar um <i>phantom</i> mimetizador da média dos tecidos moles biológicos (TMB), com base na norma IEC 60601-2-37 (2007).....	29
VI.1.1)Projeto e confecção do calorímetro.....	29
VI.1.2) Confecção do <i>phantom</i> mimetizador da média dos tecidos moles biológicos (TMB).....	33
VI.2) Verificação dos equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos.....	35
VI.2.1) Medição da potência acústica.....	36
VI.2.2) Medição da área de radiação efetiva (ERA) e da razão de não-uniformidade do feixe (RNF).....	37
VI.3) Montagem experimental calorimétrica.....	38
VI.4) Simulação dos experimentos no software Comsol®.....	41

VI.5) Comparação da influência da RNF no aquecimento no <i>phantom</i> TMB entre dois protocolos de irradiação similares, dois transdutores de mesmo fabricantes, ERAs iguais mas RNFs diferentes.....	45
VI.6) Avaliar a contribuição para o aquecimento quando se introduz uma camada de osso compacto sintético de 1mm de espessura na interface com um <i>phantom</i> TMB.....	46
VI.7) Estudo da influência de protocolos, utilizando um mesmo transdutor ultrassônico com dosagens iguais (mesma energia fornecida), mas combinações de intensidade X tempo diferentes.....	48
VI.8) Comparar o padrão de aquecimento pela aplicação com movimentação do transdutor por 4 fisioterapeutas com experiência na prática clínica.....	50
VII. Resultados.....	52
VII.1) Calibração de equipamentos	52
VII.1.1) Cálculo da ERA e da RNF.....	52
VII.1.2) Cálculo da intensidade efetiva.....	57
VII.2) Aquisição de curvas de temperatura com o calorímetro.....	58
VII.2.1) Resultados da influência da RNF no aquecimento de um <i>phantom</i> TMB com dois transdutores com um mesmo protocolo de irradiação, de ERAs iguais e RNF diferentes.....	59
VII.2.1.1) Aquecimento no <i>phantom</i> TMB com transdutor I estático.....	59
VII.2.1.2) Aquecimento no <i>phantom</i> TMB com transdutor II estático.....	62
VII.2.1.3) Comparação entre o aquecimento no <i>phantom</i> TMB pelos transdutores I e II.....	65

VII.2.2) Resultados da avaliação na contribuição para o aquecimento quando se introduz uma camada de osso compacto sintético de 1mm de espessura na interface com um <i>phantom</i> TMB.....	69
VII.2.2.1) Análise do aquecimento no phantom TMB com osso cortical.....	69
VII.2.2.2) Análise do aquecimento no phantom TMB sem osso cortical.....	72
VII.2.2.3) Estatística da comparação entre o aquecimento com e sem osso cortical.....	75
VII.2.2.4) Simulação do experimento com e sem osso no Comsol®.....	76
VII.2.3) Resultados do estudo da influência de protocolos, utilizando um mesmo transdutor ultrassônico com dosagens iguais (mesma energia fornecida), mas combinações de intensidade X tempo diferentes.....	79
VII.2.3.1) Análise estatística de comparação dos protocolos.....	82
VII.2.4) Resultados da comparação do padrão de aquecimento pela aplicação com movimentação do transdutor por 4 fisioterapeutas com experiência na prática clínica.....	83
VII.2.4.1) Cálculo da velocidade de aplicação.....	83
VII.2.4.2) Gráficos e dados de temperatura gerados pela aplicação pelos fisioterapeutas.....	84
VII.2.4.3) Análise estatística para comparação do aquecimento entre fisioterapeutas.....	89
VIII. Discussão.....	94
IX. Conclusão.....	104
X. Referências Bibliográficas.....	107
XI. Anexo	116

LISTA DE FIGURAS

- Figura VI.1: Projeto do Calorímetro. A: Calorímetro montado, B: Calorímetro parcialmente desmontado mostrando cilindros de termopares e dos *phantoms* afastados, C: Corte sagital do calorímetro com termopares.....32
- Figura VI.2: Resultado da confecção do calorímetro. A: Calorímetro com matriz de termopares; B: Cilindros de termopares e cilindros para molde dos *phantoms* TMB, C: Calorímetro montado contendo *phantom* TMB e matriz de termopares; D: Calorímetro, *phantoms* TMB e placa de aquisição de sinais.....33
- Figura VI.3: Materiais usados na confecção do *phantom*. A: vista superior dos *phantoms* TMB, B: perfil dos *phantoms* TMB.....34
- Figura VI.4: A: *Phantom* de osso cortical de 1mm de espessura (*Epoxi Resin Sawbones*), e B: *phantom* TMB à esquerda e *phantom* de osso cortical à direita.....35
- Figura VI.5: A: Balança de força de radiação desmontada, mostrando cone refletor, e suporte de fixação do transdutor ultrassônico; B: Balança de força de radiação com transdutor fixado no suporte, e equipamento de UST utilizado.....36
- Figura VI.6: Detalhe da montagem experimental para varredura do campo acústico e levantamento da ERA e da RNF. São mostrados o Transdutor fixado em um suporte e hidrofone controlado por um motor de passo, no interior de um tanque acústico.....38
- Figura VI.7: A: Transdutor fixado no suporte alinhado com o calorímetro; B: Calorímetro com termopares e transdutor ultrassônico imersos no banho termostático e placa absorvedora perpendicular à direção de propagação do feixe; C: Vista superior do calorímetro e placa da NI (Hi-speed USB carrier/ Ni USB-9162); D: Montagem experimental: banho termostático, calorímetro, equipamento de ultrassom, placa da NI e microcomputador.....40

Figura VI.8: <i>Software</i> “Signal express” em <i>Labview</i> , que serve para ajuste na aquisição, visualização das curvas de temperatura ao longo do tempo e armazenamento de dados de temperatura do calorímetro.....	41
Figura VI.9: A: Calorímetro desmontado – cilindros com phantom, cilindros com termopares e osso cortical; B: vista superior do calorímetro com <i>phantom</i> e termopares; C: vista inferior do calorímetro com matriz de termopares; D: vista inferior do calorímetro com camada de osso cortical posicionada.....	47
Figura VI.10: Movimentação do transdutor no calorímetro por uma das fisioterapeutas participantes no estudo, mostrando transdutor, calorímetro e placa absorvedora.....	51
Figura VII.1: Gráfico (amplitude <i>versus</i> distância) do mapeamento em 1D ao longo do eixo central do feixe ultrassônico do transdutor I.....	53
Figura VII.1: Gráfico (amplitude <i>versus</i> distância) do mapeamento em 1D ao longo do eixo central do feixe ultrassônico do transdutor I.....	53
Figura VII.3: Mapeamento acústico por hidrofone do transdutor I. A: Mapeamento do campo acústico em um plano paralelo a 0,3cm da face do transdutor feito para calcular a ERA; B: Vista superior do campo acústico a 0,3cm da face do transdutor; C: Mapeamento do campo acústico no foco do transdutor (Z_n) para calcular a RNF.....	54
Figura VII.4: Mapeamento acústico por hidrofone do transdutor II. A: Mapeamento do campo acústico em um plano paralelo a 0,3cm da face do transdutor para calcular a ERA; B: Vista superior do campo acústico a 0,3cm da face do transdutor; C: Mapeamento do campo acústico no foco do transdutor (Z_n) para calcular a RNF.....	55
Figura VII.5: Mapeamento em 2D do transdutor I realizado na direção de propagação do feixe, perfil do mapeamento mostrando os campos próximo e distante; B: Vista superior do mapeamento ao longo da direção de propagação do feixe.....	56

Figura VII.6: Mapeamento em 2D do transdutor II realizado na direção de propagação do feixe, perfil do mapeamento mostrando os campos próximo e distante; B: Vista superior do mapeamento ao longo da direção de propagação do feixe.....	57
Figura VII.7: Exemplo da medição de temperatura:curvas de temperatura ao longo do tempo nos 12 termopares durante o aquecimento por irradiação ultrassônica, a 1MHz, modo contínuo, intensidade efetiva de $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e 2 minutos, com transdutor I, modo estático.....	59
Figura VII.8: Exemplo da medição de temperatura: curvas de temperatura ao longo do tempo nos 12 termopares durante o aquecimento por irradiação ultrassônica, a 1MHz, modo contínuo,intensidade efetiva de $1,18\text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e 2 minutos, com transdutor II,modo estático.....	62
Figura VII.9 : Simulação feita com transdutor I com protocolo de irradiação de $I = 1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e 120s (4 camadas de <i>phantoma</i> 10mm (Ph1), 20mm (Ph2), 20mm (Ph3) e 30mm (Ph4), e água:). A: Modelo da simulação com transdutor; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação; C: Contorno da distribuição de temperatura no campo; D: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica.	67
Figura VII.10: Simulação feita com transdutor II com protocolo de irradiação de $I = 1,18\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e 120s (4 camadas de phantoms a 10mm (Ph1), 20mm (Ph2), 20mm (Ph3) e 30mm (Ph4), e água:). A: Modelo da simulação; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação; C: Contorno da distribuição de temperatura no campo; D: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica.....	68

Figura VII.11: Exemplo da medição de temperatura ao longo do tempo nos 6 termopares correspondentes às profundidades 10mm (CH1, CH2 e CH3) e 30mm (CH4, CH5, CH6) no calorímetro. Os termopares centrais são aqueles posicionados nos canais CH2 e CH5.....	70
Figura VII.12: Exemplo da medição de temperatura ao longo do tempo nos 6 termopares correspondentes às profundidades 10mm (CH1, CH2 e CH3) e 30mm (CH4, CH5, CH6) no calorímetro. Os termopares centrais são aqueles posicionados nos canais CH2 e CH5.....	73
Figura VII.13: A: Modelo da simulação com transdutor à esquerda, <i>phantom1</i> de 10mm e <i>phantom2</i> de 20mm, e água; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação no modelo; C: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica no modelo sem osso; Temperaturas nos termopares 1,2 e 3 (D) e 4,5,e 6 (E)	77
Figura VII.14: A: Modelo da simulação com transdutor à esquerda, <i>phantom1</i> de 10mm, <i>phantom2</i> de 20mm, osso de 1mm e água; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação no modelo; C: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica no modelo sem osso; Temperaturas nos termopares 1,2 e 3 (D) e 4,5,e 6 (E)	78
Figura VII.15: Aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares no protocolo intensidade $1,82\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de 10 minutos.....	80
Figura VII.16: Aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares no protocolo intensidade $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de 15 minutos.....	80
Figura VII.17: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta I.....	85

Figura VII.18: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta II.....	86
Figura VII.19: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta III.....	87
Figura VII.20: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta IV.....	88

LISTA DE TABELAS

Tabela V.1: Valores acústicos e térmicos dos tecidos biológicos (IEC 60601-2-37 (2007) e Maggi, 2011)	25
Tabela V.2: Propriedades do <i>phantom</i> de agar da média de tecidos moles (IEC 61689, 2013) e do osso cortical Epoxi Resin (Sawbones®).....	25
Tabela VI.1: Equações de calibração dos 12 termopares utilizados no calorímetro, de forma que, “temp1” refere-se ao termopar 1, e assim, sucessivamente.....	31
Tabela VII.1: Valores de razão de não-uniformidade do feixe (RNF), área de radiação efetiva nominal (ERA NOM) e aferida (ERA AFE), potência nominal (POT NOM) e aferida (POT AFE), e ainda, intensidade nominal (INTNS NOM) e efetiva (INTENS EFE) dos transdutores I e II.....	58
Tabela VII.2: Temperatura máxima absoluta (Temp máx), média e desvio-padrão (DP) de 12 canais (CH), nas 20 medições com transdutor I. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11)	60
Tabela VII.3: Variação de temperatura (Var Temp) de 12 canais (CH), média e desvio-padrão (DP) nas 20 medições com transdutor I. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11)	61
Tabela VII.4: Temperatura máxima absoluta (Temp máx), média e desvio-padrão (DP) de 12 canais (CH), nas 20 medições, com transdutor II. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11)	63

Tabela VII.5: Variação de temperatura (Var Temp) de 12 canais (CH), média e desvio-padrão (DP) nas 20 medições com transdutor II. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11)	64
Tabela VII.6: Análise estatística da comparação do aquecimento dos 12 canais (CH) correspondentes aos 12 termopares do calorímetro irradiado pelos transdutores I e II. Foram realizados testes para comparação de valores da temperatura máxima absoluta e da variação de temperatura. Os itens em destaque representam os canais que apresentaram diferença estatística.....	66
Tabela VII.7: Tabela com os valores de temperatura (T) em graus Celsius na posição dos 12 termopares do calorímetro após 120s de irradiação nas intensidades de 1,18 e 1,24W.cm ⁻² , obtidos na simulação em Comsol®.....	69
Tabela VII.8: Dados de temperatura máxima absoluta [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com <i>phantom</i> TMB com osso compacto.....	71
Tabela VII.9: Dados de variação de temperatura (Var Temp) [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com <i>phantom</i> TMB com osso compacto.....	72
Tabela VII.10: Dados de temperatura máxima absoluta [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com <i>phantom</i> TMB sem osso compacto.....	74
Tabela VII.11: Dados de variação de temperatura (Var Temp) [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com <i>phantom</i> TMB sem osso compacto.....	75
Tabela VII.12: Análise estatística da comparação do aquecimento dos 6 canais (CH) do calorímetro com <i>phantom</i> TMB com e sem osso compacto.....	76
Tabela VII.13: Temperatura máxima nos termopares 1-6, nas simulações sem osso e com osso.....	79

Tabela VII.14: Variação de temperatura (Var Temp), média e desvio-padrão (DP) nos 9 canais com o protocolo de intensidade efetiva de $1,82\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ tempo de irradiação de 10 minutos, no total de 20 medições.....	81
Tabela VII.15: Variação de temperatura (Var Temp), média e desvio-padrão (DP) nos 9 canais com o protocolo de intensidade efetiva de $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, tempo de irradiação de 15 minutos, no total de 20 medições.....	82
Tabela VII.16: Velocidade média [cm/s] e desvio-padrão (DP) da movimentação do transdutor pelos 4 fisioterapeutas.....	84
Tabela VII.17: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta I.....	85
Tabela VII.18: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta II.....	86
Tabela VII.19: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta III.....	87
Tabela VII.20: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta IV.....	88
Tabela VII.21: Comparação do aquecimento em cada canal no calorímetro pelos quatro fisioterapeutas.....	90
Tabela VII.22: Comparação do aquecimento entre os canais do calorímetro por cada fisioterapeuta.....	91
Tabela VII.23: Camadas de profundidade (10, 30 e 50mm) para os quatro fisioterapeutas (Fisio I, II, III e IV). Tempo que a medição atingiu 40°C em algum canal do calorímetro, nas 10 medições e média	92
Tabela VII.24: Período em que a medição permaneceu acima de 40°C nas 10 medições, e média de tempo (à direita), para os quatro fisioterapeutas (Fisio I, II, III e IV)	93

I) INTRODUÇÃO

O ultrassom foi primeiramente descrito como modalidade terapêutica nos anos 50, quando estudos demonstraram a sua capacidade em aquecer estruturas mais profundas tais como articulações, músculos e ossos (Bender, 1953, apud Gam e Johannsen, 1995).

Equipamentos de ultrassom terapêuticos (UST) são incorporados, frequentemente, aos planos de tratamento de Fisioterapia de pacientes com lesões musculoesqueléticas, e sabe-se que a terapia por UST depende da dosagem e da *performance* do equipamento.

Os livros de Fisioterapia muitas vezes imprimem conceitos duvidosos e às vezes errôneos sobre a dosagem na Terapia Ultrassônica, como, p.ex., “Parâmetros iniciais de tratamento são ajustados conforme previsões teóricas de pesquisas, contudo, o relato do paciente de aquecimento é usado para determinar a intensidade final do ultrassom” (Cameron, 2009), ou seja, na prática clínica a dosagem tem sido escolhida de forma empírica. Na realidade, ainda há um reduzido número de ensaios clínicos randomizados controlados sobre o assunto, a grande maioria dos estudos existentes possuem falhas metodológicas tais como não-calibração dos aparelhos quanto à potência e à ERA (área de radiação efetiva), variedade de regiões de tratamento, de tipos de lesão e gravidade do quadro, critérios de elegibilidade dos pacientes e falta do grupo controle (Sá, 2006; Van der Windt, 1999).

De um modo geral, a dose ideal é considerada como aquela que promove um aumento de temperatura até a faixa de 40-45 °C, e a mantém por, no mínimo, 5 minutos. Atualmente, os manuais dos aparelhos indicam os protocolos para quadros clínicos específicos, porém, as dosagens recomendadas não possuem fundamentação científica.

Sendo assim, há a necessidade de se estudar protocolos que gerem aquecimento dos tecidos em níveis terapêuticos, ou seja, que promovam dose adequada aos tecidos biológicos.

Uma das formas de se estudar o aquecimento gerado por ultrassom terapêutico (UST) é por meio de um calorímetro, a fim de se medir a deposição de energia ultrassônica irradiada em um corpo de prova (*phantom*), assumindo-se que praticamente toda energia seja convertida em calor.

No trabalho inicial, Omena (2012) construiu um calorímetro diferencial (formado por dois cilindros idênticos de alumínio) com matriz de 6 termopares diferenciais mergulhados em um *phantom* homogêneo de ágar, para medir o aquecimento ao longo da profundidade do *phantom*. O estudo foi feito com transdutor estático e o *phantom* homogêneo usado simulava as propriedades acústicas da gordura.

O presente trabalho se baseia na utilização de um calorímetro com matriz de 12 termopares para se avaliar o aquecimento gerado por quatro protocolos de irradiação ultrassônica (sendo dois com transdutor estático e dois com transdutor em movimento). Além disso, simulações teóricas foram feitas em plataforma Comsol® para se correlacionar com os dados experimentais. Desta forma, esta tese pretende contribuir para a elaboração de protocolos mais eficazes, assim como para a conscientização e formação de Fisioterapeutas e para um melhor uso deste tipo de tecnologia em clínicas e hospitais.

II) OBJETIVO GERAL

Estudar o padrão de aquecimento gerado pela irradiação ultrassônica de equipamentos de Fisioterapia em um calorímetro contendo termopares.

III) OBJETIVOS ESPECÍFICOS

(1) Projetar e confeccionar um calorímetro robusto, contendo uma matriz de termopares e confeccionar um *phantom* mimetizador da média dos tecidos moles biológicos (TMM), com base na norma IEC 60601-2-37 (2007);

(2) Conhecer a influência da RNF no aquecimento de um *phantom* TMB quando se utiliza um mesmo protocolo de irradiação com dois transdutores de ERAs iguais;

(3) Avaliar a contribuição para o aquecimento quando se introduz uma camada de osso compacto sintético de 1mm de espessura na interface com um *phantom* de tecidos moles;

(4) Estudar a influência de protocolos, utilizando um mesmo transdutor ultrassônico com dosagens iguais (mesma energia fornecida), mas combinações de intensidade X tempo diferentes;

(5) Comparar o padrão de aquecimento pela aplicação com movimentação do transdutor por 4 fisioterapeutas com experiência na prática clínica.

(6) Simular o aquecimento do *phantom* em um software de propagação ultrassônica e comparar com os resultados experimentais;

IV) FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

IV.1) Efeitos biofísicos

O uso da energia ultrassônica na Fisioterapia tem o objetivo de promover a regeneração tecidual graças aos efeitos térmicos e atérmicos produzidos pela sua interação com os tecidos. Tais efeitos ocorrem simultaneamente (Baker *et al.*, 2001).

Tecidos biológicos são aquecidos devido à atenuação (que é resultante dos efeitos da absorção e do espalhamento), gerada pelo feixe ultrassônico durante sua propagação. A intensidade é descrita em função do coeficiente de atenuação (α) e profundidade (x) do tecido, conforme a equação 1 (Fish, 1990):

$$I=I_o \cdot e^{-\alpha x}$$

Equação 1

Onde:

I : intensidade na profundidade x [$\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$]

I_o : intensidade na profundidade zero [$\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$]

α : coeficiente de atenuação [Np/cm]

x : profundidade [cm]

A estimativa do aquecimento de tecidos por ultrassom depende de alguns fatores:

(a) os tecidos são expostos ao campo próximo, uma região onde a distribuição espacial

da irradiação é irregular e (b) variabilidade da intensidade efetiva entre equipamentos, ou seja, da potência de saída e da ERA de cada transdutor. Outros fatores importantes são as características do tecido em tratamento (profundidade, área e condição patológica), a transferência de calor por condução para os tecidos adjacentes, a perfusão sanguínea e a movimentação do transdutor durante a aplicação (Maggi *et al.*, 2008).

O ultrassom terapêutico (UST) é considerado uma modalidade de terapia de aquecimento profundo, e pode ser indicada para: controle da dor na inflamação crônica, cicatrização de feridas, entrega de medicamentos (fonoforese), aumento da extensibilidade do tecido colágeno, redução do espasmo muscular e liberação de pontos-gatilho. Rubley e Touton (2009) listam alguns erros comumente feitos durante a UST por fisioterapeutas, como por exemplo: 1) área de tratamento muito grande, 2) duração de tratamento inadequada, 3) intensidade insuficiente, 4) uso incorreto da frequência do transdutor, 5) descartar a janela de alongamento, 6) aplicar gelo antes da UST, 7) usar pouca quantidade do gel de acoplamento, 8) o paciente não deveria sentir desconforto durante o tratamento e 9) mover o transdutor rapidamente durante o tratamento.

Os efeitos térmicos incluem a redução da dor, aumento da extensibilidade do colágeno, aumento da elasticidade do músculo e do tendão e da força de tensão do tendão, aumento da amplitude articular passiva de movimento, aumento da velocidade de condução nervosa, aceleração de reparo dos ligamentos e aumento do fluxo sanguíneo (Speed, 2001, Merrick *et al.*, 2003, Miller *et al.*, 2008, Itakura *et al.*, 2012).

Os efeitos atérmicos incluem o aumento da produção de colágeno e da força da ferida, geração de microcorrentes acústicas e cavitação, redução da velocidade de condução nervosa, regeneração nervosa periférica, reparo de fraturas ósseas, aceleração de reparo de ligamentos e a redução de edemas (Miller *et al.*, 2008).

O uso do UST no reparo de tecido moles é recomendado após cessar o sangramento, já que pode aumentar o fluxo sanguíneo local. Durante a fase inflamatória o UST tem efeito estimulatório nos mastócitos, plaquetas, leucócitos, fagócitos e macrófagos. Ele induz a degranulação de mastócitos, causando a liberação de ácido aracdônico, o qual é um precursor para síntese de prostaglandinas e leucotrienos, que agem como mediadores da inflamação. Sendo assim, pode-se considerar que o ultrassom tem ação pró-inflamatória, pois age como um otimizador inflamatório. O UST é efetivo em promover todos os eventos do reparo (cascata de reparo tecidual). Na fase proliferativa, o UST tem efeito estimulante de células, como os fibroblastos, as células endoteliais e os miofibroblastos, maximizando a eficiência da fase proliferativa normal. O UST influencia no remodelamento do tecido cicatricial, promovendo orientação adequada das novas fibras de colágeno formadas mudança do colágeno tipo III para tipo I, aumento da força de tensão e da mobilidade da cicatriz. Sendo assim, o UST tem capacidade de estimular ou promover os eventos esperados pelas fases inflamatória, proliferativa e reparo, e aumentar a eficiência da fase de reparo (Watson, 2008).

Os efeitos do ultrassom nos tecidos dependem de uma série de fatores físicos e biológicos, tais como intensidade efetiva, tempo de exposição, estrutura espacial e temporal do campo ultrassônico e o estado fisiológico do local a ser tratado (Blume *et al.*, 2005).

De um modo simplificado, na prática clínica, a utilização de parâmetros de irradiação ultrassônica em modo contínuo e intensidade elevada têm por objetivo aumentar a temperatura dos tecidos, enquanto que, parâmetros de intensidade mais baixa e modo pulsátil têm por objetivo acelerar a regeneração tecidual através do

aumento da permeabilidade da membrana celular no transporte de íons, tais como Ca^{+2} (Pye e Milford, 1994).

O estudo de Wong *et al.* (2007) teve por objetivo determinar com que frequência fisioterapeutas com experiência em Fisioterapia ortopédica usam o UST, além de saber suas opiniões sobre a importância do ultrassom no tratamento de impedimentos musculoesqueléticos (dor, inflamação do tecido mole, limitações na extensibilidade tecidual, aderência cicatricial e edema). Foram respondidos 207 questionários, onde constavam itens sobre impedimentos, objetivos do tratamento e parâmetros da terapia. Aproximadamente 60% dos participantes indicaram que são favoráveis ao uso do UST, utilizam regularmente e acreditam que é clinicamente importante para tratar impedimentos musculoesqueléticos. Os resultados mostraram que o UST é usado principalmente nos quadros de inflamação de tecido mole (83,6%), para aumentar extensibilidade tecidual (70,9%) e remodelar tecido cicatricial (68,8%).

O estudo de Gam e Johannsen (1995) fez uma metanálise com 293 trabalhos desde 1950 para avaliar evidências dos efeitos do UST no tratamento de desordens musculoesqueléticas. Foi concluído que o uso do UST é baseado em experiência empírica e falta embasamento substancial de estudos controlados. As deficiências no desenho dos estudos incluem o método de randomização, informações dos equipamentos como o tamanho da área de radiação efetiva (ERA), área de tratamento, e acompanhamento da evolução no tratamento dos pacientes.

Uma revisão sistemática foi realizada com o objetivo de avaliar a eficácia do UST no tratamento das desordens músculoesqueléticas com respeito ao percentual de sucesso, redução de dor, melhora da incapacidade funcional e do arco de movimento. Foram avaliados 38 estudos, porém, a maioria forneceu informações insuficientes sobre a metodologia empregada (critérios de seleção, parâmetros de tratamento, medições de

melhora, reprodutibilidade, heterogeneidade clínica, etc.), sendo incluídos para análise somente 18 estudos controlados com grupo placebo. Destes, 13 receberam escores de validação adequados. O resultado foi que maioria (11) não confirmou a existência de diferenças clínicas e estatísticas entre a terapia por ultrassom e equipamento de ultrassom desligado (*sham*) (Van der Windt *et al.*, 1999).

Shanks *et al.* (2010) realizaram uma revisão sistemática de ensaios clínicos controlados randomizados com ultrassom terapêutico nos membros inferiores, entre 1975 e 2009. Foram incluídos no estudo 10 artigos para revisão, mas verificou-se que apenas um tinha metodologia de alta qualidade, de acordo com os critérios estabelecidos pelos autores. O estudo concluiu que não há evidências científicas que sugiram que o ultrassom terapêutico é efetivo nas disfunções musculoesqueléticas dos membros inferiores.

IV.2) Dosagem do Ultrassom de Fisioterapia

Para O'Brien (2007), dosimetria é a determinação da dose de um agente físico, resultante da sua interação com um meio biológico de interesse. E para isso é necessário: a) medir a quantidade de energia de saída da fonte, b) determinar os efeitos da propagação no material (ex: reflexão, espalhamento, absorção, etc.), c) relacionar quantitativamente a interação entre a energia e o efeito do material.

A dosagem ultrassônica pode ser considerada como uma resultante da combinação entre modo de operação, frequência, ciclo de trabalho, potência, intensidade efetiva e tempo (Watson, 2008). Portanto, para a dose ser estimada, o equipamento deve estar devidamente calibrado.

Na literatura, a dosagem é descrita somente pelo efeito térmico do ultrassom, de forma que a dose ideal é aquela que promove um aumento de temperatura até a faixa de 40-45 °C, e a mantém por, no mínimo, 5 minutos. Nesta faixa de temperatura, os tecidos são submetidos aos seguintes efeitos fisiológicos: aumento do fluxo sanguíneo, redução do espasmo muscular e da rigidez articular, diminuição da inflamação, aumento da extensibilidade das estruturas colágenas (Merrick *et al.*, 2003, Guirro e Guirro, 2004; Prentice, 2004). Alguns autores relacionam aumento da temperatura aos efeitos terapêuticos da seguinte forma: 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; Prentice, 2004; Hayes *et al.*, 2004, Rubley e Touton, 2009).

Sá, *et al.* (2006) realizaram uma revisão bibliográfica sobre os efeitos do Ultrassom na Fisioterapia e sobre a fundamentação para elaborar as doses e protocolos utilizados na rotina clínica. Dos 53 casos-clínicos analisados, 11 indicavam resultados positivos sobre os efeitos do UST, e 42, negativos. A literatura aponta três deficiências: escassez de evidências científicas sobre benefícios aos tecidos biológicos, deficiência na calibração de aparelhos e formação inadequada de profissionais. Este trabalho concluiu que não há evidências que justifiquem a utilização de qualquer protocolo terapêutico empregado.

O emprego da terapia por ultrassom em Fisioterapia implica na escolha da dose (considerada como a combinação entre energia e tempo), a fim de se alcançar os resultados clínicos, relacionados ao aumento de temperatura tecidual em níveis terapêuticos. Altos níveis de intensidade podem gerar calor excessivo, ondas de choque e cavitação, o que podem causar danos permanentes aos tecidos (Alvarenga e Costa-Félix, 2009).

Blume *et al.* (2005) afirmam que não existem parâmetros estabelecidos de dosagens para UST, e portanto, seus efeitos vêm sendo investigados e descritos de forma empírica. A movimentação do transdutor durante a irradiação é recomendada para se distribuir mais uniformemente a energia nos tecidos, e, de acordo com a literatura a velocidade de aplicação indicada é de 4cm/s (Cameron, 2009; Bélanger, 2010), porém, não há uma comprovação científica se esta é a velocidade ideal de movimento.

Uma das formas de se avaliar se a dosagem ultrassônica é suficiente em tecidos vivos é utilizar termopares ou termistores inseridos no músculo, e medir o aumento de temperatura durante a irradiação ultrassônica. As vantagens desse tipo de estudo são a monitoração em tempo real da temperatura e o efeito da perfusão sanguínea no resfriamento local, o que é difícil de simular experimentalmente. A desvantagem é que sendo um procedimento invasivo, torna-se desconfortável para os sujeitos participantes. Alguns estudos empregaram essa forma de metodologia e avaliaram alguns protocolos de aquecimento, conforme descritos a seguir.

O estudo de Merrick *et al.* (2003) compararam o aquecimento intramuscular produzido por protocolos idênticos por três equipamentos de UST de 3 MHz de fabricantes diferentes (Omnisound 3000C, Dynatron 950, Excell Ultra III). A irradiação foi realizada no modo contínuo, com intensidade nominal $1,5\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, área de aplicação duas vezes a área de superfície do transdutor, movimento de aplicação de 4 cm/s com auxílio de um metrônomo e tempo de irradiação 10 minutos. Seis voluntários participaram da pesquisa e foram submetidos a três sessões (em cada sessão foi utilizado um equipamento diferente). Um termopar tipo-T implantável foi inserido a 1,6 cm de profundidade no músculo tríceps sural esquerdo. Os resultados apresentaram uma diferença na magnitude do aquecimento tecidual produzido pelos três

equipamentos, embora todos tenham promovido um aumento de temperatura maior do que 4°C, o que é considerado como aquecimento vigoroso. Para um dos aparelhos, o tratamento foi interrompido com 6 minutos de irradiação em todos os voluntários, por motivo de desconforto na temperatura atingida, que se encontrava em torno de 41°C. Os demais equipamentos seguiram o protocolo de irradiação de 10 minutos, entretanto, não foram totalmente eficientes no aquecimento: um deles conseguiu elevar a temperatura até 40°C (temperatura mínima para produzir os efeitos fisiológicos do calor) em apenas dois dos seis voluntários, e o outro, em três dos seis voluntários.

Holcomb e Joyce (2003) compararam o aquecimento entre dois equipamentos de fabricantes diferentes, mas com protocolos idênticos. Termistores foram inseridos no tríceps sural de 10 indivíduos (5 homens e 5 mulheres) a 1,2 cm de profundidade. O protocolo de irradiação foi: frequência 3 MHz, modo contínuo, intensidade $1,0\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de aplicação de 10 minutos. Os transdutores foram devidamente calibrados, e as ERAs estimadas e a RNF foram: $4,9\text{ cm}^2$ e $3,7$ (Omnisound 3000C), e $4,6\text{ cm}^2$ e $2,3$ (Forte 400 Combo). O transdutor foi movimentado com velocidade 4 cm/s, em uma área duas vezes a área da superfície do transdutor. O resultado mostrou diferença significativa de aquecimento entre os dois equipamentos: $5,81 \pm 0,41^\circ\text{C}$ ou $0,58^\circ\text{C}/\text{min}$ (Omnisound 3000C) e $3,85 \pm 0,75^\circ\text{C}$ ou $0,39^\circ\text{C}/\text{min}$ (Forte 400 Combo). Este estudo concluiu que, apesar de se aplicarem protocolos idênticos, a diferença entre a intensidade nominal e real promove a desigualdade de aquecimento, conforme observada.

Burr *et al.* (2004) compararam dois protocolos de aquecimento com UST (Omnisound 3000C) a 1 MHz. O objetivo foi avaliar se houve elevação da temperatura em 3°C e manutenção da mesma por mais de 5 minutos. O autor não informou se o equipamento utilizado foi ou não previamente calibrado. A ERA foi de $5,0\text{ cm}^2$ e RNF

3, de acordo com o fabricante. Foram testados 2 protocolos: 1) intensidade $2,4\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, 2,5 minutos, seguido por intensidade $1,0\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, 7,5 minutos, totalizando 10 minutos de aplicação; 2) intensidade $1,5\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, 10 minutos. A medição foi realizada com termopares inseridos no tríceps sural de 20 indivíduos. Foi utilizado um molde de duas vezes a área do transdutor para movimentá-lo e um metrônomo para controlar a velocidade de aplicação de 2-3 cm/s. O estudo concluiu que o protocolo 1 gerou maior aquecimento do que o protocolo 2 nos primeiros 2,5 minutos. Porém, não houve diferença significativa entre os protocolos com relação ao tempo em que a temperatura permaneceu igual ou acima de 3°C da temperatura de base, durante e após a aplicação do ultrassom - protocolo 1 (5,3 min) e 2 (4,6 min).

No estudo de Hayes *et al.* (2004), foi avaliado o tempo para elevar a temperatura em 4°C e para atingir a temperatura de 40°C no músculo tríceps sural, a uma profundidade de 2,5 cm da pele. Um equipamento de UST (Theratouch 7.7, Rich-Mar), que opera nas frequências 1 MHz e 3 MHz, um suporte para delimitar a área de aplicação com tamanho de duas vezes a área do transdutor e termopares tipo T inseridos no tríceps sural de 18 voluntários foram utilizados no modelo experimental. Os parâmetros de irradiação foram: intensidade nominal $1,5\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo 10 minutos. Tal equipamento não foi previamente calibrado, adotando-se os valores da ERA e da RNF informados pelo fabricante. Foi observada maior rapidez de aquecimento com transdutor de 3 MHz (3 min e 21 s para elevar a temperatura em 4°C e 4 min para elevar o tecido da temperatura de base até 40°C), e devido à sensação de incômodo dos voluntários, todos os tratamentos nessa frequência foram descontinuados antes de 10 minutos. Já o transdutor de 1 MHz não promoveu aumento de 4°C e nem o aquecimento do tecido até 40°C durante a aplicação de 10 minutos.

No estudo de Miller *et al.* (2008), foi avaliado se havia um aquecimento nas regiões central e periférica de tratamento, em uma área de 2 vezes a área do transdutor, com movimento do mesmo a 4cm/s com auxílio de um metrônomo. O protocolo de irradiação foi: frequência de 1MHz, intensidade $1,5W.cm^{-2}$, modo contínuo, 10 minutos; e frequência de 3MHz, intensidade $1,0W.cm^{-2}$, modo contínuo, 10 minutos. Para isso, foram inseridos termopares no tríceps sural de 7 homens e 3 mulheres, na região central e na periferia da área de tratamento. Foi concluído que a 3MHz houve um aumento de pelo menos 3 a 4°C nas regiões central e periférica atingindo, portanto, a faixa de aquecimento considerada terapêutica. Já em 1MHz não houve aumento de temperatura suficiente (3 a 4°C) nas regiões central e periférica utilizando o protocolo de irradiação selecionado neste estudo.

Alexander, *et al.* (2010) avaliaram o uso do ultrassom na dor de ombro em 8 ensaios clínicos randomizados, para determinar se os parâmetros selecionados para o tratamento estavam associados à melhora da função do ombro. A energia total aplicada por tratamento [Joules] foi considerada como a intensidade [$W.cm^{-2}$] X ERA [cm^2] X tempo [s]. Foram observados que os estudos que apresentavam energia inferior a 720J por sessão foram insuficientes para produzir algum efeito no tratamento. Os resultados positivos foram encontrados nos ensaios clínicos que utilizaram uma dose de energia de, pelo menos, 2250J por sessão.

IV.3) Ensaio de equipamentos

Tem sido observado que fabricantes de equipamentos de ultrassom de Fisioterapia, comumente assumem o valor da ERA como sendo a área externa do

cabeçote. Essa diferença tem sido observada em alguns estudos e em laboratórios que realizam a medição da ERA de equipamentos pelo mapeamento do campo acústico.

Os equipamentos de UST são relativamente baratos dentre os equipamentos médicos, e o seu grande uso nas clínicas torna-se um fator econômico significativo para os serviços de Fisioterapia. Entretanto, pouca atenção é dada ao estado de funcionamento dos aparelhos. As diferenças entre os níveis de exposição real e indicada no equipamento interferem no resultado do tratamento e causam incerteza sobre a segurança do paciente (Shaw e Hodnett, 2008). Este fator deveria servir de alerta aos profissionais desta área para a busca de informação sobre calibração e manutenção adequada de equipamentos para que estes operem em condições ótimas de segurança e eficácia (Johns *et al.*, 2007; Pye e Milford, 1994).

A terapia por UST depende de dois fatores: a dosagem empregada e a *performance* do equipamento. Na calibração, são frequentes diferenças significativas entre os valores nominais e efetivos da área de radiação efetiva (ERA) do transdutor, potência e intensidade do equipamento. Segundo Schabrun *et al.* (2008) a acurácia do equipamento assegura que o paciente receba as dosagens terapêuticas em níveis seguros. Altas doses de UST provocam destruição tecidual, estase de células sanguíneas e baixas doses comprometem a eficácia da terapia.

Pye e Milford (1994) avaliaram a potência acústica média temporal de 85 equipamentos de UST, de 6 fabricantes, na região da Escócia entre 1991 e 1993. Como resultado, 69% destes apresentaram erros na medição superiores a 30%.

Pye (1996), naquele ano, alertou que os equipamentos não tinham foram aperfeiçoados desde a introdução da norma internacional IEC 601-2-5(1984). Para o autor, um equipamento é considerado corretamente calibrado quando os valores medidos de determinados parâmetros se encontram dentro das normas nacionais ou

internacionais vigentes. Os parâmetros físicos que as normas e recomendações prescrevem para teste, são: temporizador, frequência, largura de pulso, ERA, intensidade efetiva, razão de não-uniformidade do feixe e potência acústica.

A potência acústica pode ser definida como a energia acústica emitida por segundo [W]. É uma propriedade de todo o campo acústico gerado pelo transdutor, e não fornece informação sobre como a pressão acústica está distribuída no feixe (Zekiri, 2007). O método para se determinar a potência acústica se baseia no princípio que as ondas ultrassônicas exercem uma força de radiação, diretamente proporcional à potência total do feixe, exercida em um objeto que intercepta o campo total ou parcialmente. O instrumento de medição é a balança de força de radiação, e o alvo da balança pode ser refletor ou absorvedor (IEC61689, 2013; Zekiri, 2007; Pye, 1996).

McCabe e Pye (1997) relataram que um número considerável de incidentes tem sido relatado mostrando discrepâncias entre os valores nominais e reais de potência dos equipamentos de UST, incluindo aparelhos novos e antigos, o que implica em inconsistências no tratamento e possíveis lesões nos pacientes causadas por potências excessivas. Os autores aconselham que, a calibração de um novo equipamento de UST deveria sempre ser realizada, antes de ser colocado para uso na prática clínica.

Artho *et al.* (2002) avaliou 83 equipamentos de UST usados na clínica, quanto à potência e ao tempo. Foram testadas as potências nas quatro intensidades (0,5; 1,0; 1,5 e 2,0W.cm⁻²), modo contínuo e frequência de 1MHz. A potência e o tempo foram comparados com a faixa aceitável de $\pm 20\%$ e $\pm 10\%$, respectivamente. Quanto à potência, 32 equipamentos (39%) se encontravam fora da norma em uma intensidade testada, 26 (31%) se encontravam fora da norma em, pelo menos, duas intensidades e 3 (4%) não emitiram potência nenhuma. Quanto ao tempo, dos 13 equipamentos com timer analógico, 7 (28%) e 6 (24%) estavam fora da faixa de $\pm 10\%$ para acurácia de 5

minutos e 10 minutos, respectivamente. Já os equipamentos com timer digital se encontravam 100% dentro da faixa aceitável pela norma.

Pye (1996) ressalta a importância de o fisioterapeuta ter acesso a um teste simples e quantitativo do seu equipamento, que pode ser com uma balança de força de radiação ou um calorímetro. A calorimetria serve como ferramenta para quantificar a potência acústica total gerada por equipamentos ultrassônicos, de forma que é feita uma correlação entre o aumento de temperatura e a potência absorvida por um receptor (Zekiri, 2007). O tópico de calorimetria será discutido no texto mais adiante.

A ERA de um transdutor não corresponde à área de superfície frontal do cabeçote nem à área da cerâmica, e é obtida por medições diretas do feixe ultrassônico (Hekkenberg, 1994 *apud* Pye, 1996).

A razão de não-uniformidade do feixe (RNF) é a razão entre as intensidades locais máximas pela intensidade média espacial, pois o feixe contém um padrão espacial complexo de intensidades altas e baixas. Em condições ideais, a RNF deve ser igual a 4, isso quer dizer que, em algumas regiões do feixe a intensidade é quatro vezes maior do que a média espacial (Pye, 1996).

Pye (1996) apresentou quatro casos de problemas relacionados ao UST. No primeiro caso, um equipamento novo de UST provocou uma lesão por queimadura nos 2 primeiros pacientes. Foi verificado que, por um erro eletrônico, o equipamento emitia a potência máxima, independente da intensidade ajustada no *display*. No segundo caso, um equipamento novo de um hospital foi testado. Um transdutor emitia satisfatoriamente a potência, enquanto o outro transdutor não emitia potência, embora o *display* não mostrasse nenhuma alteração. No terceiro caso, 3 equipamentos de mesmo fabricante e modelo foram testados por físicos médicos, antes de serem usados na clínica. Cada equipamento tinha um transdutor grande e um pequeno. Os grandes

operavam corretamente, porém, todos os pequenos entregavam entre 100 e 120% a mais de potência. No quarto caso, um equipamento de UST antigo bastante utilizado numa clínica foi testado, e não emitia potência nenhuma. Nos 3 primeiros casos os fisioterapeutas ficaram indignados pelos aparelhos terem sido vendidos com falhas tão evidentes. No último caso, o aparelho não deveria estar em uso, pois um teste rápido, como o teste de cavitação permitiria essa observação. O teste de cavitação é um teste rápido, simples, onde o sujeito deposita algumas gotas de água na face do transdutor e liga o aparelho. Ele irá observar se há ou não a emissão da radiação, pela vibração das moléculas de água e formação de uma névoa. Este é um teste apenas qualitativo (Guirro e Guirro, 2004).

Sabendo-se que a variabilidade de aquecimento entre equipamentos de UST diferentes é bem conhecida, estudos têm demonstrado que variações na intensidade podem ser responsáveis pela variabilidade de resultados no tratamento dos pacientes (Itakura *et al.*, 2012). Alguns autores confirmaram a disparidade entre os valores nominais e reais de potência, ERA e intensidade de equipamentos de ultrassom fisioterapêutico (Johns *et al.*, 2007; Straub *et al.*, 2008, Ishikawa; 2002).

Schabrun, *et al.* (2008) avaliaram 64 aparelhos usados, com, no mínimo, 6 meses de uso. Foram testados nas potências mais comumente usadas (2,0; 5,0; 8,0W), nas frequências 1 e 3MHz e modos contínuo e pulsátil. Foram considerados como descalibrados potência com erro maior que $\pm 20\%$ e o tempo com erro maior que $\pm 5\%$. A média de idade dos equipamentos de UST foi de 10 anos. Como resultado, 59% dos equipamentos tinham algum valor de potência descalibrada e 37% de tempo descalibrado; 20,3% tinham potências descalibradas nos três valores, e 4,7% estavam dentro dos padrões da norma em todos os parâmetros. A percentagem de erro de potência encontrada foi de -100% a 210%. Transdutores de 1MHz eram mais precisos

do que 3MHz. Este estudo concluiu que a idade do aparelho deve estar associada a sua descalibração, de forma que, quanto mais antigo o aparelho maior a probabilidade de estar descalibrado. Isto sugere que o UST tem um tempo de vida e deve ser substituído quando produzirem potências descalibradas repetidamente.

Watson (2008) indica que verificações semanais são necessárias, utilizando uma balança simples, para identificar alterações maiores, mas que um sistema de qualidade e segurança mais rigoroso é necessário.

Guirro e Santos (2002) avaliaram a intensidade de 8 equipamentos de UST de 6 fabricantes nacionais, através da razão entre a média de 3 medições de potência na balança de força de radiação e a ERA informada pelo fabricante. No modo contínuo, apenas 2 modelos apresentaram intensidade dentro da faixa aceitável pela norma de $\pm 30\%$. Uma possível explicação para este problema é a não-existência de uma cultura metrológica entre os usuários, número restrito de ferramentas para medição disponíveis, apenas encontrados nos centros de pesquisa e fábricas, ausência de uma norma de âmbito nacional para regulamentar tais procedimentos, além da falta de controle de qualidade por parte dos fabricantes. Zekiri (1997) enfatiza que existe a falta de conscientização e treinamento adequado de Fisioterapeutas, e que estes, em geral, se asseguram que o equipamento novo se encontra devidamente calibrado pelo fabricante de acordo com as normas e especificações internacionais.

Ferrari *et al.* (2010) realizaram um estudo em duas fases: aplicação de um questionário para avaliar condições de uso e qualificação do usuário sobre o conhecimento básico da aplicação da UST, e calibração de equipamentos usados nas clínicas de fisioterapia. Foram enviados 350 questionários em Piracicaba e Campinas, porém, apenas 51 foram respondidos. Quanto à calibração, esta foi baseada na norma IEC 61689, onde foram medidos alguns itens, dentre eles a potência de saída. A

intensidade foi calculada a partir da média de 3 medições da potência dividida pela ERA medida no tanque acústico. Foram avaliados 31 equipamentos de UST, e 11 apresentaram campo acústico com um formato de cone aproximadamente uniforme. Dos equipamentos testados, 68% apresentaram intensidade efetiva fora da norma $\pm 30\%$. Este estudo observou que havia uma associação entre uniformidade do feixe (cone uniforme ou não-uniforme) e a ERA (dentro ou fora da norma), de forma que, feixes uniformes foram relacionados com equipamentos com ERA dentro da norma. O autor ressalta a importância de enviar os equipamentos de UST para manutenção, ao menos uma vez ao ano.

IV.4) Normas para equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos

Atualmente, a norma vigente IEC 61689 (2013) prescreve para equipamentos de UST, na faixa de frequência de 0,5 a 5,0 MHz, valores de tolerância aceitáveis para potência de saída $\pm 20\%$, ERA $\pm 20\%$, intensidade efetiva $\pm 30\%$; Razão de não-uniformidade do feixe (RNF) $\pm 30\%$, frequência ultrassônica de trabalho $\pm 10\%$ e intensidade máxima do feixe $\pm 30\%$.

Como norma preventiva, a intensidade efetiva obtida pelo quociente entre a potência emitida e a ERA, deve ser limitada a $3,0\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ (IEC 61689, 2013).

A distribuição do feixe ultrassônico produzido por um transdutor fisioterapêutico é, por natureza, não-uniforme. Além disso, alguns detalhes na própria construção do transdutor podem produzir regiões de altos níveis de pressão acústica, conhecidos como pontos-quentes, que podem acarretar em superaquecimento tecidual e lesões. Com relação à segurança a RNF pode servir como um indicativo da qualidade do transdutor. A razão de não-uniformidade do feixe (RNF) é o parâmetro que representa a razão entre

a intensidade mais alta no campo pela intensidade média (Alvarenga e Costa-Félix, 2009). De acordo com a norma IEC 61689 (2013), valores entre 3 e 7 são aceitáveis, mas o valor apropriado de RNF seria 4,0, porém ela aceita um valor menor ou igual a 8,0 , acima do qual são considerados não-seguros.

Um critério importante relacionado à segurança da terapia ultrassônica é a distribuição espacial do feixe, a qual tende a ser não-uniforme, resultando em aquecimento excessivo nas áreas de alta pressão local (*hot spots* ou pontos-quentes). Zekiri (1997) afirma que o emprego do hidrofone para mapear o campo acústico requer métodos e equipamentos sofisticados, que pode ser aplicado somente por fabricantes ou laboratórios especializados. Até mesmo para fabricantes esses testes são demorados e não são realizados em todos os equipamentos.

V) REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

V.1) Calorímetros

O aquecimento gerado por feixes ultrassônicos pode ser medido com termopares. De acordo com Shaw e Hodnett (2008) termopares devem ser usados com cuidado, pois cursam com um número de efeitos sistemáticos, o que podem levar a erros de medição. Dentre eles, o efeito mais importante é o aquecimento causado pelo movimento relativo resultante quando o termopar é exposto à oscilação do campo ultrassônico.

Calorímetros têm a função de medir a distribuição da temperatura em um meio irradiado por ultrassom ao longo da direção de propagação da onda de forma a relacioná-la à deposição da energia com a profundidade. Portanto, servem como uma das formas de se estudar o aquecimento por ultrassom em *phantoms* com propriedades térmicas e acústicas conhecidas, sendo assim, o *phantom* atua como meio termicamente ativo, constituindo o meio absorvedor da energia ultrassônica. *Phantoms* são materiais que mimetizam propriedades dos tecidos biológicos (Tabela V.1).

Há alguns anos, o Laboratório de Ultrassom têm experiência na fabricação de *phantoms* de Agar. Tem se buscado propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação) equivalentes à gordura e ao músculo utilizando basicamente Agar, glicerina e pó de grafite (Sato, 2000; Furtado, 2005; Basto, 2006; Sá, 2009; Oliveira, 2013). Os problemas relacionados a este tipo de *phantom* são: a desidratação quando exposto ao ar ambiente, o que afeta a estabilidade das propriedades acústicas, ataque de microorganismos e a fragilidade ao manuseio, já que tem a textura gelatinosa.

No trabalho de Oliveira (2013), foi confeccionado um *phantom* antropomórfico do terço médio do braço humano com o modelo simplificado de cilindros concêntricos.

Obteve-se a distribuição de temperatura em *phantoms* multicamadas associando a termografia infravermelha com simulações numéricas. Com relação ao *phantom* empregado, foram sugeridos alguns ajustes para melhorar as propriedades do *phantom* de Ágar, como por exemplo, na velocidade de propagação do *phantom* de tecido adiposo e no coeficiente de atenuação do *phantom* de tecido muscular, e quanto às propriedades térmicas, sobretudo a condutividade térmica, verificou-se que são necessárias modificações na receita, para estes *phantoms* a base de Ágar se aproximarem dos valores dos tecidos biológicos, especificamente, a gordura e o músculo.

A norma IEC 60601-2-37 (2007) descreve a forma de fabricação de um *phantom* equivalente à média dos tecidos moles (“soft tissue mimicking material” ou TMM). Os materiais utilizados para fabricação desse *phantom* são: glicerol, água, cloreto de benzalcônio, carboneto de silício (SiC), óxido de alumínio (Al₂O₃) partículas de 0,3µm e 3µm e agar. O *phantom* de tecido ósseo empregado nesta tese é um osso comercial (Epoxi Resin Sawbones©) que possui as seguintes propriedades: massa específica 1700,59 kg.m⁻³, velocidade de propagação 2924,31 m.s⁻¹ e coeficiente de atenuação 6,15 dB.cm⁻¹.MHz⁻¹ (Tabela V.2).

Alguns trabalhos utilizaram calorímetros com *phantoms* para se estudar o aquecimento gerado por ultrassom.

Furtado (2005) construiu um calorímetro cilíndrico contendo uma matriz de termopares paralela à face do transdutor, que ficava imersa em um *phantom* homogêneo. Foi estudado o perfil temporal de temperatura gerado a 4,8 cm e a 7,2 cm da face do transdutor ultrassônico. Foi observado maior aquecimento nos três termopares mais centrais, e os mais laterais aqueceram por condução térmica no *phantom*.

Sá (2009) realizou um estudo sobre o aquecimento gerado em 3 protocolos de movimentação do transdutor: estático, longitudinal e circular, utilizando um calorímetro com uma matriz de 7 termopares tipo E (constantan-cromel) a 2,0cm de profundidade da superfície de um *phantom* de Agar e um metrônomo. Na aplicação estática, o aquecimento se apresentou decrescente do centro para as bordas com certa simetria. O tempo de 5 minutos não foi suficiente para promover o aquecimento considerado terapêutico neste estudo (aumento de temperatura em 3,0°C por, pelo menos, 5 minutos). Já no tempo de 10 minutos, o aquecimento superou 3°C em uma área circular com um raio de aproximadamente 10 mm utilizando-se intensidades a partir de 1,0W.cm⁻² no modo contínuo. Os protocolos dinâmicos mostraram que o melhor aquecimento para a frequência 1MHz, intensidade de 2,0W.cm⁻² e tempo de 10 minutos, foi obtido com a varredura circular em uma área 3,77 vezes o tamanho da ERA na velocidade de 2 cm/s, sendo que, apesar da área se aproximar do quádruplo da ERA, o aquecimento é maior no centro do que na periferia.

Basto *et al.*, (2009) avaliaram o padrão de aquecimento gerado por um equipamento de UST em um *phantom* homogêneo mimetizador de músculo imerso em um calorímetro com uma matriz de sete termopares paralela à superfície do transdutor. Foram comparadas duas formas de manuseio do transdutor: estática e longitudinal (vai-e-vem), utilizando máscaras posicionadoras na superfície superior do calorímetro (uma de diâmetro igual e outra duas vezes o diâmetro do transdutor). Foi adotada velocidade de aplicação (para forma longitudinal) de 2 cm/s, com auxílio de um metrônomo. Curvas de temperatura foram levantadas nas intensidades nominais de 1,0, 1,5 e 2,0W.cm⁻². Os resultados mostraram discrepância de aquecimento entre os dois protocolos: na forma estática, o termopar que mais aqueceu foi o localizado sob a porção central do transdutor (com aumento de até 16,81°C), e na forma longitudinal os

dois termopares mais laterais foram os que mais aqueceram (com aumento de até 13,21°C).

Omena (2012) construiu um calorímetro diferencial (formado por dois cilindros idênticos de alumínio) com matriz de 6 termopares diferenciais mergulhados em um *phantom* homogêneo de ágar. O objetivo deste estudo foi medir o aquecimento ao longo da profundidade do *phantom* localizado no tubo de medição irradiado por ultrassom, e comparar com o tubo de referência, submetido às mesmas condições do ambiente. Os protocolos de irradiação foram: frequências de 1 e 3MHz, modo contínuo, intensidades nominais de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0W.cm⁻². Foi observada queda do aquecimento com a profundidade em todas as intensidades, em ambas frequências. O termopar que mais aqueceu foi o mais superficial no *phantom* (posicionado a 10mm da superfície do transdutor), a 1 e 3MHz. A 1MHz foram observados picos de aquecimento nos termopares mais superficial e mais profundo, a 10mm e a 60mm, respectivamente. Comparando-se o efeito do aquecimento com o mapeamento do campo acústico no tanque, esses resultados foram explicados da seguinte forma: como o transdutor foi fixado a 10mm da superfície do *phantom*, provavelmente, o pico a 10mm correspondeu a um pico de intensidade no campo próximo a 20mm, enquanto a profundidade de 60mm aqueceu mais do que 50mm, provavelmente devido à proximidade com o foco natural (70mm).

Tabela V.1: Valores acústicos e térmicos dos tecidos biológicos (IEC 60601-2-37 (2007) e Maggi, 2011).

	Velocidade propagação [m.s ⁻¹]	Atenuação(α) [dB.cm ⁻¹ .MHz ⁻¹]	Impedância(Z) [x10 ⁶ kg.m ⁻² .s ⁻¹]	Massa específica(ρ) [kg.m ⁻³]	Calor específico [J.kg. °C ⁻¹]	Condutividade térmica(k) [W.m ⁻¹ .°C ⁻¹]	Difusividade térmica (10 ⁶ .m ² .s ⁻¹)
Pele	1615	2,3-4,7	1,76	1090	3430	0,335	0,09
Gordura	1465	0,4	1,44	985	3000	0,350	0,135
Músculo	1580	1,50	1,65 – 1,74	1040	3640	0,550	-
Osso cortical	3635	14-22	6,98	1920	1300	0,3-0,79	0,32
Tecidos moles	1575	0,6-2,24	1,66	1055	3550	0,32	0,150

Tabela V.2: Propriedades do *phantom* TMB (IEC 60601-2-37, 2007) e do *phantom* de osso cortical (Epoxi Resin Sawbones®).

	Atenuação (α)	Impedância(Z) [MRays]	Massa específica (ρ) [g.cm ⁻³]	Velocidade(v) [m.s ⁻¹]	Condutividade térmica(k) [W.m ⁻¹ .°C ⁻¹]	Calor específico [J/kg.k]
TMB	0,5 [dB.cm ⁻¹ a 3MHz ⁻¹]	1,6	1,05	1540,00	0,58	3800
Epoxi Resin Sawbones	6,15 dB.cm ⁻¹ .MHz ⁻¹		1,70	2924,31	0,47	1256,34

O estudo do aquecimento em *phantoms* sintéticos constitui um método não invasivo, de melhor controle de variáveis (por exemplo, a temperatura de base), porém ainda apresenta limitações para simular exatamente o aquecimento e o resfriamento produzidos em meios biológicos vivos.

No estudo de Shaw *et al.* (1999) dois tipos de *phantoms* foram fabricados: um homogêneo de tecido mole e um bicamada de tecido mole-osso. Ambos continham uma matriz de quatro termopares ao longo da profundidade. Foi avaliado o aquecimento gerado por um equipamento de ultrassom diagnóstico, após 3 minutos de aquecimento

para comparar com uma previsão teórica do aquecimento baseada na solução da equação biotérmica por *Nyborg*. De acordo com os autores, o tempo de 3 minutos de irradiação é geralmente recomendado e estudado. O *phantom* de tecido mole tinha um coeficiente de atenuação um pouco mais baixo do que a média dos tecidos biológicos moles ($0,48 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$). Os autores não mencionaram o coeficiente de atenuação do *phantom* de osso. Alguns problemas observados neste estudo foram: a baixa reprodutibilidade na fabricação do *phantom* de tecido mole, sua desidratação quando exposto ao ar ambiente e a ação corrosiva dos termopares que ficam em contato com o *phantom*.

Atkins e Duck (2003) propuseram *phantoms* (mimetizadores de tecido mole e de osso) com termopares para medir o aquecimento gerado por 2 tipos de equipamentos ultrassônicos: um aplicado à Fisioterapia e outro aplicado em Doppler. Os parâmetros do equipamento de UST foram: frequência de 3 MHz, ERA nominal $0,5\text{cm}^2$, intensidade de $1,0\text{W.cm}^{-2}$ e relação de pulso 1:4. A potência dos transdutores foi medida em uma balança de força de radiação calibrada. O maior aquecimento foi observado quando o transdutor foi colocado em contato com o *phantom*, provavelmente devido ao auto-aquecimento do transdutor. Os resultados mostraram que, durante a irradiação de 5 minutos, o aumento de temperatura no próprio transdutor de Fisioterapia foi de $1,0^\circ\text{C}$, a profundidade que mais aqueceu foi a de 1,0 cm ($0,8^\circ\text{C}$), no *phantom* de tecido mole. Enquanto que o aumento de temperatura foi de $2,1^\circ\text{C}$ e a profundidade que mais aqueceu foi a de 2 cm ($2,5^\circ\text{C}$), no *phantom* de osso. No experimento com Doppler pulsado foram observados picos de temperatura de $2,8^\circ\text{C}$ no *phantom* de tecido mole, e de $6,4^\circ\text{C}$ no *phantom* de osso, ambos a 10 cm de profundidade. Foi concluído que os equipamentos de ultrassom diagnóstico operam em níveis que podem causar maior ou menor aquecimento do que equipamentos de Fisioterapia.

Um modelo matemático foi levantado com base no aquecimento de um *phantom* gelatinoso homogêneo (Kadri *et al.*, 2007). Cinco termopares foram dispostos ao longo da profundidade no *phantom*, de 1 a 5 cm. O protocolo de irradiação empregado foi frequência do transdutor de 3 MHz, intensidades nominais: 0,5; 1,0 e 1,5W.cm⁻², tempo de 10 minutos, área de aplicação duas vezes a área do transdutor e velocidade de movimento 120 ciclos/minuto ou movimento de vai e vem em 2 segundos. Como resultado, o termopar posicionado a 1 cm do transdutor (considerado mais superficial) aqueceu e resfriou mais rapidamente do que os demais. Também foi notado que a magnitude do aquecimento diminuiu com a profundidade e com a redução da intensidade nominal. A partir dos dados experimentais do termopar a 1cm, foram gerados três modelos de temperatura para esta profundidade correspondentes às intensidades 0,5, 1,0 e 1,5W.cm⁻², porém, são necessários maiores estudos para validar tais modelos.

Além de estudos com *phantoms*, existem alguns estudos de aquecimento utilizando corpos de prova. Costa (2015) apresentou um protocolo de utilização de corpo de prova com propriedades termocromáticas (mudança de cor com aumento de temperatura) para avaliar qualitativamente equipamentos de UST. Foram obtidas imagens térmicas de 12 corpos de prova a base de silicone e pigmentos termocromáticos, empregando-se 4 transdutores de Fisioterapia e 1 transdutor de ensaios não-destrutivos (NDT), por dois operadores independentes. Os resultados mostraram que o protocolo de irradiação mostrou-se estatisticamente repetitivo e sensível ao formato do feixe ultrassônico e operador-independente, e tanto o corpo de prova termocromático como o protocolo testado foram úteis na caracterização e “follow-up” dos equipamentos de UST. Sabe-se que a variabilidade encontrada nas imagens térmicas pode ser devido a alterações na resposta dos equipamentos após certo

tempo de uso nas clínicas, além da baixa reprodutibilidade no sistema de fabricação desses equipamentos. Sendo assim, é de extrema importância realizar revisões periódicas de equipamentos de UST utilizados em Serviços de Fisioterapia.

Sendo assim, embora equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos sejam frequentemente empregados em planos de tratamento de Fisioterapia, ainda não há um consenso na área sobre qual protocolo de irradiação realmente funcione, no sentido de ser capaz de promover aquecimento em níveis terapêuticos. Estudos que avaliem a interação dessa tecnologia com tecidos ou materiais que mimetizam os tecidos biológicos (*phantoms*) são necessários. Como será visto mais à frente, a irradiação ultrassônica é capaz de gerar aquecimento em níveis terapêuticos em um *phantom* de tecidos moles biológicos, dependendo do protocolo empregado (combinação entre intensidade e tempo), da aplicação do transdutor (velocidade de aplicação), além de valores reais da irradiação do equipamento ultrassônico selecionado (potência, área de radiação efetiva, intensidade efetiva e outro parâmetro importante: a razão de não-uniformidade do feixe).

VI) METODOLOGIA

A metodologia experimental adotada no presente trabalho foi subdividida em etapas, conforme a seguir.

VI.1) Projetar e confeccionar um calorímetro, contendo uma matriz de termopares e confeccionar um *phantom* mimetizador da média dos tecidos moles biológicos (TMB), com base na norma IEC 60601-2-37 (2007)

VI.1.1) Projeto e confecção do calorímetro

Um calorímetro foi projetado e construído no Laboratório de Ultrassom (LUS/COPPE/UFRJ). Para sua confecção, foram utilizados cilindros de PVC com dimensões diferentes a fim de se encaixarem o de menor diâmetro para servir de molde para o *phantom* e o de maior diâmetro para fixação dos termopares e suporte do conjunto montado conforme visto na Figura VI.1. O calorímetro foi, portanto, composto por cilindros de PVC, termopares do tipo-K (cromel-alumel) e *phantom* de tecidos moles biológicos (TMB).

A dimensão dos cilindros para fixação dos termopares foi: altura 15mm, diâmetro interno 75 mm e externo 85 mm. Foram fabricados 4 cilindros, com 6 orifícios de 0,3mm em cada um, espaçados de 10mm, para inserir os termopares, de forma que 3 termopares foram posicionados paralelamente entre si, em cada cilindro.

A dimensão dos cilindros para molde do *phantom* de TMB foi: diâmetro interno de 65 mm e externo de 75 mm. Foram fabricados 4 cilindros, com alturas: 10 mm, 20 mm, 20 mm e 30 mm.

Fabricado dessa forma, o calorímetro pode ser modificado de acordo com o número de segmentos dos *phantoms* que se deseja estudar e de termopares empregados. Esta montagem permite estudar diferentes tipos de materiais de *phantoms* (PVCP, agar, silicone, entre outros) ou *phantoms* que simulem mais de um tipo de tecido (pele, gordura, músculo, osso), permitindo, dessa forma, adequações no arranjo experimental.

Foram construídos 12 termopares do tipo-K (cromel-alumel) (*Goodfellow/ Goodfellow Cambridge Limited/ Inglaterra*) com fios de diâmetro de 0,25 mm com o equipamento de solda a ponto (Fixa pró/ Fixator Technology, Jacareí, São Paulo, Brasil). Os fios foram revestidos com Teflon de diâmetro 0,3mm (ASTM B, 3295 type 1, class B/ Alphawire/ USA). Foram posicionados 3 termopares em cada cilindro de PVC, com espaçamento de 10mm entre si, sendo que o central coincidiu com o centro do diâmetro. No total, foram utilizados 4 cilindros e 12 termopares.

Os termopares foram calibrados no banho termostático (521-2D, Nova Ética Produtos e Equipamentos Científicos Ltda, SP, Brasil) tendo como referência o termômetro digital (MTH 1362W/ Minipa Electronics USA Inc., Texas, USA). A faixa de temperatura avaliada foi de 20-70°C. As equações referentes às curvas de calibração dos 12 termopares são mostradas na Tabela VI.1.

Tabela VI.1: Equações de calibração dos 12 termopares utilizados no calorímetro, de forma que, “Temp1” refere-se ao termopar 1, e assim, sucessivamente.

$Temp1 = (2,381e^4 \times Voltagem) + 29,477$
$Temp2 = (2,370e^4 \times Voltagem) + 29,538$
$Temp3 = (2,372e^4 \times Voltagem) + 29,565$
$Temp4 = (2,388e^4 \times Voltagem) + 29,5643$
$Temp5 = (2,399e^4 \times Voltagem) + 29,480$
$Temp6 = (2,390e^4 \times Voltagem) + 29,537$
$Temp7 = (2,390e^4 \times Voltagem) + 29,579$
$Temp8 = (2,388e^4 \times Voltagem) + 29,623$
$Temp9 = (2,396e^4 \times Voltagem) + 29,590$
$Temp10 = (2,388e^4 \times Voltagem) + 29,392$
$Temp11 = (2,392e^4 \times Voltagem) + 29,463$
$Temp12 = (2,392e^4 \times Voltagem) + 29,433$

O projeto do calorímetro, sua montagem e construção são apresentados nas Figuras VI.1 e VI.2. Na figura VI.1 é apresentado o projeto do calorímetro montado e, “A”, desmontado em “B” e um corte transversal dos cilindros em “C”. Na figura VI.2 são apresentadas figuras do calorímetro construído. Em “A” vista superior do calorímetro montado, “B” calorímetro desmontado, mostrando os anéis de termopares e os anéis que contém os *phantoms*, em “C” o calorímetro com *phantoms*, e “D” o calorímetro montado sem *phantoms*, conectado à placa de aquisição, e os *phantoms* de TMB utilizados à frente.

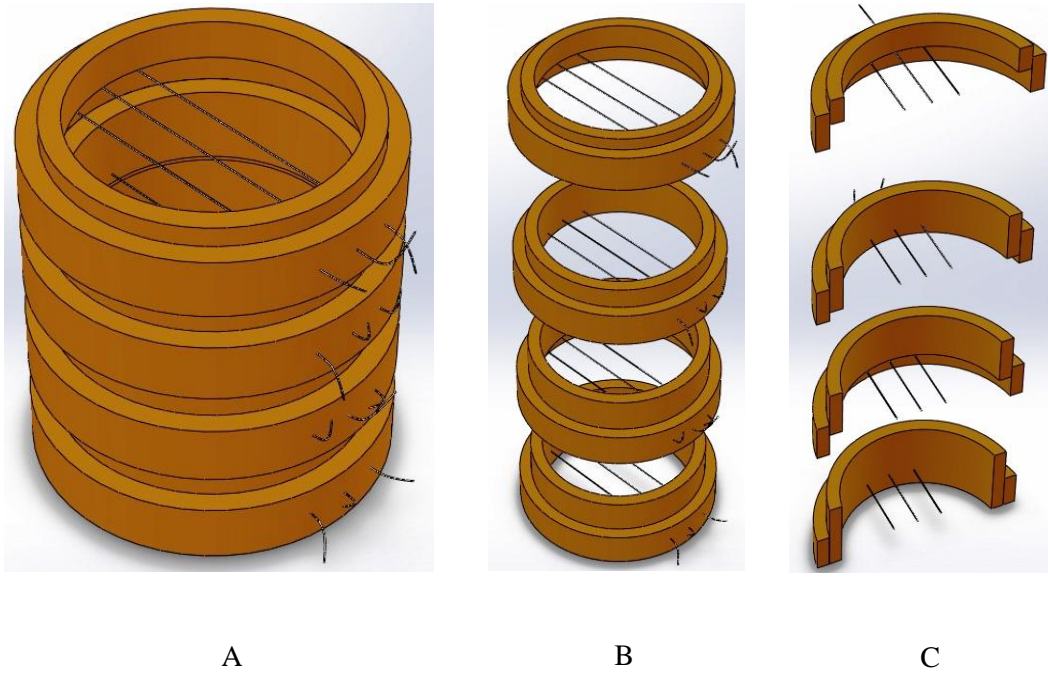


Figura VI.1: Projeto do Calorímetro. A: Calorímetro montado, B: Calorímetro parcialmente desmontado mostrando cilindros de termopares e dos *phantoms* afastados, C: Corte transversal do calorímetro com termopares.

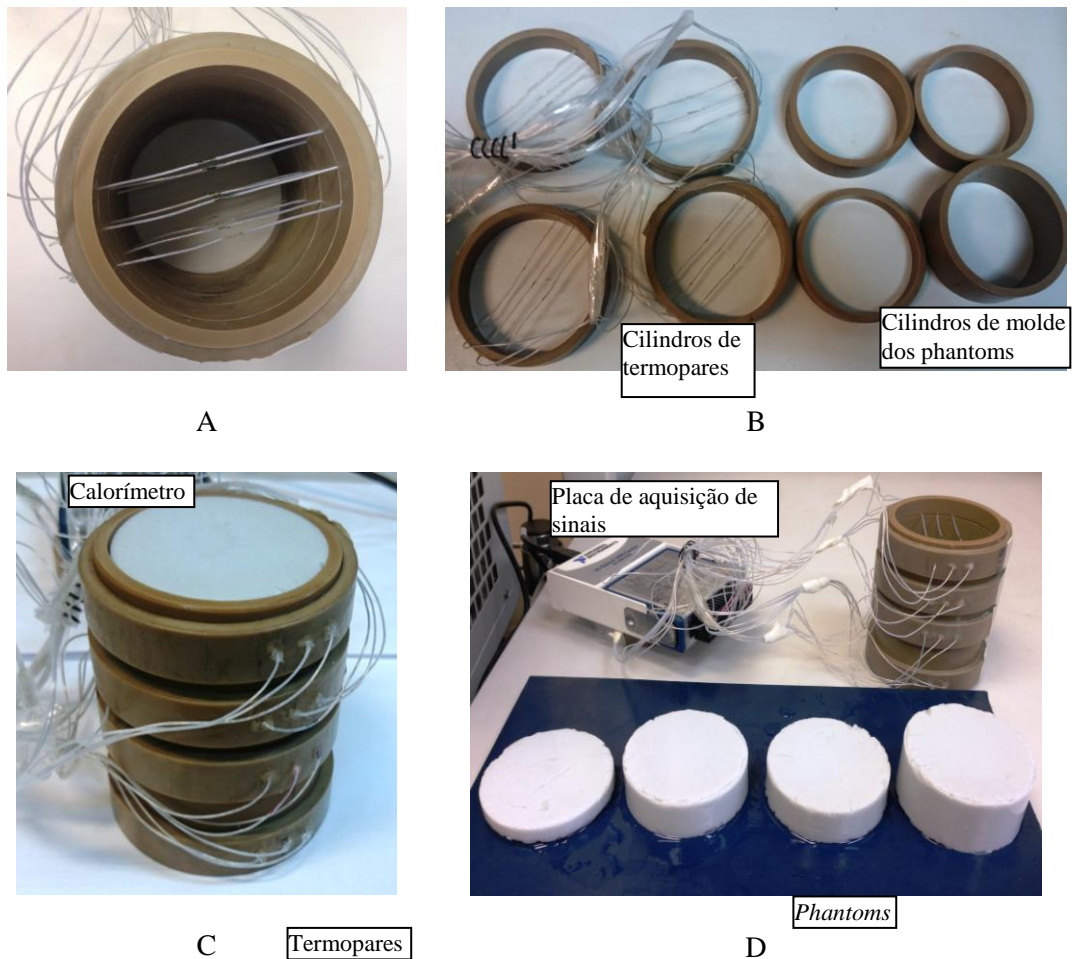


Figura VI.2: Detalhes da confecção do calorímetro. A: Vista superior do calorímetro com matriz de termopares; B: Cilindros de termopares e cilindros para molde dos *phantoms* TMB, C: Calorímetro montado contendo *phantom* TMB e matriz de termopares; D: Calorímetro, *phantoms* TMB e placa de aquisição de sinais.

VI.1.2) Confecção do *phantom* mimetizador da média dos tecidos moles biológicos (TMB)

A confecção do *phantom* TMB com base na norma IEC 60601-2-37 “Medical electrical equipment – Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment”

(2007) é feito a base de Agar. Ele utiliza os seguintes materiais: glicerol, água, cloreto de benzalcônio, carbeto de silício (SiC), óxido de alumínio ou alumina (Al_2O_3) a $0,3\mu m$, óxido de alumínio ou alumina (Al_2O_3) a $3\mu m$) e ágar. Foi fabricado o *phantom* TMB com as seguintes proporções: alumina $0,3\mu m$ (4,2435g), alumina $3\mu m$ (4,5328g), ágar (14,5629g), glicerina (54,0566g), água (400ml), cloreto de benzalcônio (2,2664g), carbeto de silício (2,5557g). Após a mixagem e aquecimento a mistura ainda na forma líquida foi vertida nos 4 moldes de PVC fixados em uma base de alumínio. Após endurecer, os *phantoms* foram armazenados em um Becker contendo uma mistura com água destilada, glicerol e antibiótico (cloreto de benzalcônio), para evitar a desidratação e a contaminação. De acordo com a norma, este procedimento permite a durabilidade do *phantom* de pelo menos 1 ano. Foram fabricados *phantoms* cilíndricos com dimensões: 65mm de diâmetro e alturas de 10, 20, 20 e 30mm (Figura VI.3).



Figura VI.3: A: Materiais usados na confecção do *phantom* e B: *phantoms*

TMB de alturas 10, 20, 20 e 30mm confeccionados.

Além dos *phantoms* TMB, foi utilizado em uma parte dos experimentos *phantom* de osso cortical (*Epoxi Resin Sawbones*, Sawbones©Headquarters, WA, USA) cilíndrico, com 65mm de diâmetro e 1mm de espessura, conforme a Figura VI.4. O *phantom* de osso comercial foi adquirido pelo Laboratório de Ultrassom e suas dimensões ajustadas para encaixar no calorímetro.



Figura VI.4: A: *Phantom* de osso cortical de 1mm de espessura (*Epoxi Resin Sawbones*), e B: *phantom* TMB à esquerda e *phantom* de osso cortical à direita.

VI.2) Verificação dos equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos

Para se estudar o aquecimento gerado nos phantoms pela irradiação ultrassônica nos níveis empregados em Fisioterapia é necessário o conhecimento dos valores de potência acústica e da área de radiação efetiva (ERA) dos equipamentos utilizados. As medições de potência e ERA foram realizadas no Laboratório de Ultrassom/COPPE/UFRJ. De acordo com a norma IEC 61689 (2013), a faixa aceitável de tolerância é de: $\pm 20\%$ de potência acústica e ERA, $\pm 30\%$ de intensidade eficaz, $\pm 10\%$ de frequência de trabalho e $\pm 30\%$ de RNF.

VI.2.1) Medição da potência acústica

A medição de potência acústica dos equipamentos de UST foi feita utilizando uma balança de força de radiação (*UPM-DT-1&10*, Ohmic Instruments, EUA). Tal balança mede a força exercida pela irradiação ultrassônica em um alvo refletor cônico metálico que intercepta o feixe ultrassônico. O alvo e a superfície de irradiação do transdutor ficam imersos em um tanque de água degaseificada que é o meio de acoplamento entre ambos. O transdutor é fixado em um suporte que garante o alinhamento do feixe com o centro do cone a, aproximadamente, 1 cm deste. Este sistema é posicionado sobre uma superfície nivelada sem vibrações, em local com temperatura ambiente de $26^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e livre de correntes de ar (Figura VI.5). Os equipamentos de ultrassom (*Avatar III*, KLD, SP, Brasil) operam com dois transdutores de frequências 1 e 3MHz, na faixa de potência de 0,5 a 10W. No presente trabalho foi utilizada a frequência de 1MHz e potências de 3,5 e 5,0W.

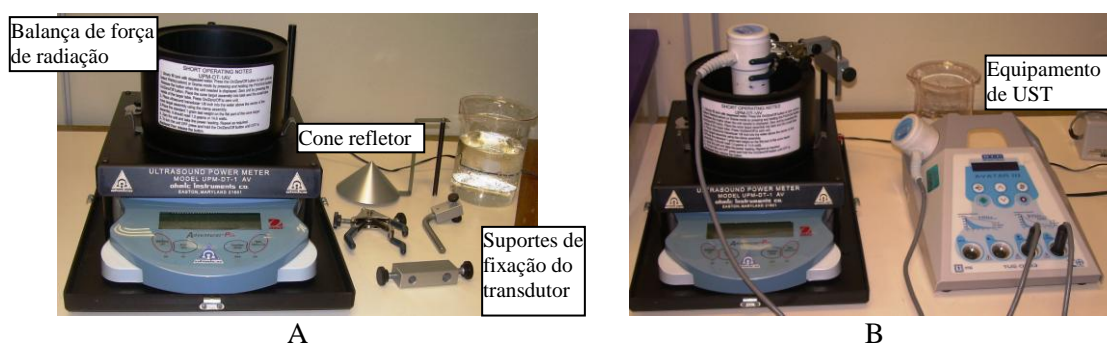


Figura VI.5: A: Balança de força de radiação desmontada, mostrando cone refletor, e suporte de fixação do transdutor ultrassônico; B: Balança de força de radiação com transdutor fixado no suporte, e equipamento de UST utilizado.

VI.2.2) Medição da área de radiação efetiva (ERA) e da razão de não-uniformidade do feixe (RNF)

A determinação da ERA e da RNF é realizada pelo mapeamento do campo ultrassônico gerado pelo transdutor em um tanque acústico. A varredura computadorizada do tanque do Programa de Engenharia Biomédica utiliza motores de passo para a movimentação de um hidrofone segundo três eixos ortogonais (X, Y e Z). O menor passo é de 0,174 mm, existindo a opção de passos múltiplos deste. O software dos controladores foi desenvolvido em *Labview*. Outros equipamentos utilizados são: gerador de sinais (*AFG 3021*, Tektronix, Beaverton, Oregon, EUA), osciloscópio (*TDS3014B*, Tektronix, Beaverton, Oregon, EUA), transdutor ultrassônico de Fisioterapia (*Avatar III/ KLD*, SP, Brasil) e um hidrofone (*Needle Hydrophone*, Precision Acoustics LTD, Dorset, Reino Unido) de diâmetro 0,5 mm com sensibilidade a 1 MHz, 200,7mV/MPa e a 3 MHz, 185,5mV/Mpa. Para se estimar a área de radiação efetiva (ERA), um cálculo é feito baseado no mapeamento do campo gerado pelo transdutor ultrassônico em um tanque acústico, utilizando um hidrofone de agulha para medição (IEC 61689, 2013). Com base na norma, é necessário realizar um mapeamento da área de secção transversal do feixe (A_{BCS}) em um plano paralelo a 0,3 cm da face do transdutor. A ERA é obtida multiplicando-se A_{BCS} por um fator adimensional (Fac - 1,333). No cálculo da RNF é feito tomando como base o mapeamento do feixe em um plano transversal na região do último máximo (Z_n). Nos cálculos de ERA e RNF os mapeamentos foram realizados com passos de 0,348mm. A RNF representa a razão entre a intensidade mais alta do campo e a intensidade média e o cálculo é feito com base no mapeamento na posição do último máximo axial do feixe (Z_n), de acordo com a norma IEC 61689 (2013).

Esta calibração foi realizada em dois equipamentos de ultrassom de Fisioterapia, com seus respectivos transdutores de 1MHz.

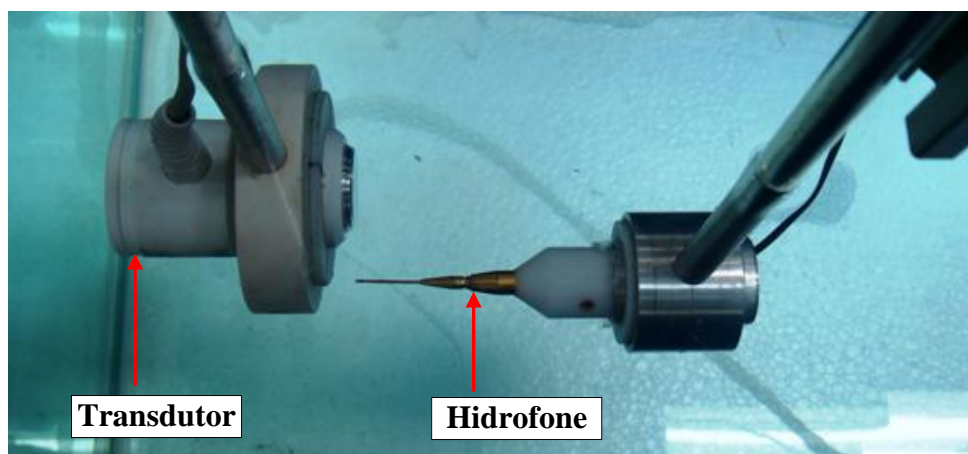


Figura VI.6: Detalhe da montagem experimental para varredura do campo acústico e levantamento da ERA e da RNF. São mostrados o Transdutor fixado em um suporte e hidrofone controlado por um motor de passo, no interior de um tanque acústico.

VI.3) Montagem experimental calorimétrica

Para a montagem experimental foram utilizados: calorímetro consistindo em: o *phantom*, como corpo termicamente ativo, uma placa absorvedora, equipamento de ultrassom fisioterapêutico, o banho termostático 521-2D (Nova Ética Produtos e Equipamentos Científicos Ltda, SP, Brasil), equipamento de aquisição de dados (Hi-speed USB carrier/ Ni USB-9162, National Instruments Corporation, TX, EUA) e um computador. O calorímetro foi posicionado imerso no banho termostático, com temperatura controlada a 36°C, o qual foi mantido com a circulação da água. O transdutor ultrassônico foi fixado em um suporte de forma que o centro do transdutor

coincidia com os termopares centrais do calorímetro. A superfície metálica do transdutor foi colocada em contato direto com a superfície do *phantom*, sem a necessidade de gel condutor já que o experimento foi imerso em água.

Durante a irradiação ultrassônica, o feixe se propagava pelo centro do *phantom* de 10mm, primeira matriz de termopares, *phantom* de 20mm, segunda matriz de termopares, *phantom* de 20mm, terceira matriz de termopares, *phantom* de 30mm e quarta matriz de termopares. Ao fundo do banho termostático, perpendicular à direção de propagação do feixe, foi posicionada a placa absorvedora ultrassônica, para evitar uma re-irradiação do *phantom* e superaquecimento do mesmo (Figura VI.7).

Na figura VI.7 são apresentados: em “A” o transdutor fixado no suporte alinhado com o calorímetro; em B: calorímetro, transdutor ultrassônico e placa absorvedora imersos no banho termostático, em “C” calorímetro com *phantom* e equipamento de aquisição de sinais (placa NI) e “D” a montagem experimental completa com banho termostático, calorímetro, equipamento de ultrassom, placa da NI e microcomputador. Foram utilizados dois transdutores de 1MHz (*Avatar III/ KLD*).

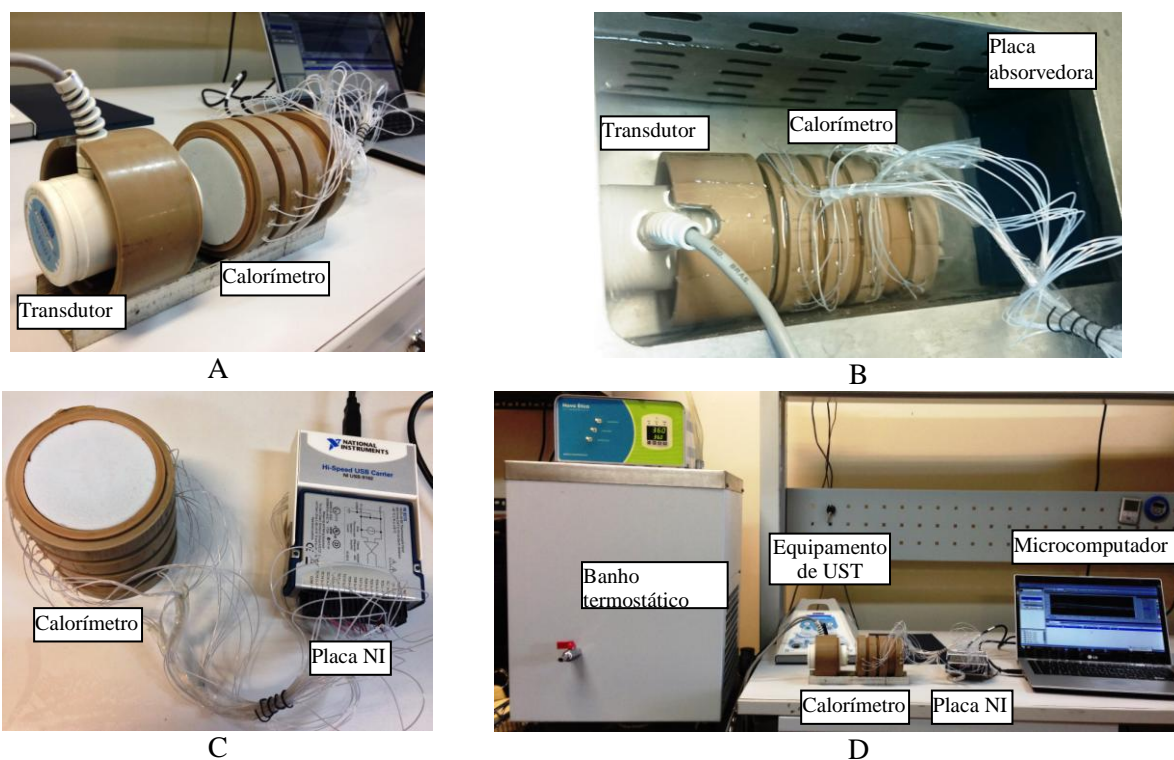


Figura VI.7: A: Transdutor fixado no suporte alinhado com o calorímetro; B: Calorímetro com termopares e transdutor ultrassônico imersos no banho termostático e placa absorvedora perpendicular à direção de propagação do feixe; C: Vista superior do calorímetro e placa da NI (Hi-speed USB carrier/ Ni USB-9162); D: Montagem experimental: banho termostático, calorímetro, equipamento de ultrassom, placa da NI e microcomputador.

Após a montagem experimental no interior do banho termostático, os termopares foram conectados à placa de aquisição, a qual realizava aquisição de dados e os transmitia para o microcomputador através de um cabo USB. O software em *Labview*, que acompanha a placa e aquisição, o “Signal Express”, permite visualização e controle dos ajustes de aquisição de sinais (Figura VI.8).

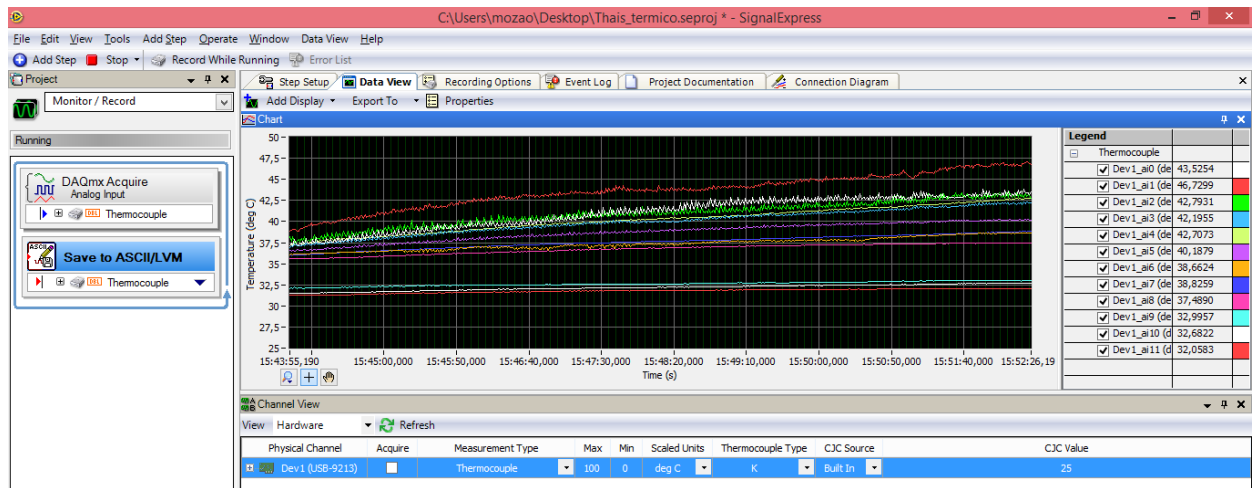


Figura VI.8: Software “Signal express” em Labview, que serve para ajuste na aquisição, visualização das curvas de temperatura ao longo do tempo e armazenamento de dados de temperatura do calorímetro.

VI.4) Simulação dos experimentos no software Comsol®

Foram simulados dois modelos experimentais em 2D, considerando a hipótese de contato perfeito entre os *phantoms*, o regime de aquecimento foi permanente, e os sensores não foram incluídos na simulação.

Os modelos simulados foram os seguintes: um contendo 4 camadas de *phantoms* mimetizadores de tecidos moles biológicos (TMB) e água, irradiado por um transdutor de 1MHz. E um segundo modelo, contendo 3 camadas de *phantoms*, sendo duas de tecidos moles biológicos, e uma de osso cortical de 1mm de espessura posicionada interceptando o feixe acústico na base do calorímetro.

Para a simulação, o transdutor foi posicionado fixo na superfície do *phantom* de TMB de 10mm. A temperatura inicial foi de 36 °C, e o protocolo de irradiação foi de 1 MHz 1,24 W.cm⁻² 120s. O software gera um perfil da propagação da onda ao longo dos *phantoms*, um perfil de temperatura numa escala de cores, e também fornece valores de temperatura.

Os protocolos experimentais foram simulados na plataforma multifísica Comsol®, a qual simula a propagação do feixe ultrassônico e o aquecimento do meio provocado

pelo feixe (COMSOL Multiphysics Inc., MA, USA). As equações simuladas são lineares.

1) Módulo acústico: a propagação da onda é simulada por uma membrana que vibra como um transdutor do tipo *piston-like*. A propagação é feita no domínio da frequência usando o módulo acústico e a equação da onda é definida por:

$$\nabla \times \left(-\frac{1}{\rho c} (\nabla p_t - q_d) - \frac{K_{eq}^2 p_t}{\rho c} \right) = Q_m$$

Equação 2

Onde:

ρ é massa específica (kg/m^3),

c (m/s) é a velocidade média do ultrassom,

p_t (Pa) é a pressão do meio,

K é o número de onda,

q_d (N/m^3) é a fonte dipolar,

Q_m ($1/\text{s}^2$) é a fonte monopolar.

2) Módulo de transferência de calor

Neste modelo a equação biotérmica de transferência de calor é:

$$C_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (d_z k \nabla T) + \omega_b \rho_b C_b (T_a - T) + Q + q_m$$

Equação 3

Onde:

ρ (kg/m^2) é a densidade,

C_t é o calor específico

k_t é a condutividade térmica do tecido

ω_b é a taxa de perfusão

ρ_b é a massa específica do sangue

C_b é o calor específico do sangue

T_a é a temperatura arterial,

T é a temperatura no instante t,

Q é a fonte de calor

q_m é o aquecimento metabólico.

O parâmetro de acoplamento entre o módulo acústico e módulo de transferência de calor é relacionado com o coeficiente de absorção α_{abs} o qual é definido por:

$$Q = 2\alpha_{abs}I$$

Equação 4

Onde:

Q(J) é a fonte de calor,

α_{abs} (Neper/m) é o coeficiente de absorção

I(W/m²) é a intensidade do feixe ultrassônico obtida do módulo acústico.

3) Condições de Contorno (*Boundary Conditions*)

Para as fronteiras entre dois meios, foi usada a fronteira *impedance*. Para a dispersão de onda foi usada a *Perfect Matched Layer* que reproduz um efeito de propagação infinita da onda e para a vibração do transdutor foi usada a fronteira *Pressure* onde é introduzida a amplitude da onda.

Para a transferência de calor, foi utilizada a fronteira *Heat Source* para os domínios aquecidos. Para as fronteiras externas foi utilizada a fronteira *Temperature* que insere a temperatura do meio inicial no local pretendido.

4) Domínio da Simulação

A simulação é desenvolvida em duas etapas: estudo acústico e estudo térmico que são realizados no domínio da frequência e temporal, respectivamente.

Os resultados obtidos no modelo acústico, são utilizados no domínio temporal para se obter o modelo térmico.

4) Propriedades da Mesh (número, tamanho e tipo dos elementos da mesh)

Mesh para o estudo acústico:

Número de elementos: 323742

Tipo de elementos: Triangular Elements/Quadrilateral Elements

Tamanho dos elementos: Maximum element Size: 1568/(1e6*6)

Mesh para o estudo Térmico:

Número de elementos: 4894

Tipo de elementos: Triangular Elements

Tamanho dos elementos: [0.00863; 2.3]mm

5) Convergência da solução

Foi utilizada a malha fina. É importante notar que o COMSOL tem algoritmos iterativos de convergência os quais, se a malha tiver elementos muito grandes, então o erro associado é maior que o máximo erro predefinido pelo COMSOL de acordo com a física imposta e então a simulação é interrompida com indicação de erro.

6) Propriedades do transdutor

O transdutor simulado é composto por uma membrana que vibra com amplitude de 11,3[kPa] para se obter 1,18W.cm⁻² e 11,575[kPa] para 1,24W.cm⁻².

VI.5) Comparação da influência da RNF no aquecimento no *phantom* TMB entre dois protocolos de irradiação similares, dois transdutores de mesmo fabricante, ERAs iguais mas RNFs diferentes.

Sabe-se que a potência e a ERA são parâmetros importantes na determinação da dose terapêutica, pois estão relacionados à intensidade efetiva [$\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$]. Entretanto, ainda não se sabe se, mesmo com uma dosagem com intensidade efetiva e tempo iguais, dois transdutores de mesmo fabricante e mesma ERA efetiva mas com RNF diferentes produzem o mesmo padrão de aquecimento.

Foram utilizados neste modelo de experimento, dois transdutores de frequência 1MHz chamados de I e II (*Avatar III/ KLD*), de ERAs efetivas $3,36\text{cm}^2$ e $3,20\text{cm}^2$, respectivamente, operando em modo contínuo e tempo 120s. Na intensidade nominal de $0,7\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ a intensidade efetiva foi de $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ (transdutor I) e $1,18\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ (transdutor II). Todos os experimentos foram realizados no interior do banho termostático, com temperatura controlada a 36°C , com o transdutor fixado no suporte, sem movimentação, em contato com o *phantom*. Os experimentos, para cada transdutor, foram repetidos 20 vezes.

Os termopares foram conectados à placa Hi-speed USB carrier/ Ni USB-9162), a qual transmitia os dados para o microcomputador, que podiam ser visualizados e ajustados pelo software “Signal Express”. Os dados foram analisados em planilha Excel® e, posteriormente, foi realizado teste estatístico “Mann-Whitney” para comparar o aquecimento nos dois casos.

VI.6) Avaliar a contribuição para o aquecimento quando se introduz uma camada de osso compacto sintético de 1mm de espessura na interface com um *phantom* TMB;

Para este objetivo a pergunta foi: “Quando introduzimos uma fina camada de osso ao longo do eixo de propagação do feixe ultrassônico em um *phantom* de tecido mole, o quanto ele deve contribuir para o aquecimento na interface osso/tecido mole?”.

Para esta montagem experimental no calorímetro foram utilizados 2 *phantoms* de TMB, de 10mm e 20mm de espessura, e 6 termopares. Todo experimento foi realizado no interior do banho termostático, controlado a 36°C. O transdutor ultrassônico permaneceu fixado no suporte, em contato com o *phantom* de 10mm de espessura. Foram realizadas 2 etapas experimentais: uma somente com os *phantoms* TMB sem osso e outra com os *phantoms* TMB e na interface entre a superfície inferior do *phantom* de 20mm e a água, foi acoplado ao *phantom* de osso cortical de 1mm. Nesta montagem, a segunda matriz de termopares foi posicionada na interface entre *phantom* TMB e o *phantom* de osso cortical (Figura VI.9). Dessa forma, o feixe acústico se propagava pelo *phantom* de 10 mm, atravessava a primeira matriz de termopares, depois se propagava pelo *phantom* de 20 mm, segunda matriz de termopares e incidia no osso cortical.

Os termopares foram conectados ao equipamento de aquisição de dados (Hi-speed USB carrier/ Ni USB-9162) que é ligado ao microcomputador. Usando o programa “Signal Express”, é feito o ajuste de alguns parâmetros de aquisição e registro dos dados.

O protocolo de aquecimento adotado pelo equipamento de ultrassom fisioterapêutico foi: frequência de 1MHz (transdutor I), intensidade efetiva de $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, 2 minutos de aplicação, transdutor estático, sem movimentação.

Cada etapa experimental foi repetida 20 vezes, os dados foram analisados em planilha Excel®, e posteriormente, foi realizado teste estatístico “Mann-Whitney” e “Teste t” para comparar o aquecimento nos dois casos.

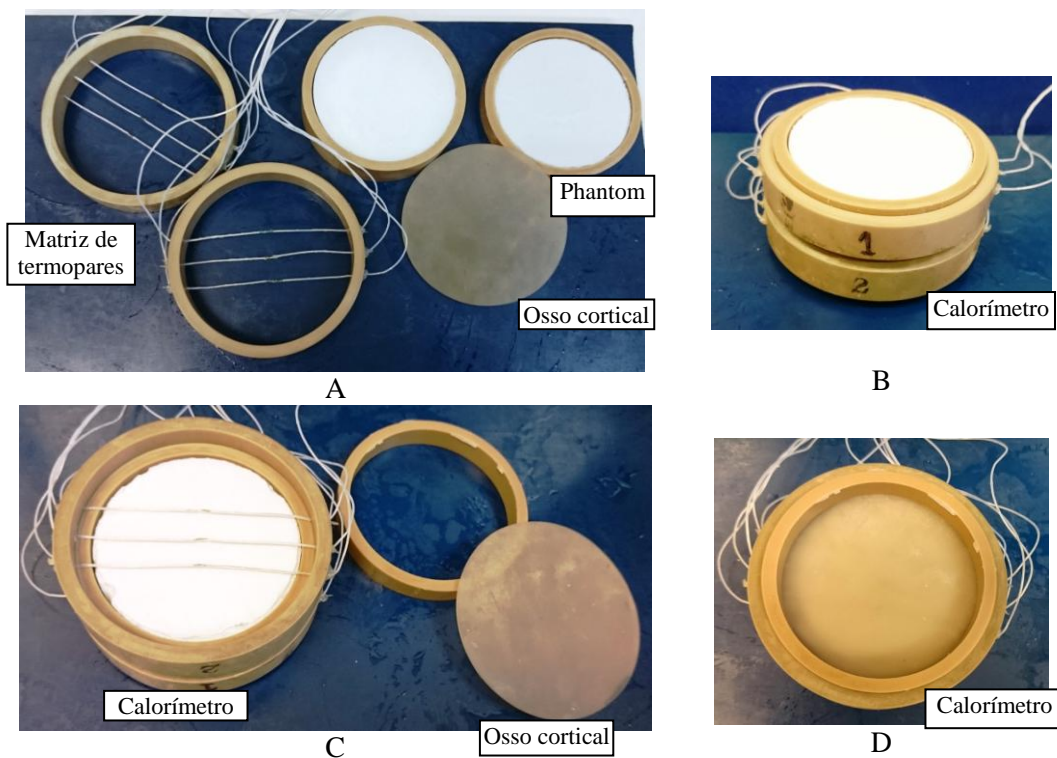


Figura VI.9: A: Calorímetro desmontado – cilindros com *phantom*, cilindros com termopares e osso cortical; B: vista superior do calorímetro com *phantom* e termopares; C: vista inferior do calorímetro com matriz de termopares; D: vista inferior do calorímetro com camada de osso cortical posicionada.

VI.7) Estudo da influência de protocolos, utilizando um mesmo transdutor ultrassônico com dosagens iguais (mesma energia fornecida), mas combinações de intensidade X tempo diferentes.

Com base no estudo de Alexander *et al.* (2010), a dosagem ou energia total por tratamento [J] pode ser calculada como uma combinação entre Intensidade média espacial média temporal I_{sata} [$W.cm^{-2}$] (produto da Intensidade média [$W.cm^{-2}$] pelo ciclo de carga [%]), ERA [cm^2] e Tempo por tratamento [s] (Equação 2). Intensidades de, no mínimo, 2250J por sessão de tratamento se mostraram eficazes na melhora de dor.

A questão levantada para este objetivo foi: “Sabendo-se que a energia (dosagem) fornecida em um meio é a mesma, se aplicação de dois protocolos de irradiação com combinações de intensidade e tempo diferentes poderiam produzir a mesma temperatura em um *phantom* conhecido?”.

Para esta montagem experimental apenas um operador realizou os experimentos. O calorímetro foi disposto com três *phantoms* TMB (10, 20 e 20mm) e 3 cilindros de termopares, totalizando 9 termopares. A irradiação foi feita com movimentação do transdutor, circular, tendo como molde de aplicação as bordas do molde de PVC do *phantom*. Os *phantoms* utilizados foram os mesmos nos dois protocolos. O equipamento ultrassônico adotado foi o equipamento I e os experimentos realizados apenas com o transdutor de 1MHz. Foram adotados dois protocolos de irradiação: intensidade efetiva de 1,24 $W.cm^{-2}$ e tempo de 15 minutos e intensidade efetiva de 1,82 $W.cm^{-2}$, tempo de 10 minutos. A energia total calculada foi, para cada caso:

$$Energia\ total\ [J] = Potência/ERA\ [W.cm^{-2}] \times ERA\ [cm^2] \times Tempo\ [s]$$

Equação 5

a) Com intensidade efetiva $1,24 \text{ W.cm}^{-2}$ (nominal de $0,7 \text{ W.cm}^{-2}$) e tempo de 15 minutos

$$(4,18/3,36) \times 3,36 \times 900 = \mathbf{3765 \text{ J}}$$

b) Com intensidade efetiva $1,82 \text{ W.cm}^{-2}$ (nominal de $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$) e tempo de 10 minutos

$$(6,12/3,36) \times 3,36 \times 600 = \mathbf{3671 \text{ J}}$$

Embora haja diferença no valor da energia final entre os dois protocolos, ela foi considerada baixa, já que representa aproximadamente 2% da energia total.

A área da superfície metálica do transdutor é de $6,16\text{cm}^2$ e a área de aplicação no calorímetro é de $33,18\text{cm}^2$, ou seja, aproximadamente 5,38 vezes a área do transdutor.

O transdutor foi movimentado manualmente seguindo-se a borda do molde do *phantom*. A velocidade foi calculada pelo [(número de voltas do transdutor x perímetro do molde)/ tempo de irradiação], para se obter a velocidade média de movimento manual. O molde possui 65mm de diâmetro interno, e o perímetro 20,72cm.

Cada protocolo foi repetido 20 vezes, e os dados de temperatura foram analisados em planilha Excel®. Em seguida foi realizada análise estatística (“Wilcoxon Signed Rank Test”) para comparação do aquecimento entre os dois protocolos.

VI.8) Comparar o padrão de aquecimento pela aplicação com movimentação do transdutor por 4 fisioterapeutas com experiência na prática clínica.

Sabendo-se que, durante a terapia ultrassônica é recomendado movimentar o transdutor para se distribuir de forma mais uniforme a energia nos tecidos, e, sabendo-se também que não existe um padrão ideal na literatura do tipo de movimento que deve ser feito com o transdutor, cada fisioterapeuta aplica livremente e com uma velocidade particular a irradiação ultrassônica.

Embora alguns livros sugiram que a velocidade de aplicação deva ser de 4 cm/s (Cameron, 2009; Bélanger, 2010), não há uma comprovação científica de um tipo de movimento ou de uma velocidade de aplicação mais eficazes.

Sendo assim, a questão levantada para este objetivo foi: “Se quatro fisioterapeutas com prática clínica aplicarem um mesmo protocolo no calorímetro, todas com o mesmo padrão de movimento (circular), porém cada uma com uma velocidade média, a temperatura atingida no *phantom* poderia ser a mesma?”.

Para este experimento foram utilizados: o calorímetro com 3 *phantoms* TMB (10, 20 e 20mm), e 3 cilindros de termopares (totalizando 9 termopares), o equipamento de ultrassom (*Avatar III/KLD*), ao equipamento de aquisição de dados (Hi-speed USB carrier/ Ni USB-9162) e o microcomputador. Antes de iniciar o experimento, o calorímetro foi mantido por 1h imerso no banho termostático controlado a 36°C. Para realizar a movimentação do transdutor, foi necessário realizar o experimento em ar ambiente, com o calorímetro apoiado na placa absorvedora (APTflex).

Participaram do estudo 4 fisioterapeutas com tempo de graduação de, no mínimo, 10 anos, e com experiência na prática clínica de utilização do equipamento de

ultrassom em hospitais e clínicas. O protocolo de irradiação adotado foi: transdutor I de 1MHz, modo contínuo, intensidade efetiva de $1,82\text{W.cm}^{-2}$, 10 minutos. Os fisioterapeutas foram orientados a fazer a movimentação manual em movimentos circulares, com o transdutor tocando as bordas do molde do *phantom* de PVC (Figura VI.10), mas não houve orientação quanto à velocidade de aplicação. A figura mostra o posicionamento do transdutor no calorímetro, o qual tem como base de apoio a placa absorvedora ultrassônica. O número de voltas foi contabilizado, e desta forma, a velocidade média pode ser calculada. Foram realizados 20 experimentos para cada Fisioterapeuta. A comparação dos dados de temperatura foi realizada pelos testes estatísticos “One way analysis of variance” e “Kruskal-Wallis one way analysis of variance on ranks”.

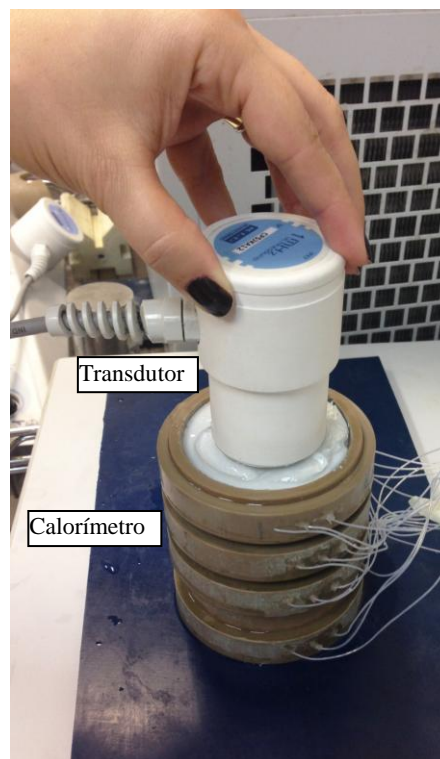


Figura VI.10: Movimentação do transdutor no calorímetro por uma das fisioterapeutas participantes no estudo, mostrando transdutor, calorímetro e placa absorvedora.

VII) RESULTADOS

Este capítulo apresenta resultados da calibração dos equipamentos de ultrassom usados neste trabalho com respeito à potência, a área de radiação efetiva e a razão de não-uniformidade do feixe dos transdutores.

Em seguida, são apresentadas resultados do aquecimento no *phantoms* utilizando o calorímetro, nas montagens experimentais: somente *phantoms* de tecidos moles, *phantoms* de tecidos moles com osso compacto, comparação entre dois protocolos de irradiação diferentes por um mesmo operador e comparação de aquecimento gerado por um mesmo protocolo de irradiação no calorímetro com aplicação por 4 fisioterapeutas.

São apresentadas também a análise estatística de cada montagem experimental, e a simulação das duas montagens calorimétricas com o transdutor estático.

VII.1) Ensaio de equipamentos

VII.1.1) Cálculo da ERA e da RNF

Os mapeamentos do campo acústico por hidrofone são mostrados nas figuras a seguir. Primeiramente foi feito um mapeamento ao longo do eixo central do feixe para determinação da posição do foco (Zn) dos transdutores. A posição de Zn, que é determinada como a posição do último máximo axial do feixe, foi estimada em, aproximadamente, 70mm nos dois transdutores I e II (Figuras VII.1 e 2).

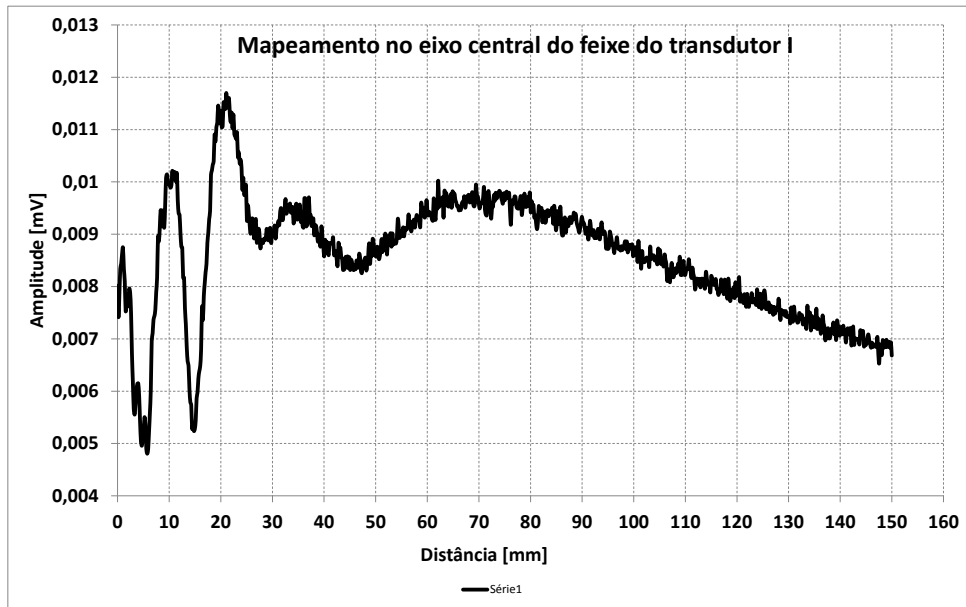


Figura VII.1: Gráfico (amplitude *versus* distância) do mapeamento em 1D ao longo do eixo central do feixe ultrassônico do transdutor I. Pode-se notar que a posição do último máximo (Zn) é de aproximadamente, 70mm.

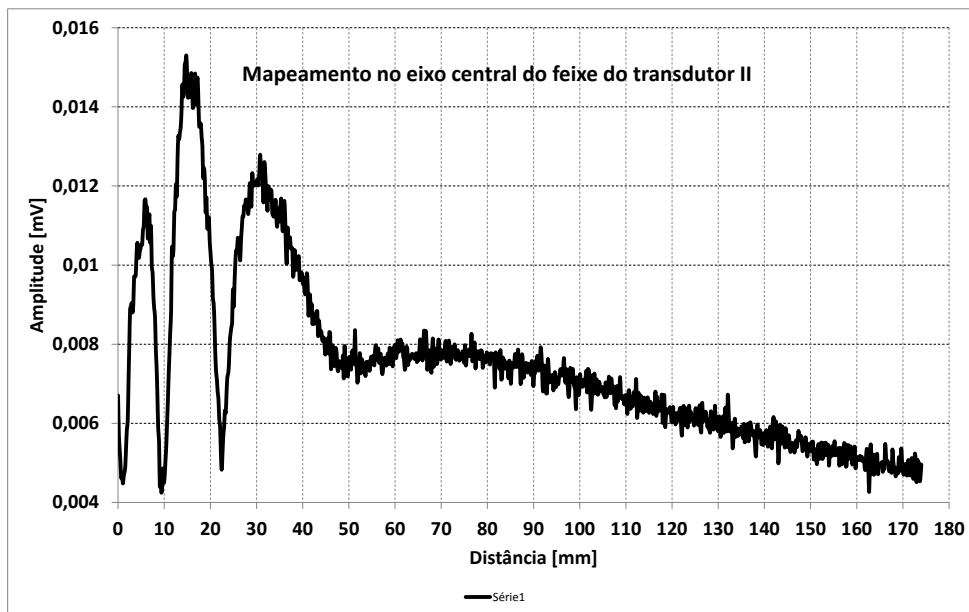


Figura VII.2: Gráfico (amplitude *versus* distância) do mapeamento em 1D ao longo do eixo central do feixe ultrassônico do transdutor II. Pode-se notar que a posição do último máximo (Zn) é de aproximadamente, 70mm.

Foram realizados mapeamentos em 2D do campo acústico por hidrofone em duas posições: a 0,3cm da face do transdutor para cálculo da ERA e a 70mm da face do transdutor para cálculo da RNF, conforme as Figuras VII.3 e VII.4. Em ambas as figuras, em “A” é mostrado gráfico em perfil do mapeamento em um plano paralelo a 0,3cm da face do transdutor (para determinar a ERA), em “B”, uma vista superior desse gráfico a 0,3cm da face do transdutor e em “C” um gráfico em 2D do mapeamento do campo acústico a 70mm (para determinar a RNF).

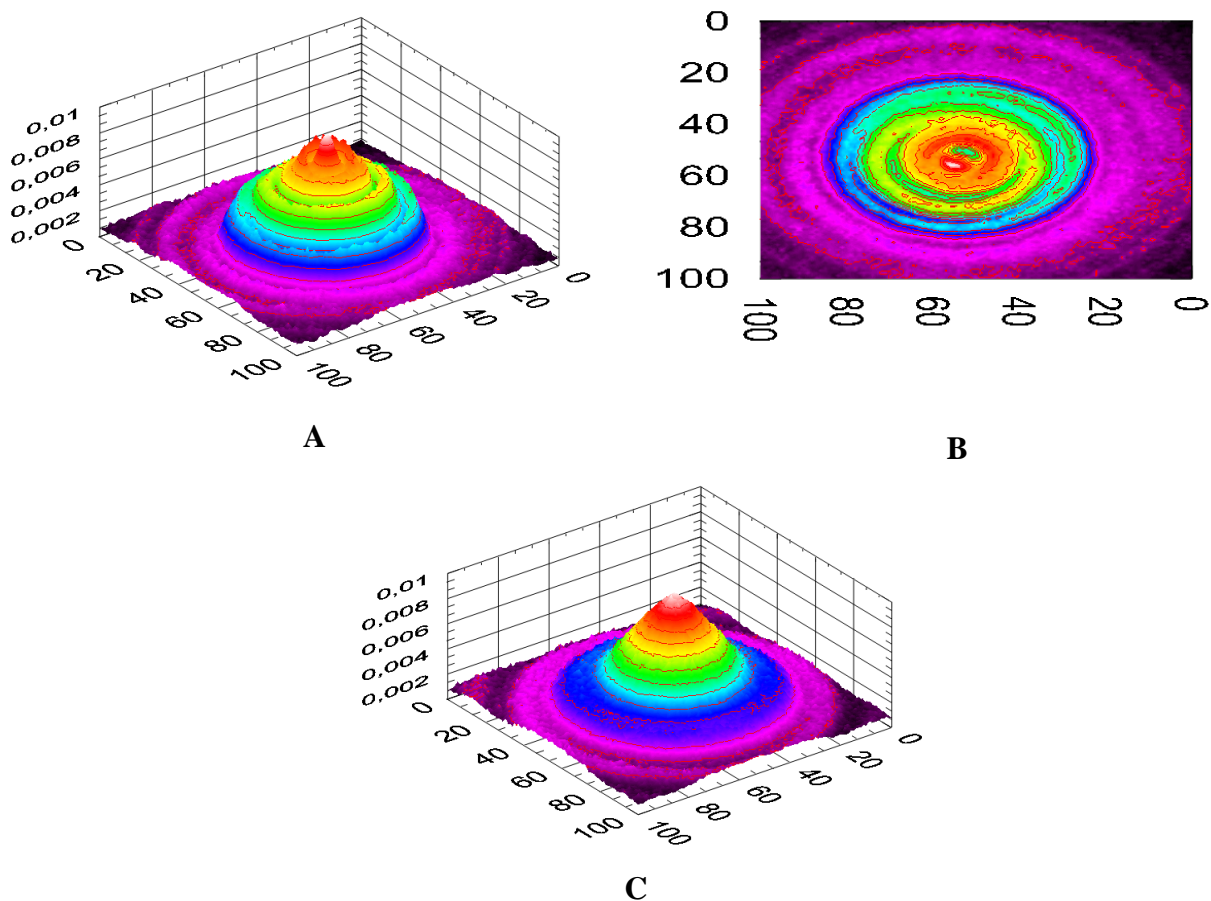


Figura VII.3: Mapeamento acústico por hidrofone do transdutor I. A: Mapeamento do campo acústico em um plano paralelo a 0,3cm da face do transdutor feito para calcular a ERA; B: Vista superior do campo acústico a 0,3cm da face do transdutor; C: Mapeamento do campo acústico no foco do transdutor (Zn) para calcular a RNF.

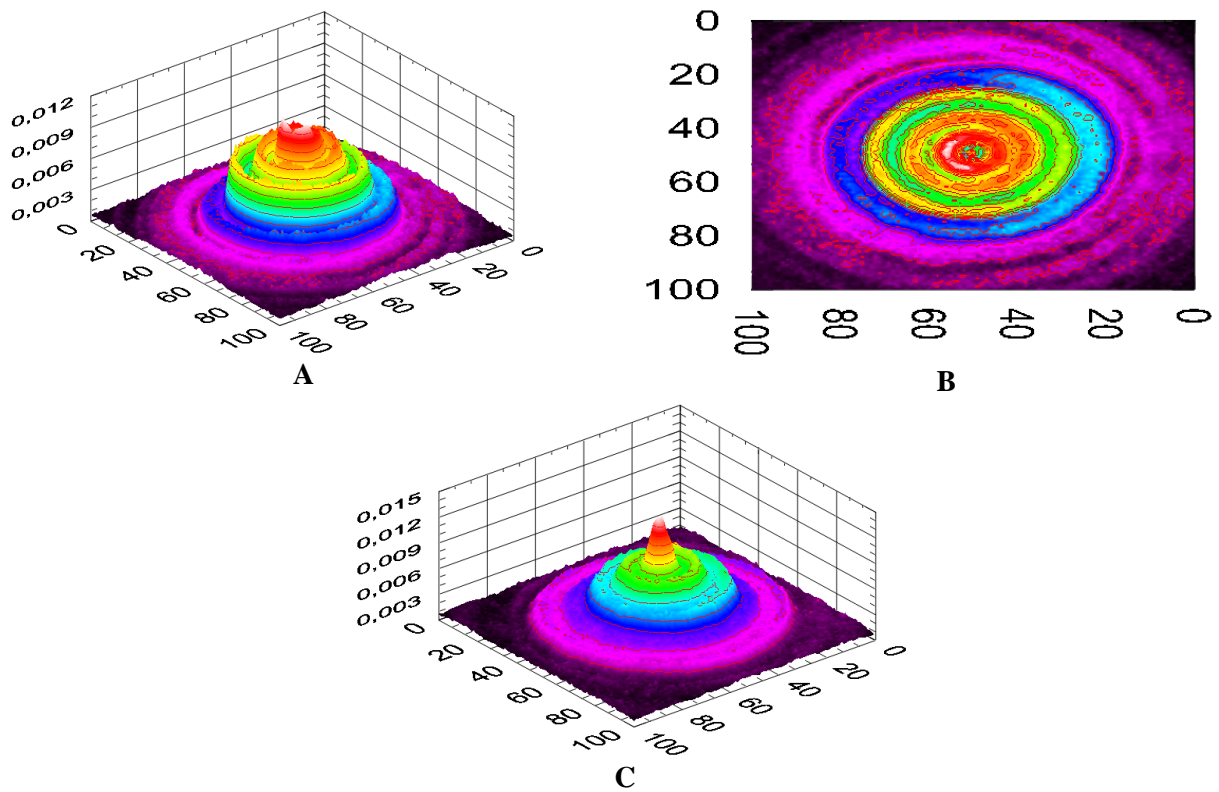


Figura VII.4: Mapeamento acústico por hidrofone do transdutor II. A: Mapeamento do campo acústico em um plano paralelo a 0,3cm da face do transdutor para calcular a ERA; B: Vista superior do campo acústico a 0,3cm da face do transdutor; C: Mapeamento do campo acústico no foco do transdutor (Zn) para calcular a RNF.

A partir dos mapeamentos foram calculados os valores da ERA e da RNF dos transdutores I e II. A ERA foi de $3,36\text{cm}^2$ para o transdutor I e $3,20\text{cm}^2$ para o transdutor II. A RNF foi de 3,91 do transdutor I e 5,56 do transdutor II.

Dois mapeamentos foram realizados para visualização (informação visual da distribuição) dos campos próximo e distante dos transdutores I e II ao longo da direção de propagação do feixe (Figuras VII.5 e 6, A e B).

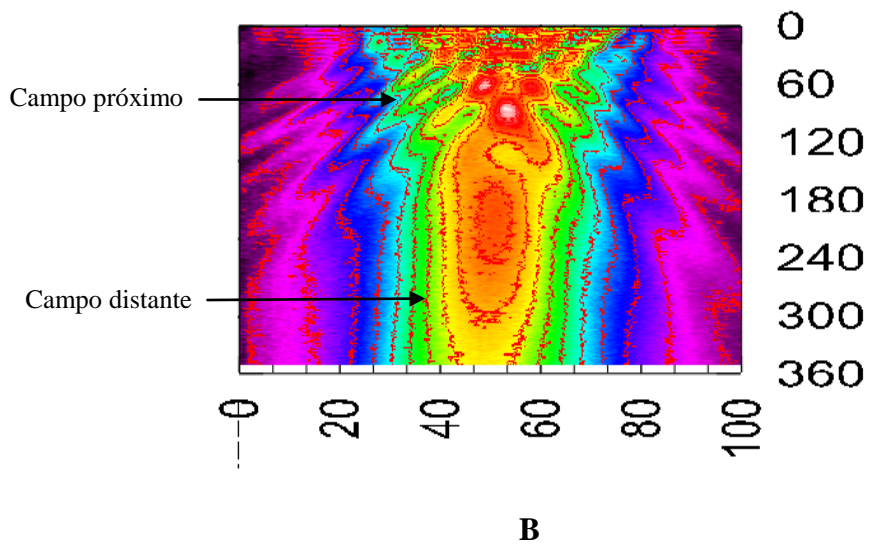
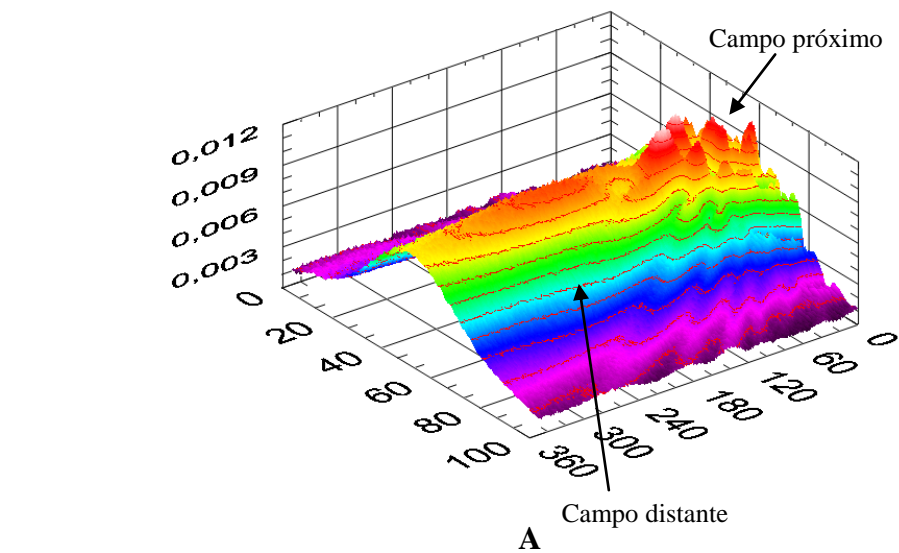
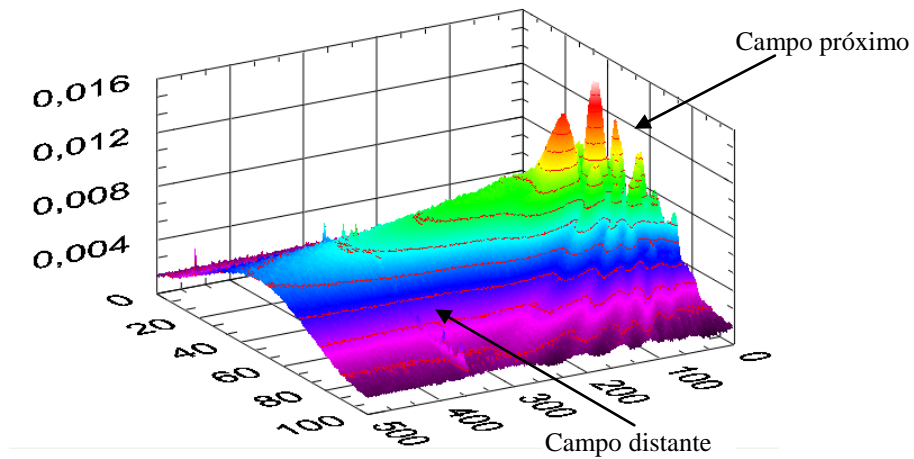
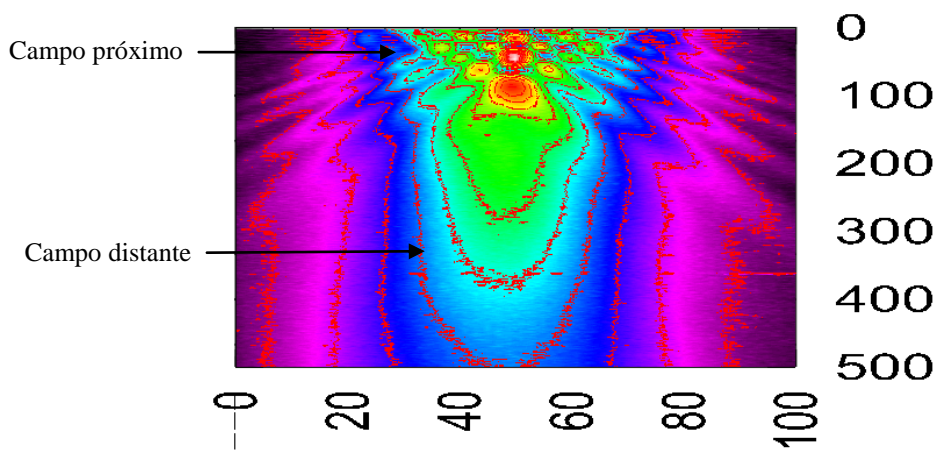


Figura VII.5: Mapeamento em 2D do transdutor I realizado na direção de propagação do feixe, perfil do mapeamento mostrando os campos próximo e distante; B: Vista superior do mapeamento ao longo da direção de propagação do feixe.



A



B

Figura VII.6: Mapeamento em 2D do transdutor II realizado na direção de propagação do feixe, perfil do mapeamento mostrando os campos próximo e distante; B: Vista superior do mapeamento ao longo da direção de propagação do feixe.

VII.1.2) Cálculo da intensidade efetiva

A partir da medição de potência acústica na balança de força de radiação e da ERA, a intensidade efetiva foi estimada para cada transdutor, conforme a tabela a seguir (Tabela VII.1). São apresentados valores nominais (informados pelo fabricante) e

aferida (medida) de razão de não-uniformidade do feixe (RNF), área de radiação efetiva (ERA), potência e intensidade dos transdutores utilizados no estudo.

Tabela VII.1: Valores de razão de não-uniformidade do feixe (RNF), área de radiação efetiva nominal (ERA NOM) e aferida (ERA AFE), potência nominal (POT NOM) e aferida (POT AFE), e ainda, intensidade nominal (INTENS NOM) e efetiva (INTENS EFE) dos transdutores I e II

TRANSDUTOR	RNF	POT NOM	POT AFE	ERA NOM	ERA AFE	INTENS NOM	INTENS EFE
		[W]	[W]	[cm ²]	[cm ²]	[W.cm ⁻²]	[W.cm ⁻²]
I		3,5	4,18			0,7	1,24
	3,91	5,0	6,12	5,0	3,36	1,0	1,82
II	5,56	3,5	3,79		3,20	0,7	1,18

VII.2) Aquisição de curvas de temperatura com o calorímetro

Todos os experimentos realizados com calorímetro tiveram como resultado curvas de temperatura ao longo do tempo correspondentes a cada termopar utilizado na montagem experimental.

As curvas foram, posteriormente, analisadas em planilha Excel®, onde foram obtidos os valores de temperatura máxima de cada termopar, bem como a variação de temperatura (considerada como a diferença entre o valor máximo de temperatura e a temperatura de base - ΔT). A partir desses dados, foram calculados a média e desvio-padrão de cada termopar. Tais resultados serviram para análise estatística realizada posteriormente. Foram realizados, no total, 150 experimentos com o calorímetro, cujos resultados serão apresentados separadamente, conforme a montagem experimental empregada.

VII.2.1) Resultados da influência da RNF no aquecimento de um *phantom* TMB com dois transdutores com um mesmo protocolo de irradiação, de ERAs iguais e RNF diferentes.

VII.2.1.1) Aquecimento no *phantom* TMB com transdutor I estático

Foram obtidas 20 curvas de temperatura ao longo do tempo no *phantom* de TMB, com o transdutor I (Exemplo na Figura VII.7). O protocolo adotado foi: **transdutor I** de 1MHz, modo de operação contínuo, intensidade efetiva de $1,24 \text{ W.cm}^{-2}$ tempo de irradiação 120s. Os experimentos foram realizados com temperatura controlada em 36°C .

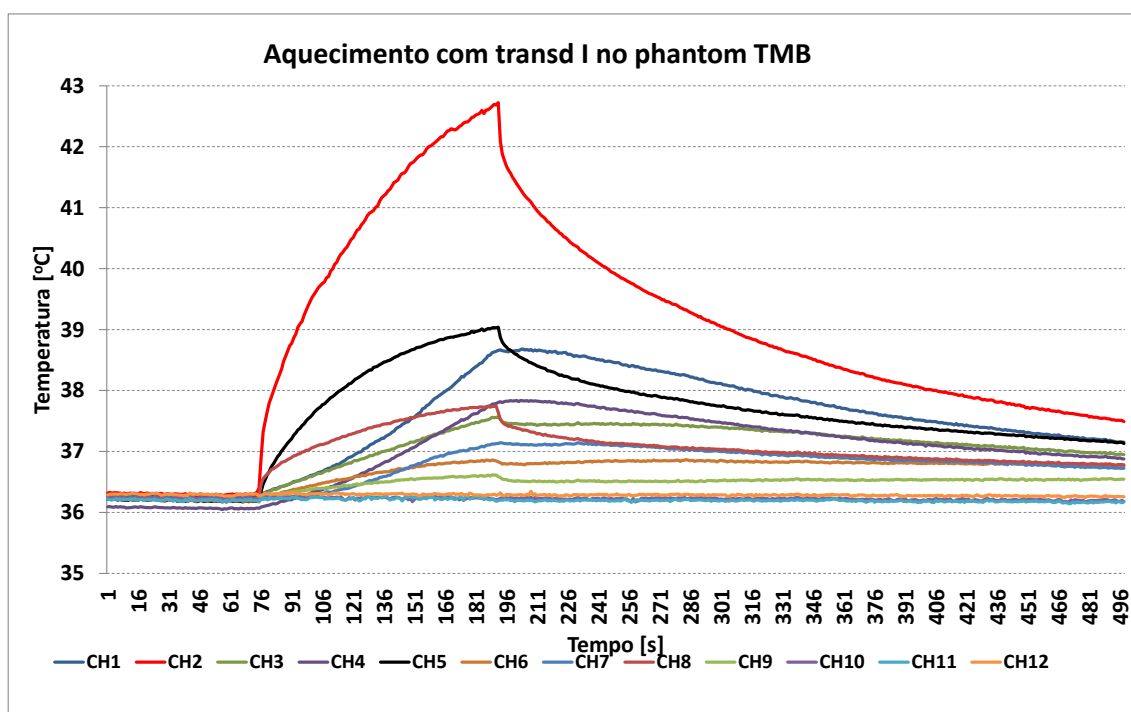


Figura VII.7: Exemplo da medição de temperatura: curvas de temperatura ao longo do tempo nos 12 termopares durante o aquecimento por irradiação ultrassônica, a 1MHz, modo contínuo, intensidade efetiva de $1,24 \text{ W.cm}^{-2}$ e 2 minutos, com transdutor I, modo estático.

A seguir, são apresentadas duas tabelas: a primeira com dados da temperatura máxima absoluta (Tabela VII.2) e a segunda (Tabela VII.3) com dados da variação de temperatura (ΔT) de 12 canais (correspondentes aos 12 termopares no calorímetro), nas 20 medições. Valores de média e desvio-padrão são mostrados ao final de cada tabela. E os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11).

Tabela VII.2: Temperatura máxima absoluta (Temp máx), média e desvio-padrão (DP) de 12 canais (CH), nas 20 medições com transdutor I.

Temp máx [°C]	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6	CH 7	CH 8	CH 9	CH 10	CH 11	CH 12
Medição 1	37,62	41,54	36,16	35,28	36,46	34,74	34,53	34,95	34,41	35,74	35,75	35,72
Medição 2	38,25	42,39	37,02	36,95	38,32	36,20	36,07	36,81	35,76	35,81	35,83	35,78
Medição 3	38,65	42,63	37,22	37,36	38,87	36,60	36,47	37,10	36,08	35,78	35,78	35,77
Medição 4	38,34	42,66	37,20	37,28	38,82	36,60	36,40	37,14	36,07	35,78	35,81	35,78
Medição 5	38,68	42,74	37,37	37,76	38,96	36,80	36,61	37,35	36,25	35,78	35,81	35,79
Medição 6	38,68	42,72	37,57	37,84	39,04	36,87	36,75	37,44	36,32	35,77	35,79	35,75
Medição 7	38,55	42,63	37,45	37,74	39,06	36,84	36,65	37,43	36,30	35,78	35,76	35,75
Medição 8	37,62	43,69	38,07	36,80	38,96	38,97	36,17	37,09	37,81	35,99	36,06	36,18
Medição 9	37,81	43,79	38,24	37,06	39,14	39,27	36,38	37,37	38,19	36,00	36,06	36,19
Medição 10	37,98	44,05	38,33	37,27	39,27	39,44	36,51	37,46	38,26	35,98	36,08	36,18
Medição 11	38,04	44,15	38,40	37,38	39,26	39,59	36,60	37,50	38,30	36,00	36,14	36,23
Medição 12	37,98	44,08	38,35	37,31	39,23	39,49	36,58	37,53	38,27	35,97	36,08	36,15
Medição 13	37,91	43,51	38,32	37,14	38,99	39,32	36,50	37,43	38,21	36,02	36,11	36,20
Medição 14	37,37	44,57	39,06	36,35	38,18	37,06	35,84	36,34	35,38	35,80	35,74	35,70
Medição 15	37,66	45,12	39,36	37,01	38,52	37,87	36,58	37,17	35,96	35,91	35,79	35,75
Medição 16	37,58	44,21	39,71	37,56	39,66	38,45	37,50	37,97	36,32	35,96	35,74	35,67
Medição 17	37,63	43,84	39,42	37,29	39,01	38,40	37,05	37,74	36,27	35,78	35,71	35,65
Medição 18	37,72	43,84	39,57	37,33	39,40	38,65	37,31	37,96	36,29	35,84	35,74	35,71
Medição 19	37,49	44,41	39,33	37,22	38,91	38,29	36,97	37,68	36,26	35,80	35,74	35,71
Medição 20	37,54	44,48	39,48	37,33	39,04	38,34	36,96	37,58	36,31	35,80	35,74	35,71
MÉDIA	37,96	43,55	38,28	37,16	38,85	37,89	36,52	37,25	36,65	35,87	35,86	35,87
DP	0,42	0,89	0,99	0,54	0,64	1,32	0,60	0,64	1,09	0,10	0,15	0,21

Tabela VII.3: Variação de temperatura (Var Temp) de 12 canais (CH), média e desvio-padrão (DP) nas 20 medições com transdutor I. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11).

Var Temp [°C]	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6	CH 7	CH 8	CH 9	CH 10	CH 11	CH 12
Medição 1	2,86	6,94	1,58	1,94	3,36	1,66	1,15	1,83	1,32	0,14	0,19	0,13
Medição 2	2,54	6,70	1,36	1,70	3,02	0,85	0,93	1,62	0,55	0,17	0,18	0,12
Medição 3	2,76	6,73	1,37	1,73	3,15	0,84	0,99	1,53	0,47	0,17	0,12	0,11
Medição 4	2,52	6,81	1,37	1,73	3,16	0,87	0,93	1,57	0,46	0,13	0,14	0,09
Medição 5	2,66	6,67	1,36	1,94	3,02	0,82	0,96	1,57	0,45	0,14	0,18	0,14
Medição 6	2,44	6,44	1,39	1,79	2,87	0,68	0,96	1,53	0,42	0,13	0,15	0,11
Medição 7	2,38	6,43	1,34	1,79	3,01	0,77	0,88	1,57	0,44	0,10	0,10	0,10
Medição 8	1,23	7,34	1,90	0,79	2,95	3,00	0,35	1,34	2,09	0,13	0,22	0,38
Medição 9	1,27	7,28	1,94	0,73	2,78	2,97	0,25	1,26	2,11	0,12	0,20	0,37
Medição 10	1,23	7,30	1,83	0,66	2,58	2,81	0,21	1,12	1,92	0,08	0,22	0,34
Medição 11	1,23	7,31	1,82	0,63	2,40	2,78	0,20	1,01	1,82	0,09	0,27	0,39
Medição 12	1,28	7,39	1,89	0,66	2,51	2,84	0,20	1,10	1,88	0,10	0,24	0,34
Medição 13	1,30	6,94	1,98	0,66	2,48	2,89	0,22	1,17	2,00	0,09	0,22	0,33
Medição 14	1,22	8,43	3,16	1,17	2,91	1,74	0,82	1,47	0,64	0,09	0,09	0,08
Medição 15	1,39	8,85	3,27	1,11	2,62	1,99	0,92	1,56	0,41	0,17	0,13	0,12
Medição 16	1,24	7,85	3,51	1,24	3,31	2,12	1,28	1,79	0,25	0,20	0,10	0,13
Medição 17	1,35	7,56	3,30	1,06	2,76	2,18	0,93	1,66	0,29	0,08	0,08	0,06
Medição 18	1,32	7,43	3,35	0,99	3,05	2,34	1,16	1,86	0,27	0,16	0,15	0,14
Medição 19	1,18	8,07	3,16	0,94	2,65	2,06	0,89	1,63	0,27	0,15	0,15	0,14
Medição 20	1,15	8,04	3,22	0,95	2,64	1,98	0,77	1,42	0,25	0,09	0,09	0,10
MÉDIA	1,73	7,32	2,20	1,21	2,86	1,91	0,75	1,48	0,91	0,13	0,16	0,19
DP	0,65	0,64	0,82	0,47	0,27	0,82	0,35	0,24	0,73	0,03	0,05	0,11

VII.2.1.2) Aquecimento no *phantom* TMB com transdutor II estático

Foram obtidas 20 curvas de temperatura ao longo do tempo no *phantom* de TMB, com o transdutor II (Exemplo na Figura VII.8). O protocolo adotado foi: **transdutor II** de 1MHz, modo de operação contínuo, intensidade efetiva de **1,18 W.cm⁻²**, tempo de irradiação 120s.

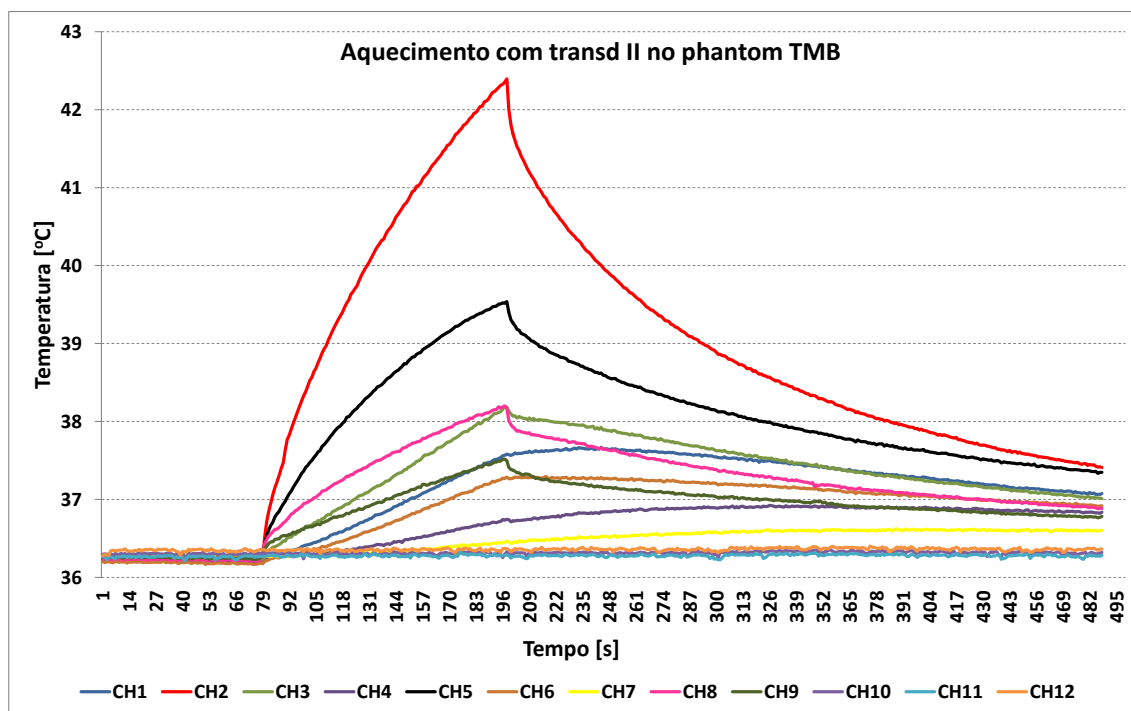


Figura VII.8: Exemplo da medição de temperatura: curvas de temperatura ao longo do tempo nos 12 termopares durante o aquecimento por irradiação ultrassônica, a 1MHz, modo contínuo, intensidade efetiva de 1,18W.cm⁻² e 2 minutos, com transdutor II, modo estático.

A seguir, são apresentadas duas tabelas: a primeira com dados da temperatura máxima absoluta (Tabela VII.4) e a segunda (Tabela VII.5) com dados da variação de temperatura (Var Temp) de 12 canais (correspondentes aos 12 termopares no calorímetro), nas 20 medições. Valores de média e desvio-padrão são mostrados ao final de cada tabela.

Tabela VII.4: Temperatura máxima absoluta (Temp máx), média e desvio-padrão (DP) de 12 canais (CH), nas 20 medições, com transdutor II. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11).

Temp máx	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6	CH 7	CH 8	CH 9	CH 10	CH 11	CH 12
Medição 1	37,37	42,11	36,29	35,10	36,46	34,97	34,71	35,73	35,21	35,85	35,84	35,81
Medição 2	38,10	42,89	36,84	36,08	37,62	36,05	35,72	36,72	36,13	35,86	35,81	35,78
Medição 3	38,36	43,63	37,34	36,90	38,24	37,01	36,61	37,32	36,89	35,83	35,76	35,72
Medição 4	38,70	43,48	37,71	37,36	38,60	37,44	36,86	37,53	37,15	35,83	35,77	35,75
Medição 5	38,70	43,48	37,71	37,36	38,60	37,44	36,86	37,53	37,15	35,83	35,77	35,75
Medição 6	39,07	42,88	37,97	37,83	39,03	37,89	37,18	37,91	37,57	35,88	35,79	35,75
Medição 7	38,94	42,93	37,86	37,76	38,87	37,83	37,17	37,85	37,52	35,89	35,80	35,76
Medição 8	37,26	42,15	38,35	36,52	39,01	36,92	36,05	37,60	36,89	35,85	35,83	35,80
Medição 9	37,48	42,13	38,14	36,74	39,16	37,07	36,25	37,76	37,05	35,81	35,78	35,77
Medição 10	37,67	42,39	37,99	36,82	39,34	37,10	36,32	37,90	37,12	35,85	35,83	35,80
Medição 11	37,45	42,41	37,57	36,68	39,32	37,02	36,22	37,87	36,91	35,78	35,76	35,72
Medição 12	37,79	42,79	37,88	37,00	39,63	37,50	36,42	38,18	37,21	35,79	35,77	35,74
Medição 13	37,02	40,69	37,60	36,22	38,49	37,45	35,85	37,15	36,11	35,78	35,76	35,75
Medição 14	37,43	41,06	37,83	36,70	38,97	37,87	36,17	37,37	36,51	35,82	35,79	35,78
Medição 15	37,75	41,34	37,93	36,92	39,34	38,10	36,33	37,46	36,73	35,79	35,75	35,73
Medição 16	37,84	41,38	37,92	37,05	39,46	38,25	36,40	37,53	36,87	35,80	35,78	35,77
Medição 17	37,27	40,93	37,76	36,82	39,02	38,13	36,30	37,64	36,57	35,81	35,79	35,76
Medição 18	37,39	40,96	37,84	36,91	38,92	38,40	36,32	37,92	36,75	35,79	35,76	35,76
Medição 19	37,59	41,12	38,10	36,99	39,04	38,48	36,36	37,82	36,84	35,82	35,78	35,75
Medição 20	37,47	41,01	38,11	36,86	39,12	38,34	36,34	37,70	36,82	35,80	35,77	35,75
MÉDIA	37,83	42,09	37,74	36,83	38,81	37,46	36,32	37,52	36,80	35,82	35,78	35,76
DP	0,61	0,97	0,47	0,59	0,72	0,85	0,53	0,53	0,53	0,03	0,03	0,02

Tabela VII.5: Variação de temperatura (Var Temp) de 12 canais (CH), média e desvio-padrão (DP) nas 20 medições com transdutor II. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10mm (CH2), 30mm (CH5), 50mm (CH8) e 80mm (CH11).

Variação Temp	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6	CH 7	CH 8	CH 9	CH 10	CH 11	CH 12
Medição 1	3,60	8,30	2,11	3,49	5,58	4,35	3,72	4,80	3,95	0,22	0,19	0,18
Medição 2	2,05	6,84	0,98	0,93	2,52	1,10	0,96	1,97	1,37	0,09	0,09	0,09
Medição 3	2,09	7,43	1,30	0,95	2,34	1,14	0,83	1,61	1,23	0,07	0,10	0,10
Medição 4	2,08	6,89	1,35	1,01	2,19	1,11	0,75	1,46	1,15	0,07	0,09	0,11
Medição 5	2,08	6,89	1,35	1,01	2,19	1,11	0,75	1,46	1,15	0,07	0,09	0,11
Medição 6	2,17	5,98	1,35	1,05	2,14	1,11	0,72	1,47	1,22	0,10	0,13	0,10
Medição 7	2,19	6,22	1,38	1,08	2,13	1,14	0,74	1,46	1,22	0,08	0,10	0,08
Medição 8	1,23	6,12	2,49	0,80	3,29	1,27	0,41	2,01	1,35	0,11	0,12	0,17
Medição 9	1,33	6,00	2,19	0,74	3,18	1,19	0,37	1,93	1,29	0,11	0,13	0,15
Medição 10	1,46	6,21	2,00	0,74	3,28	1,13	0,36	1,99	1,29	0,12	0,12	0,13
Medição 11	1,34	6,36	1,68	0,77	3,45	1,24	0,41	2,12	1,24	0,08	0,12	0,16
Medição 12	1,30	6,30	1,64	0,63	3,21	1,23	0,32	2,06	1,20	0,08	0,12	0,12
Medição 13	1,12	4,87	1,87	0,74	3,06	2,03	0,45	1,82	0,81	0,08	0,10	0,13
Medição 14	1,19	4,86	1,80	0,69	2,98	1,94	0,35	1,56	0,78	0,11	0,10	0,16
Medição 15	1,42	5,06	1,81	0,70	3,13	1,98	0,34	1,46	0,82	0,12	0,16	0,14
Medição 16	1,50	5,09	1,79	0,74	3,17	2,05	0,30	1,42	0,87	0,12	0,16	0,17
Medição 17	1,06	4,78	1,75	0,74	2,97	2,16	0,34	1,72	0,74	0,11	0,14	0,17
Medição 18	1,10	4,73	1,77	0,73	2,76	2,33	0,32	1,94	0,88	0,14	0,18	0,20
Medição 19	1,13	4,70	1,88	0,67	2,70	2,25	0,28	1,74	0,88	0,15	0,18	0,21
Medição 20	1,06	4,63	1,93	0,54	2,81	2,12	0,26	1,62	0,84	0,14	0,17	0,21
MÉDIA	1,63	5,91	1,72	0,94	2,95	1,70	0,65	1,88	1,22	0,11	0,13	0,14
DP	0,63	1,05	0,36	0,62	0,75	0,79	0,76	0,73	0,68	0,04	0,03	0,04

VII.2.1.3) Comparação entre o aquecimento no *phantom* TMB pelos transdutores I e II.

Na análise estatística, para verificar se houve diferença de aquecimento produzido entre os transdutores I e II, foram comparados os mesmos termopares, considerando diferença estatística com $p < 0,05$. O número de medições foi determinado com base no valor de $\alpha = 0,05$, no teste-T bicaudal, com desvio-padrão esperado dos resíduos de 0,5, diferença de médias esperada de 0,5 e poder do teste de 80%. Uma amostra de 20 medições por transdutor foi necessária para demonstrar uma diferença entre médias entre os transdutores. A normalidade dos dados foi avaliada usando o teste Kolmogorov-Smirnov. O teste Mann-Whitney foi usado para comparar os transdutores. Foi adotado o nível de significância de $\alpha = 0,05$ e a análise dos dados foi realizada com o Microsoft Excel® e o Software SigmaStat, versão 3.5 (Systat Software Inc., San Jose, CA, USA), conforme apresentado na Tabela VII.6.

Tabela VII.6: Análise estatística da comparação do aquecimento dos 12 canais (CH) correspondentes aos 12 termopares do calorímetro irradiado pelos transdutores I e II. Foram realizados testes para comparação de valores da temperatura máxima absoluta e da variação de temperatura. Os itens em destaque representam os canais que apresentaram diferença estatística.

Análise estatística	Teste	Resultado da temperatura absoluta	Resultado da diferença de temperaturas
CH 1	Mann-Whitney Test	[U= 156.00; P = 0.239]	[U= 177.00; P = 0.543]
CH 2	Mann-Whitney Test	[U= 57.00; P = <0.001]	[U= 49.00; P = <0.001]
CH 3	Mann-Whitney Test	[U= 132.00; P = 0.068]	[U= 138.00; P = 0.096]
CH 4	Mann-Whitney Test	[U= 108.00; P = 0.013]	[U= 124.00; P = 0.041]
CH 5	Mann-Whitney Test	[U= 200.00; P = 0.989]	[U= 213.00; P = 0.735]
CH 6	Mann-Whitney Test	[U= 159.00; P = 0.273]	Teste: t-test [t(38)= 0.826; CI95%= -0.309 □ 0.735; P = 0.414]
CH 7	Mann-Whitney Test	[U= 130.00; P = 0.060]	[U= 137.00; P = 0.091]
CH 8	Mann-Whitney Test	[U= 276.00; P = 0.041]	[U= 293.00; P = 0.012]
CH 9	Mann-Whitney Test	[U= 251.00; P = 0.172]	[U= 269.00; P = 0.064]
CH 10	Mann-Whitney Test	[U= 190.00; P = 0.797]	Teste: t-test [t(38)= 1.522; CI95%= -0.00562 □ 0.0397; P = 0.136]
CH 11	Mann-Whitney Test	[U= 189.00; P = 0.776]	[U= 131.00; P = 0.064]
CH 12	Mann-Whitney Test	[U= 196.00; P = 0.925]	[U= 197.00; P = 0.946]

A seguir são apresentadas as figuras (VII.9 e VII.10) das simulações no Comsol®, com os transdutores I e II.

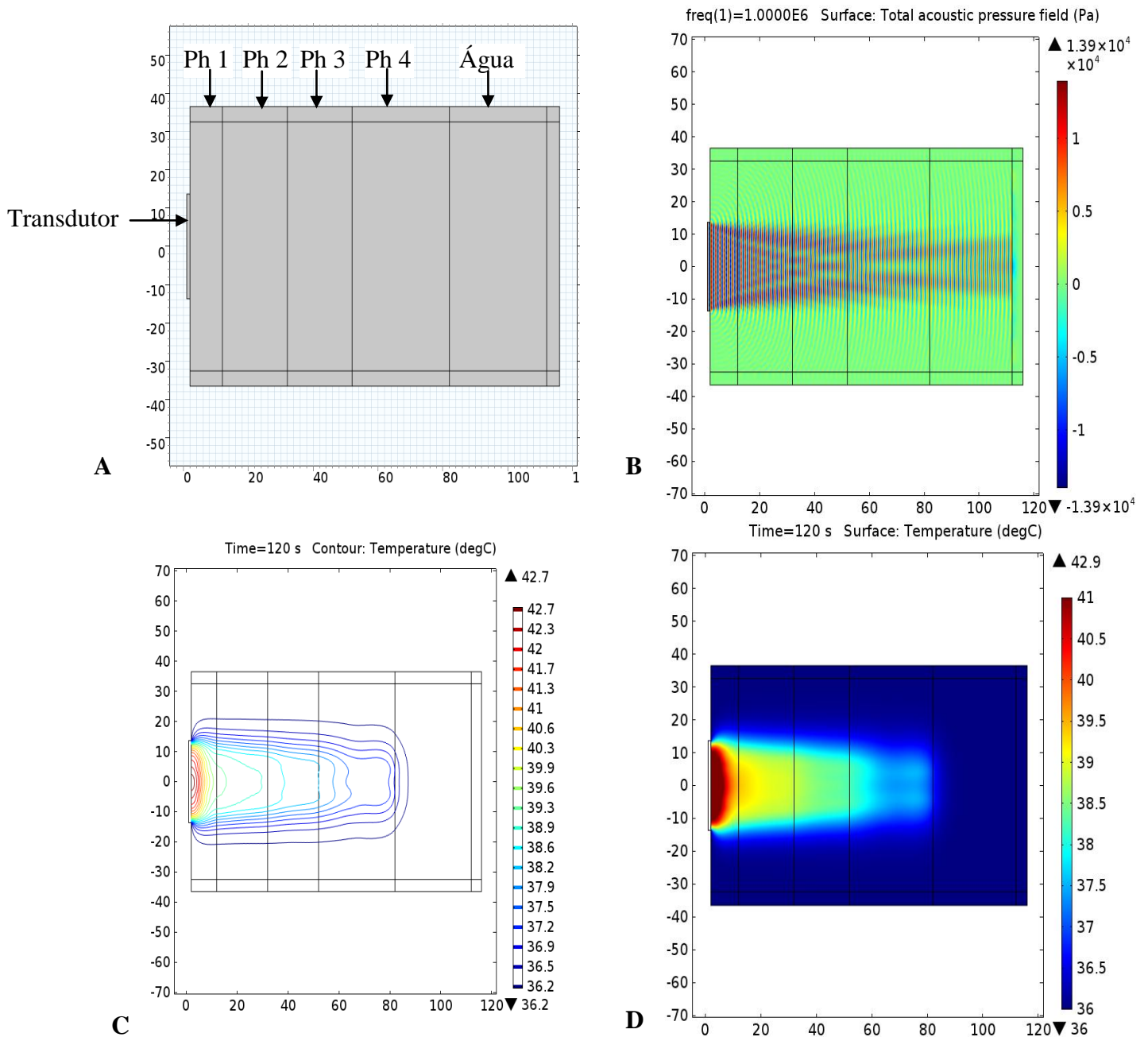


Figura VII.9 : Simulação feita com transdutor I com protocolo de irradiação de $I = 1,24W.cm^{-2}$ e 120s (4 camadas de *phantoms* a 10mm (Ph1), 20mm (Ph2), 20mm (Ph3) e 30mm (Ph4), e água:). A: Modelo da simulação com transdutor; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação; C: Contorno da distribuição de temperatura no campo; D: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica.

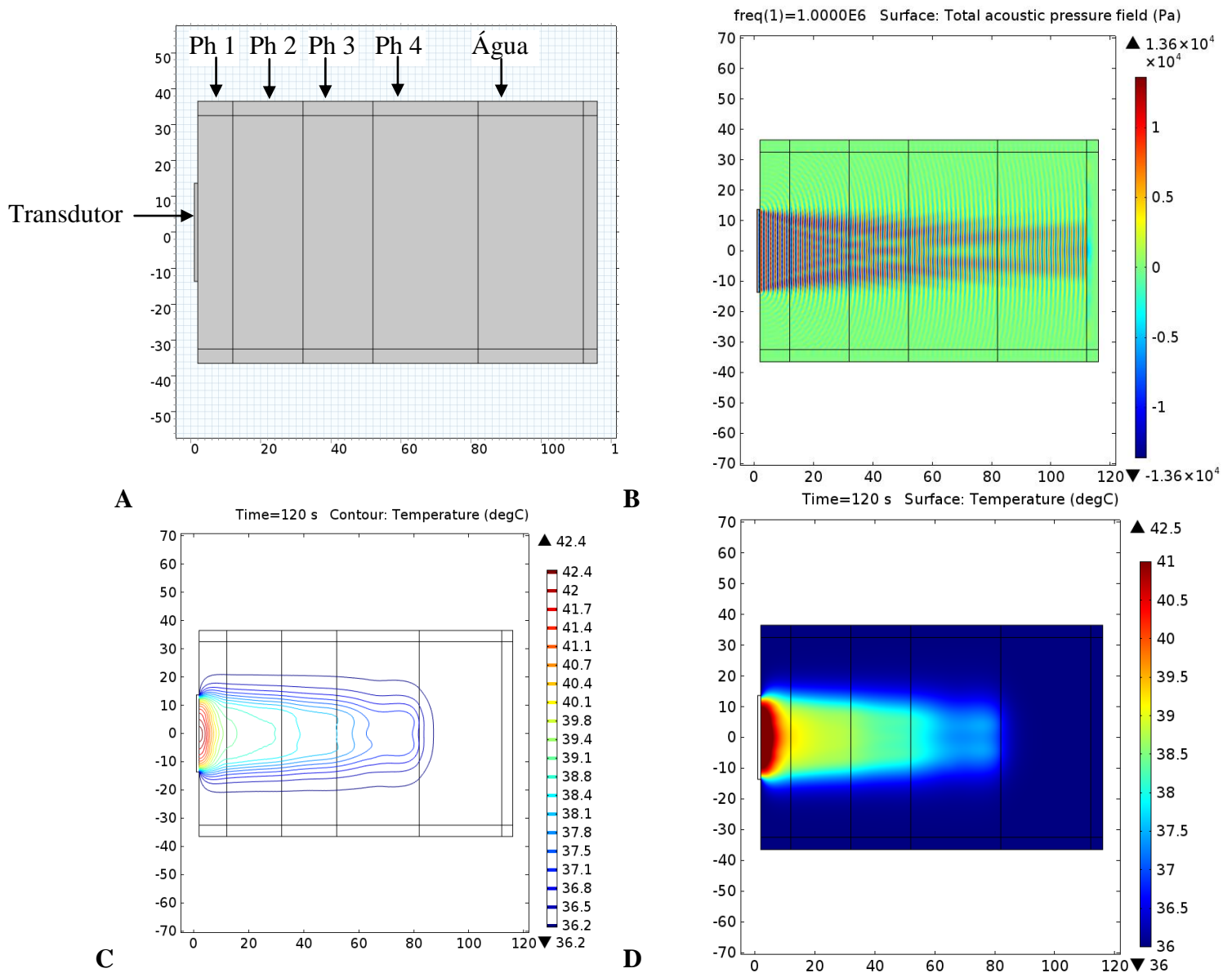


Figura VII.10: Simulação feita com transdutor II com protocolo de irradiação de $I = 1,18\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e 120s (4 camadas de *phantoms* a 10mm (Ph1), 20mm (Ph2), 20mm (Ph3) e 30mm (Ph4), e água:). A: Modelo da simulação; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação; C: Contorno da distribuição de temperatura no campo; D: Campo térmico gerado por modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica.

A seguir é apresentada uma tabela VII.7 com os valores de temperatura nos termopares 1 a 12, no instante de 120s de irradiação nas intensidades $1,18\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, obtidos na simulação em Comsol®.

Tabela VII.7: Tabela com os valores de temperatura (T) em graus Celsius na posição dos 12 termopares do calorímetro após 120s de irradiação nas intensidades de 1,18 e 1,24W.cm⁻², obtidos na simulação em Comsol®.

	T [°C] com I = 1,18W.cm⁻²	T [°C] com I= 1,24 W.cm⁻²
Termopar 1 (10mm)	38,65	38,78
Termopar 2 (Central a 10mm)	39,29	39,45
Termopar 3 (10mm)	38,63	38,76
Termopar 4 (30mm)	38,09	38,20
Termopar 5 (Central a 30mm)	38,70	38,84
Termopar 6 (30mm)	38,09	38,19
Termopar 7 (50mm)	37,51	37,58
Termopar 8 (Central a 50mm)	38,13	38,23
Termopar 9 (50mm)	37,51	37,59
Termopar 10 (80mm)	36,49	36,51
Termopar 11 (Central a 80mm)	36,76	36,80
Termopar 12 (80mm)	36,48	36,50

VII.2.2) Resultados da avaliação na contribuição para o aquecimento quando se introduz uma camada de osso compacto sintético de 1mm de espessura na interface com um *phantom* TMB

VII.2.2.1) Análise do aquecimento no *phantom* TMB com osso cortical

Foram obtidas 20 curvas de aquecimento no *phantom* TMB com a camada de osso cortical (Exemplo na Figura VII.11). O protocolo adotado foi: transdutor I de 1MHz, modo de operação contínuo, intensidade efetiva de 1,24W.cm⁻², tempo de irradiação 120s, transdutor estático (sem movimentação).

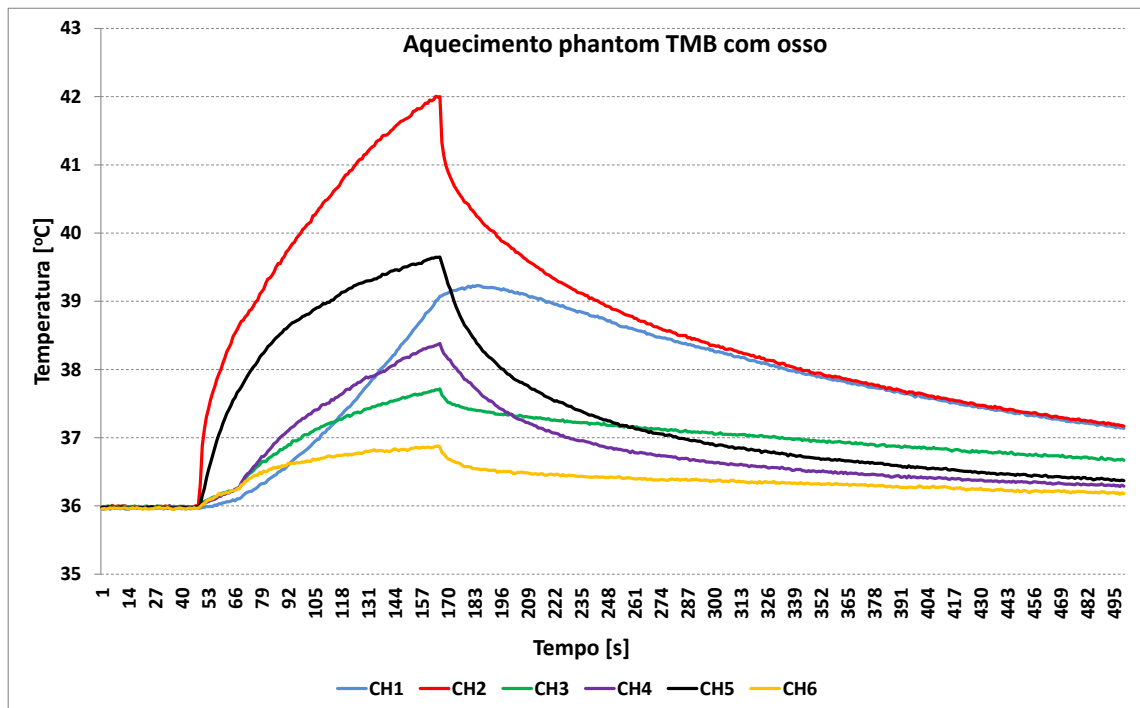


Figura VII.11: Exemplo da medição de temperatura ao longo do tempo nos 6 termopares correspondentes às profundidades 10mm (CH1, CH2 e CH3) e 30mm (CH4, CH5, CH6) no calorímetro. Os termopares centrais são aqueles posicionados nos canais CH2 e CH5.

A seguir, são apresentadas duas tabelas: a primeira com dados da temperatura máxima absoluta (Temp Máx) (Tabela VII.8) e a segunda com dados da variação de temperatura (Var Temp) (Tabela VII.9) de 6 canais (correspondentes aos 6 termopares), nas 20 medições, utilizando no calorímetro *phantom* TMB e osso compacto. Valores de média e desvio-padrão são mostrados ao final de cada tabela.

Tabela VII.8: Dados de temperatura máxima absoluta [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com *phantom* TMB com osso compacto.

Temp Máx	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6
Medição 1	38,49	42,28	38,59	36,94	40,07	37,25
Medição 2	38,84	42,43	37,55	37,12	40,40	36,56
Medição 3	39,59	42,16	38,44	37,75	39,79	36,96
Medição 4	39,70	42,29	38,62	37,71	39,84	37,03
Medição 5	40,24	43,23	38,04	37,99	39,99	36,67
Medição 6	39,10	41,63	37,69	37,53	39,44	36,76
Medição 7	39,08	40,39	36,82	38,44	39,24	36,52
Medição 8	39,29	42,68	38,59	37,44	40,52	37,00
Medição 9	38,96	43,10	38,49	37,40	40,70	37,05
Medição 10	39,43	42,21	37,82	38,38	39,65	36,88
Medição 11	38,80	42,01	37,96	37,71	39,47	36,81
Medição 12	39,14	41,88	37,75	38,41	39,51	36,85
Medição 13	39,32	41,86	37,56	37,59	39,25	36,56
Medição 14	39,00	42,39	37,88	38,84	39,65	36,60
Medição 15	37,02	44,17	37,36	36,17	37,70	37,94
Medição 16	37,18	43,20	37,50	36,45	37,85	38,46
Medição 17	37,68	42,98	38,22	36,63	37,78	38,12
Medição 18	37,59	42,89	38,09	36,58	37,72	38,06
Medição 19	36,93	40,09	37,84	36,66	37,76	37,71
Medição 20	37,87	43,53	38,02	36,65	38,29	38,51
Média	38,66	42,37	37,94	37,42	39,23	37,21
DP	0,96	0,96	0,47	0,76	1,01	0,66

Tabela VII.9: Dados de variação de temperatura (Var Temp) [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com *phantom* TMB com osso compacto.

Var Temp	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6
Medição 1	2,31	6,11	2,57	0,95	4,09	1,29
Medição 2	2,54	6,14	1,43	1,15	4,42	0,61
Medição 3	3,22	5,81	2,29	1,74	3,79	0,98
Medição 4	3,20	5,79	2,34	1,64	3,76	0,99
Medição 5	4,04	7,04	2,01	2,01	4,03	0,73
Medição 6	2,79	5,32	1,57	1,55	3,46	0,79
Medição 7	2,73	4,03	0,64	2,44	3,24	0,55
Medição 8	3,06	6,44	2,53	1,47	4,55	1,05
Medição 9	2,66	6,79	2,36	1,41	4,71	1,08
Medição 10	3,28	6,03	1,74	2,42	3,69	0,93
Medição 11	2,65	5,82	1,88	1,75	3,51	0,86
Medição 12	3,09	5,80	1,77	2,48	3,58	0,92
Medição 13	3,30	5,82	1,60	1,70	3,36	0,68
Medição 14	2,81	6,16	1,77	2,90	3,71	0,73
Medição 15	1,07	8,28	1,55	0,35	1,92	2,23
Medição 16	1,22	7,25	1,65	0,64	2,07	2,71
Medição 17	1,55	6,84	2,16	0,73	1,86	2,23
Medição 18	1,47	6,74	2,02	0,68	1,82	2,20
Medição 19	0,79	3,90	1,80	0,75	1,84	1,84
Medição 20	1,56	7,19	1,80	0,65	2,28	2,56
Média	2,47	6,17	1,87	1,47	3,28	1,30
DP	0,89	1,02	0,44	0,73	0,97	0,71

VII.2.2.2) Análise do aquecimento no *phantom* TMB sem osso cortical

Foram obtidas 20 curvas de aquecimento no *phantom* TMB sem a camada de osso cortical (Exemplo na Figura VII.12). O protocolo adotado foi o mesmo usado na montagem com o osso: transdutor I de 1MHz, modo de operação contínuo, intensidade efetiva de $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, tempo de irradiação 120s, transdutor estático, sem movimentação.

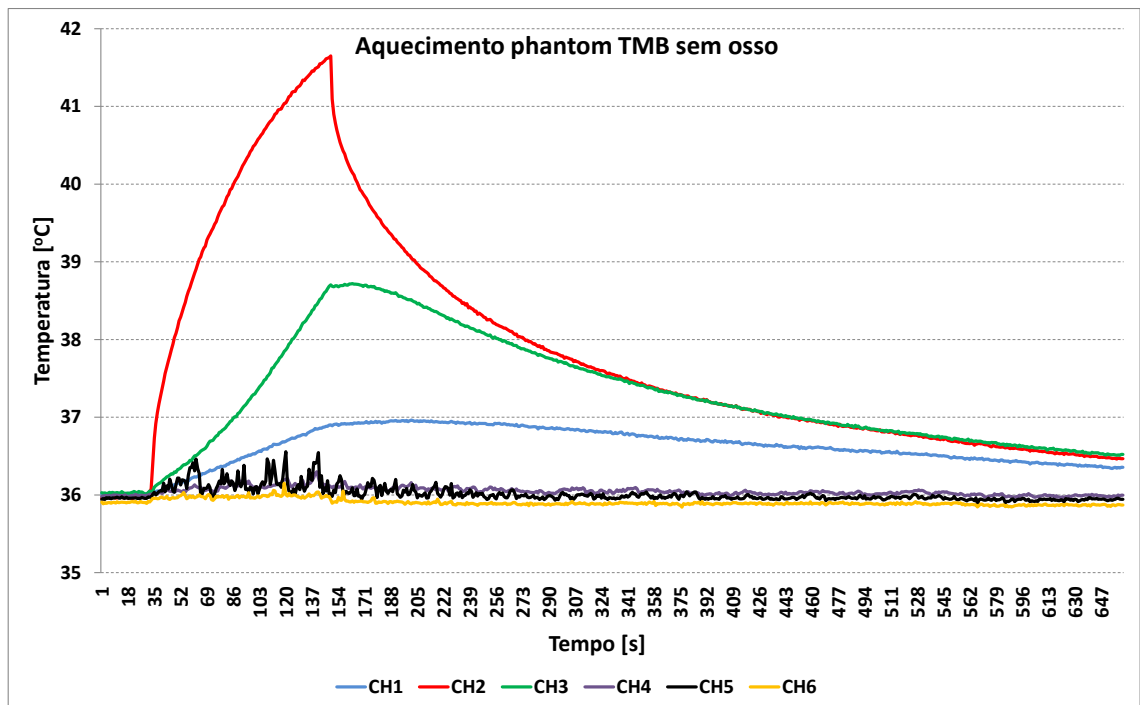


Figura VII.12: Exemplo da medição de temperatura ao longo do tempo nos 6 termopares correspondentes às profundidades 10mm (CH1, CH2 e CH3) e 30mm (CH4, CH5, CH6) no calorímetro. Os termopares centrais são aqueles posicionados nos canais CH2 e CH5.

Com relação aos resultados sem osso cortical, duas tabelas são apresentadas a seguir: a primeira com dados da temperatura máxima absoluta (Temp Máx) (Tabela VII.10) e a segunda com dados da variação de temperatura (Var Temp) (Tabela VII.11) de 6 canais (correspondentes aos 6 termopares), nas 20 medições, utilizando no calorímetro somente *phantom* TMB. Valores de média e desvio-padrão (DP) são mostrados ao final de cada tabela.

Tabela VII.10: Dados de temperatura máxima absoluta [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com *phantom* TMB sem osso compacto.

Temp Máx	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6
Medição 1	37,26	42,54	38,69	36,53	37,01	36,70
Medição 2	37,50	42,77	38,24	36,18	36,61	36,41
Medição 3	37,33	42,73	38,12	36,17	36,84	36,64
Medição 4	37,25	42,42	38,82	36,43	36,93	36,59
Medição 5	37,33	42,45	38,69	36,60	36,91	36,58
Medição 6	37,40	42,59	38,82	36,55	37,13	36,64
Medição 7	37,32	42,34	39,27	36,44	37,09	36,60
Medição 8	37,16	41,85	38,72	36,30	36,56	36,15
Medição 9	37,25	41,40	39,00	36,47	36,64	36,27
Medição 10	37,03	41,10	38,88	36,23	36,42	36,04
Medição 11	37,23	41,78	38,88	36,22	36,50	36,11
Medição 12	37,23	41,82	39,05	36,26	36,69	36,07
Medição 13	37,16	41,94	38,77	36,36	36,59	36,14
Medição 14	37,17	41,97	38,91	36,20	36,48	36,03
Medição 15	37,16	41,85	38,72	36,30	36,56	36,15
Medição 16	39,07	41,50	36,67	36,02	36,60	36,17
Medição 17	39,07	41,50	36,67	36,02	36,60	36,17
Medição 18	39,20	41,76	36,77	36,34	36,76	36,01
Medição 19	37,17	41,97	38,91	36,20	36,48	36,03
Medição 20	37,16	41,85	38,72	36,30	36,56	36,15
Média	37,52	42,01	38,47	36,31	36,70	36,28
DP	0,69	0,47	0,80	0,16	0,21	0,25

Tabela VII.11: Dados de variação de temperatura (Var Temp) [°C] nos 6 canais (CH) no calorímetro com *phantom* TMB sem osso compacto.

Var Temp	CH 1	CH 2	CH 3	CH 4	CH 5	CH 6
Medição 1	1,16	6,40	2,68	0,52	1,06	0,87
Medição 2	1,28	6,58	2,18	0,24	0,74	0,52
Medição 3	1,20	6,65	2,15	0,24	0,96	0,78
Medição 4	0,96	6,04	2,66	0,47	1,05	0,70
Medição 5	1,08	6,24	2,63	0,63	1,01	0,68
Medição 6	1,04	6,23	2,62	0,56	1,22	0,70
Medição 7	1,05	6,11	3,18	0,49	1,17	0,70
Medição 8	0,96	5,70	2,72	0,34	0,67	0,31
Medição 9	0,87	5,07	2,82	0,50	0,73	0,40
Medição 10	0,90	5,00	2,91	0,38	0,58	0,27
Medição 11	0,98	5,58	2,83	0,27	0,59	0,28
Medição 12	0,90	5,51	2,91	0,33	0,82	0,24
Medição 13	0,90	5,72	2,70	0,40	0,68	0,31
Medição 14	0,93	5,76	2,85	0,24	0,56	0,18
Medição 15	0,96	5,70	2,72	0,34	0,67	0,31
Medição 16	3,08	5,50	0,77	0,16	0,75	0,34
Medição 17	3,08	5,50	0,77	0,16	0,75	0,34
Medição 18	3,10	5,68	0,80	0,44	0,86	0,15
Medição 19	0,93	5,76	2,85	0,24	0,56	0,18
Medição 20	0,96	5,70	2,72	0,34	0,67	0,31
Média	1,32	5,82	2,42	0,36	0,80	0,43
DP	0,75	0,43	0,73	0,13	0,20	0,22

VII.2.2.3) Estatística da comparação entre o aquecimento com e sem osso cortical

A análise estatística foi realizada para comparar se havia diferença no aquecimento nos canais sem osso e com osso, conforme a Tabela VII.12.

Tabela VII.12: Análise estatística da comparação do aquecimento dos 6 canais (CH) do calorímetro com *phantom* TMB com e sem osso compacto. Foram realizados testes estatísticos para comparação de valores da temperatura máxima absoluta. Os itens em destaque representam os canais que apresentaram diferença estatística.

Análise estatística	Teste	Resultado do teste
CH 1	Mann-Whitney Test	[P = 0.001]
CH 2	Teste t	[P = 0,14]
CH 3	Mann-Whitney Test	[P = <0.001]
CH 4	Mann-Whitney Test	[P = <0.001]
CH 5	Mann-Whitney Test	[P = <0.001]
CH 6	Mann-Whitney Test	[P = <0.001]

VII.2.2.4) Simulação do experimento com e sem osso no Comsol®

A seguir são apresentadas as figuras (VII.13 e VII.14) das simulações 1 e 2 no Comsol®. A simulação 1 foi feita sem osso e a simulação 2 com osso, com *phantoms* de 10mm e 20mm.

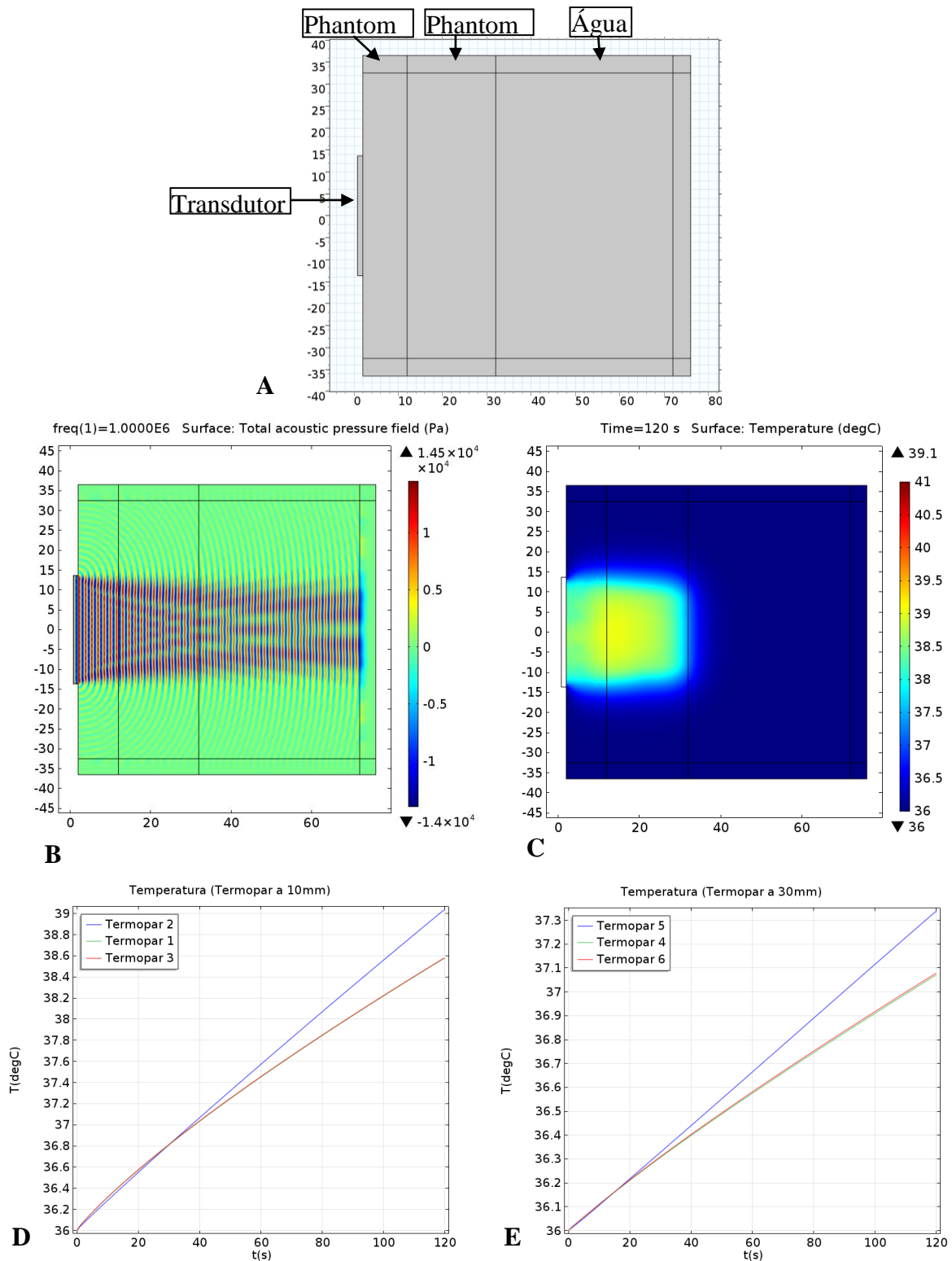


Figura VII.13: A: Modelo da simulação com transdutor à esquerda, *phantom* 1 de 10mm e *phantom* 2 de 20mm, e água; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação no modelo; C: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica no modelo sem osso; Temperaturas nos termopares 1,2 e 3 (D) e 4,5,e 6 (E).

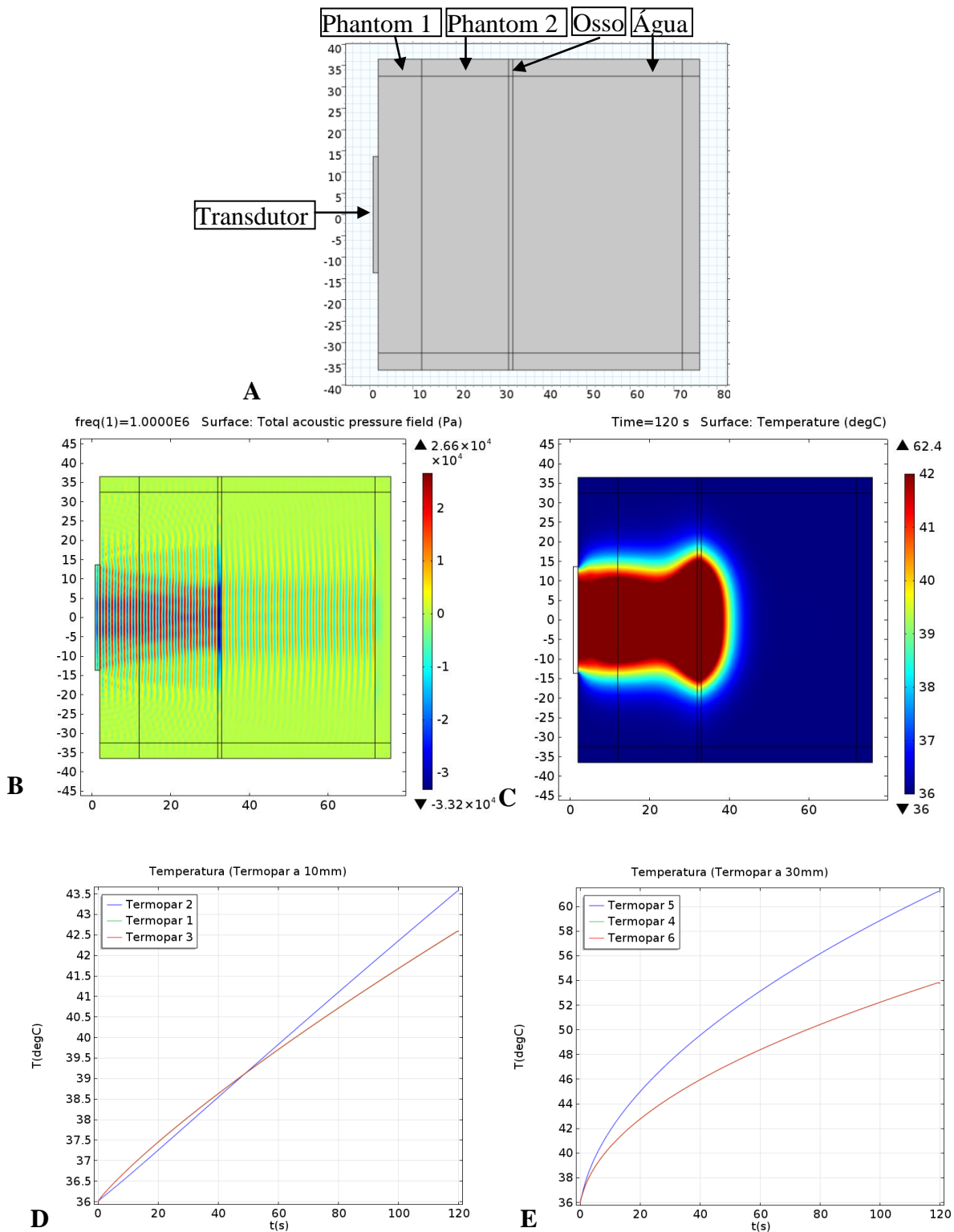


Figura VII.14: A: Modelo da simulação com transdutor à esquerda, *phantom* 1 de 10mm, *phantom* 2 de 20mm, osso de 1mm e água; B: Distribuição da pressão acústica gerada pelo feixe ultrassônico ao final de 120s de irradiação no modelo; C: Campo térmico gerado pelo modelo ao final de 120s de irradiação ultrassônica no modelo sem osso; Temperaturas nos termopares 1,2 e 3 (D) e 4,5,e 6 (E).

A seguir é apresentada a tabela VII.13 com os valores de temperatura ao final da irradiação nas simulações sem osso e com osso.

Tabela VII.13: Temperatura máxima nos termopares 1 ao 6, nas simulações sem osso e com osso.

Termopar no t=120s	Sem osso Temperatura °C	Com osso Temperatura °C
Termopar 1 (10mm)	38,58	42,59
Termopar 2 (Central a 10mm)	39,03	43,58
Termopar 3 (10mm)	38,58	42,60
Termopar 4 (30mm)	37,07	53,75
Termopar 5 (Central a 30mm)	37,34	61,15
Termopar 6 (30mm)	37,08	53,74

VII.2.3) Resultados do estudo da influência de protocolos, utilizando um mesmo transdutor ultrassônico com dosagens iguais (mesma energia fornecida), mas combinações de intensidade X tempo diferentes

A seguir são apresentadas dois exemplos (Figuras VII.15 e VII.16) da evolução da temperatura ao longo do tempo por dois protocolos de irradiação: (1) intensidade $1,82\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de 10 minutos, e (2) intensidade $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de 15 minutos. A velocidade média de aplicação nos dois protocolos foi de no primeiro 8,04 cm/s e 8,15 cm/s no segundo protocolo. Foram realizadas 20 repetições de cada protocolo.

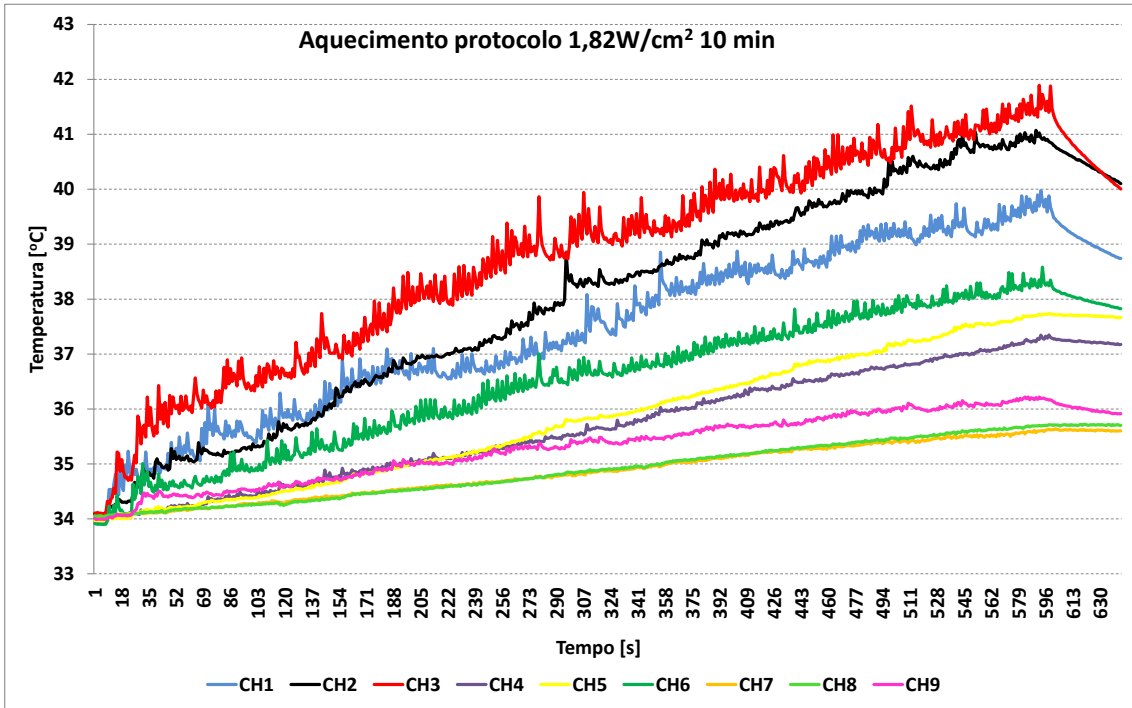


Figura VII.15: Aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares no protocolo intensidade $1,82\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de 10 minutos.

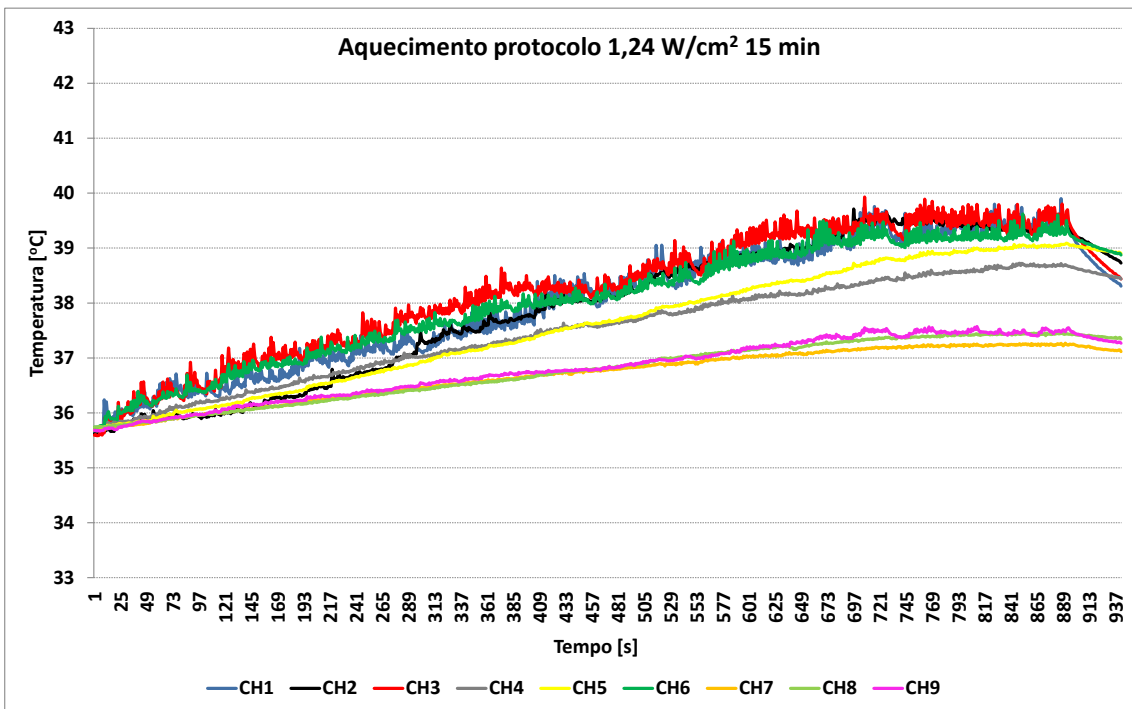


Figura VII.16: Aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares no protocolo intensidade $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de 15 minutos.

A seguir, são apresentadas as Tabelas VII.14 e VII.15 com dados de temperatura (variação da temperatura) em cada termopar, além de valores de média e desvio-padrão (DP) ao final de cada tabela.

Tabela VII.14: Variação de temperatura (Var Temp), média e desvio-padrão (DP) nos 9 canais com o protocolo de intensidade efetiva de $1,82\text{W.cm}^{-2}$ tempo de irradiação de 10 minutos, no total de 20 medições.

Medições	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	CH9
1	4,62	3,70	4,02	4,44	3,11	3,78	2,69	2,69	2,69
2	5,19	3,39	3,08	4,67	3,34	3,00	2,47	2,20	1,49
3	3,49	3,53	3,77	2,35	2,70	2,93	1,21	1,64	1,42
4	2,14	2,94	3,12	3,44	3,43	3,97	1,74	2,10	2,08
5	2,60	2,58	2,92	3,66	3,47	3,65	2,05	2,10	2,02
6	2,44	2,58	2,86	3,54	3,37	3,87	1,82	2,11	2,09
7	3,24	2,95	2,98	2,06	1,42	1,14	0,91	0,72	0,53
8	3,14	2,78	2,97	2,38	2,56	2,91	0,78	1,42	1,36
9	2,54	2,23	3,21	3,90	3,76	4,08	1,82	2,46	2,69
10	3,08	1,87	2,30	3,67	2,74	2,93	1,78	1,83	2,05
11	3,34	3,32	3,78	3,90	4,16	4,51	2,33	2,71	2,75
12	2,58	2,38	2,86	3,65	3,81	4,25	2,13	2,41	2,39
13	3,14	3,07	4,08	3,97	4,33	4,94	2,36	2,69	2,83
14	4,44	4,16	4,81	3,95	3,97	4,59	1,88	1,84	1,84
15	4,17	4,80	5,43	3,60	3,94	4,75	1,90	2,15	2,59
16	5,27	6,12	7,25	3,69	4,25	5,32	1,93	2,15	2,30
17	6,08	7,15	7,92	3,41	3,78	4,68	1,67	1,76	2,30
18	6,36	5,66	6,56	4,58	4,81	4,42	2,72	2,94	2,55
19	5,77	5,48	6,69	4,05	4,56	4,55	2,04	2,60	2,21
20	6,13	5,53	5,90	2,31	2,33	2,68	0,83	1,05	0,95
Média	3,99	3,81	4,33	3,56	3,49	3,85	1,85	2,08	2,06
DP	1,39	1,48	1,70	0,75	0,83	1,00	0,56	0,57	0,63

Tabela VII.15: Variação de temperatura (Var Temp), média e desvio-padrão (DP) nos 9 canais com o protocolo de intensidade efetiva de $1,24\text{W.cm}^{-2}$, tempo de irradiação de 15 minutos, no total de 20 medições.

Medições	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	CH9
1	2,57	2,46	2,04	4,05	3,28	2,87	2,15	2,14	1,45
2	2,52	2,37	1,84	4,37	3,68	3,12	2,23	2,40	1,81
3	1,25	1,26	1,47	2,71	2,94	3,42	1,47	1,79	1,58
4	1,14	1,07	1,43	2,14	2,60	2,88	0,98	1,54	1,48
5	1,20	1,36	1,41	2,56	2,54	3,03	1,45	1,50	1,56
6	1,11	1,20	1,73	3,20	3,18	3,48	1,72	2,03	1,95
7	1,37	0,87	0,97	3,17	3,02	2,77	2,13	2,01	1,78
8	1,27	1,01	1,38	2,91	3,00	3,09	1,07	1,88	1,92
9	0,89	0,94	1,02	2,89	2,89	2,97	1,24	2,00	1,97
10	0,62	0,97	1,10	2,37	2,42	2,62	1,07	1,70	1,84
11	4,43	4,10	4,16	2,82	2,99	3,24	1,86	2,16	2,06
12	1,69	1,50	2,05	3,48	4,12	4,29	2,11	2,57	2,38
13	1,86	2,21	2,55	3,38	3,73	3,90	1,83	1,83	1,65
14	2,51	2,79	2,81	2,29	2,90	3,16	1,14	1,45	1,58
15	3,84	3,80	4,58	2,60	3,03	3,53	1,15	1,39	1,55
16	4,30	4,11	4,34	3,05	3,42	3,93	1,65	1,76	1,94
17	3,35	3,93	4,11	4,31	5,07	4,13	2,49	2,78	2,39
18	4,69	4,22	5,98	3,54	4,05	3,95	2,01	2,44	2,00
19	4,59	5,31	6,36	2,95	3,51	3,46	1,50	1,69	1,66
20	3,29	3,50	4,35	2,89	3,50	3,36	1,39	1,88	1,66
Media	2,42	2,45	2,78	3,08	3,29	3,36	1,63	1,95	1,81
DP	1,38	1,42	1,69	0,63	0,63	0,47	0,45	0,38	0,27

VII.2.3.1) Análise Estatística de comparação dos protocolos

Foi comparada a variação de temperatura no *phantom* gerada pelos dois protocolos de irradiação adotados: intensidade nominal e tempo $1,0\text{W.cm}^{-2}$ 10 minutos e $0,7\text{W.cm}^{-2}$ e 15 minutos.

O teste realizado foi o Wilcoxon Signed Rank Test, que comparou a média da variação de temperatura em cada canal. Desse modo, realizou-se uma comparação pareada, isto é, a média da variação do canal 1 a $1,82\text{W.cm}^{-2}$ e 10 minutos com a média

da variação do canal 1 a $1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e 15 minutos, e assim por diante para os outros canais. Dessa forma, é importante a ordem dos valores. O resultado do teste foi $[W = 45,00; P = 0,004]$. Sendo assim, há diferença estatisticamente significativa de aquecimento entre os dois protocolos.

VII.2.4) Resultados da comparação do padrão de aquecimento pela aplicação com movimentação do transdutor por 4 fisioterapeutas com experiência na prática clínica

VII.2.4.1) Cálculo da velocidade de aplicação

Nesta etapa participaram 4 fisioterapeutas com experiência na prática clínica de uso do equipamento de ultrassom. O protocolo de irradiação ultrassônica aplicado foi: 1MHz, modo contínuo, intensidade efetiva $1,82\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, 10 minutos. Cada fisioterapeuta realizou 10 repetições. A velocidade de movimentação do transdutor foi obtida por:

$$\text{Velocidade média} = (\text{Perímetro do calorímetro} \cdot \text{número de voltas}) [\text{cm}] / \text{tempo}[\text{s}]$$

Equação 6

Sabendo que o perímetro foi de 20,42cm, a velocidade média dos 4 fisioterapeutas foi, então, calculada, como mostra a Tabela VII.16.

Tabela VII.16: Velocidade média [cm/s] e desvio-padrão (DP) da movimentação do transdutor pelos 4 fisioterapeutas.

Fisioterapeuta	Velocidade média [cm/s]	DP
I	2,43	0,15
II	7,45	0,23
III	7,97	0,64
IV	7,96	1,18

VII.2.4.2) Gráficos e dados de temperatura gerados pela aplicação pelos fisioterapeutas

A seguir são apresentados resultados do aquecimento por cada fisioterapeuta deste estudo (Fisioterapeuta I, II, III e IV). Exemplo do aquecimento gerado por cada fisioterapeuta é mostrado nas Figuras VII. 17, VII.18, VII.19 e VII. 20. As Tabelas VII. 17, VII.18, VII.19 e VII.20 correspondem à variação de temperatura, média e desvio-padrão obtidos pela aplicação do protocolo por cada Fisioterapeuta.

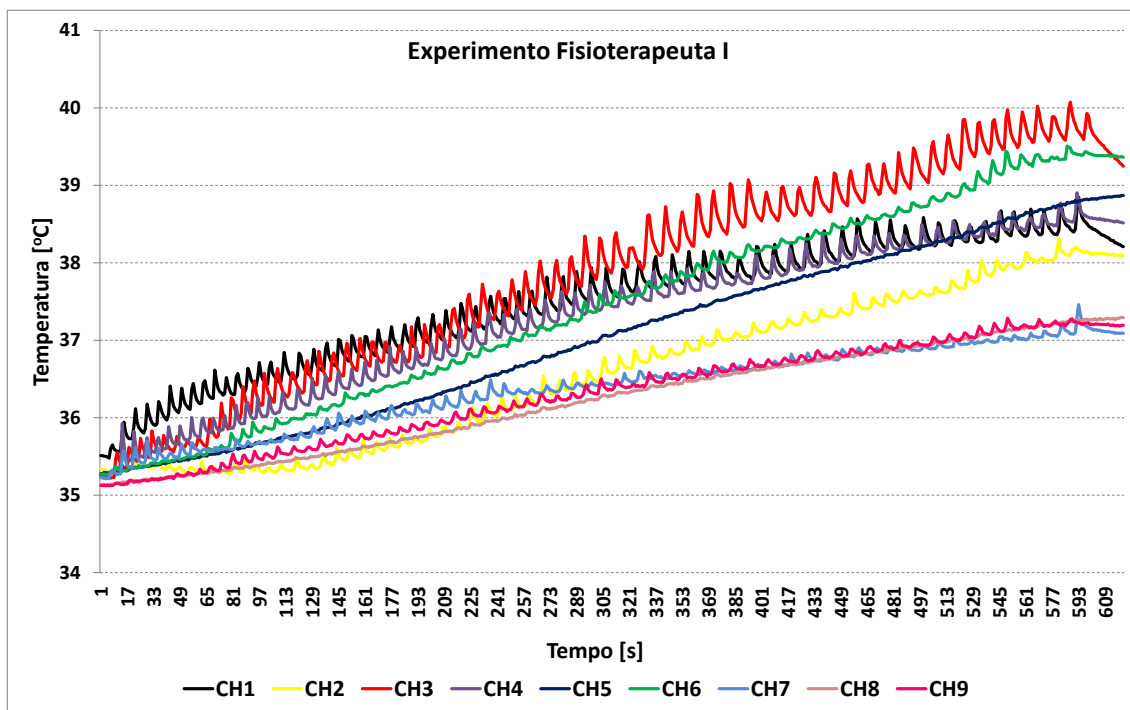


Figura VII.17: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta I.

Tabela VII.17: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta I.

Fisio I	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	CH9	CH10	CH11	CH12
1	3,37	3,03	4,86	3,66	3,61	4,25	2,26	2,19	2,19	0,47	0,50	0,15
2	4,11	4,80	4,85	3,85	4,37	3,03	1,05	1,09	0,58	0,41	0,44	0,23
3	3,10	3,53	4,79	3,03	3,13	3,82	2,06	2,10	2,25	0,49	0,32	0,32
4	3,78	4,92	5,42	2,61	2,77	3,04	1,25	1,43	1,60	0,36	0,56	0,42
5	2,94	3,66	4,48	2,15	2,49	2,65	1,13	1,33	1,30	0,54	0,37	0,38
6	5,03	4,88	5,23	6,20	6,43	6,40	4,64	5,11	4,65	0,45	0,85	0,72
7	4,39	4,69	6,04	4,72	5,08	5,91	3,48	3,80	4,17	0,88	0,61	0,67
8	5,89	4,37	5,71	5,60	5,25	5,52	3,38	3,34	3,44	0,77	1,18	1,21
9	7,51	5,41	5,49	4,62	4,30	4,59	2,46	2,43	2,32	0,53	1,03	0,62
10	6,68	6,70	8,00	5,08	5,21	5,59	2,55	3,08	3,09	0,55	1,20	1,01
Media	4,68	4,60	5,49	4,15	4,26	4,48	2,43	2,59	2,56	0,55	0,71	0,57
DP	1,56	1,05	1,00	1,32	1,26	1,34	1,16	1,26	1,28	0,16	0,33	0,34

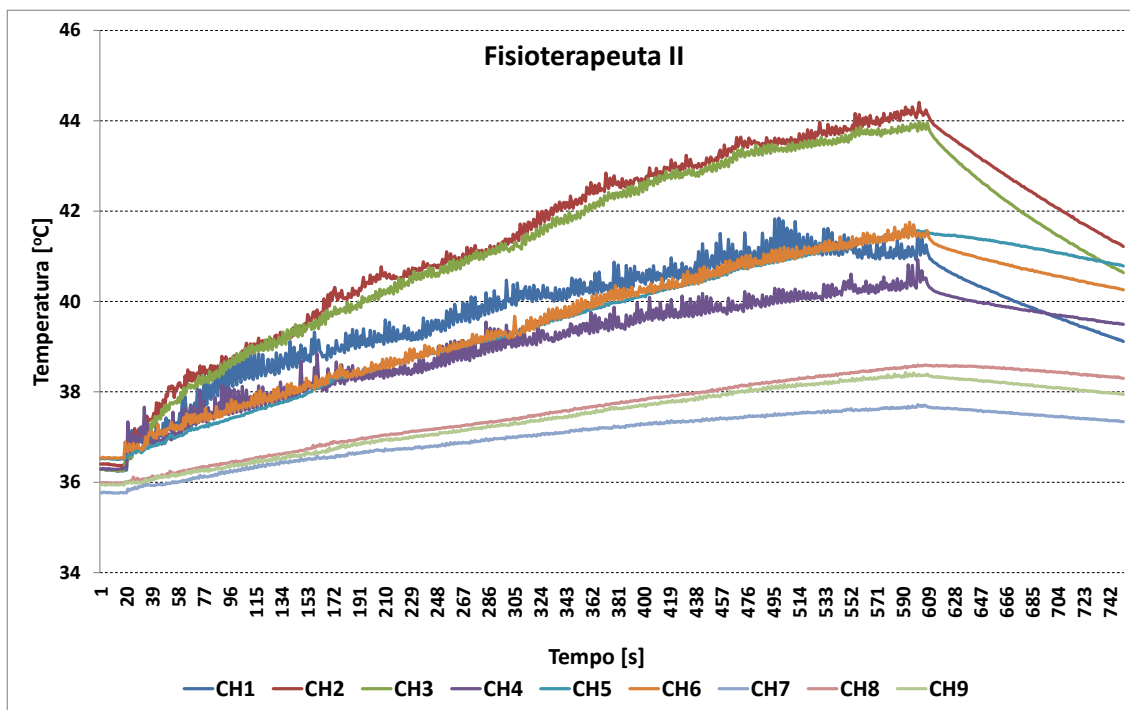


Figura VII.18: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta II.

Tabela VII.18: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta II.

Fisio II	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	CH9	CH10	CH11	CH12
1	6,61	6,74	6,24	6,24	4,71	4,22	2,43	2,85	2,39	0,77	1,09	1,10
2	5,67	5,88	5,77	5,17	4,21	3,99	2,40	2,55	2,26	0,84	1,15	1,09
3	6,00	7,91	7,28	5,67	5,07	4,64	2,28	2,94	2,46	1,12	1,56	1,29
4	6,94	8,99	7,94	5,85	5,50	5,57	2,68	3,07	2,94	0,85	1,42	0,92
5	5,92	8,38	8,31	4,96	5,63	5,54	2,29	2,99	2,75	0,79	1,39	1,08
6	5,60	8,04	7,74	4,64	5,07	5,23	1,97	2,63	2,50	0,62	1,11	0,89
7	5,20	6,77	7,27	4,55	4,02	4,10	1,88	2,02	2,16	0,95	0,83	0,62
8	6,70	6,59	5,52	4,77	3,76	2,76	2,06	1,93	1,18	1,06	0,95	0,78
9	4,78	6,99	5,87	4,74	5,94	6,36	2,09	2,94	2,01	0,48	0,31	0,85
10	4,47	6,10	5,22	4,80	5,62	5,93	2,72	3,29	3,07	0,56	0,57	0,71
Media	5,79	7,24	6,72	5,14	4,95	4,83	2,28	2,72	2,37	0,80	1,04	0,93
DP	0,82	1,03	1,12	0,58	0,75	1,09	0,29	0,45	0,53	0,21	0,39	0,21

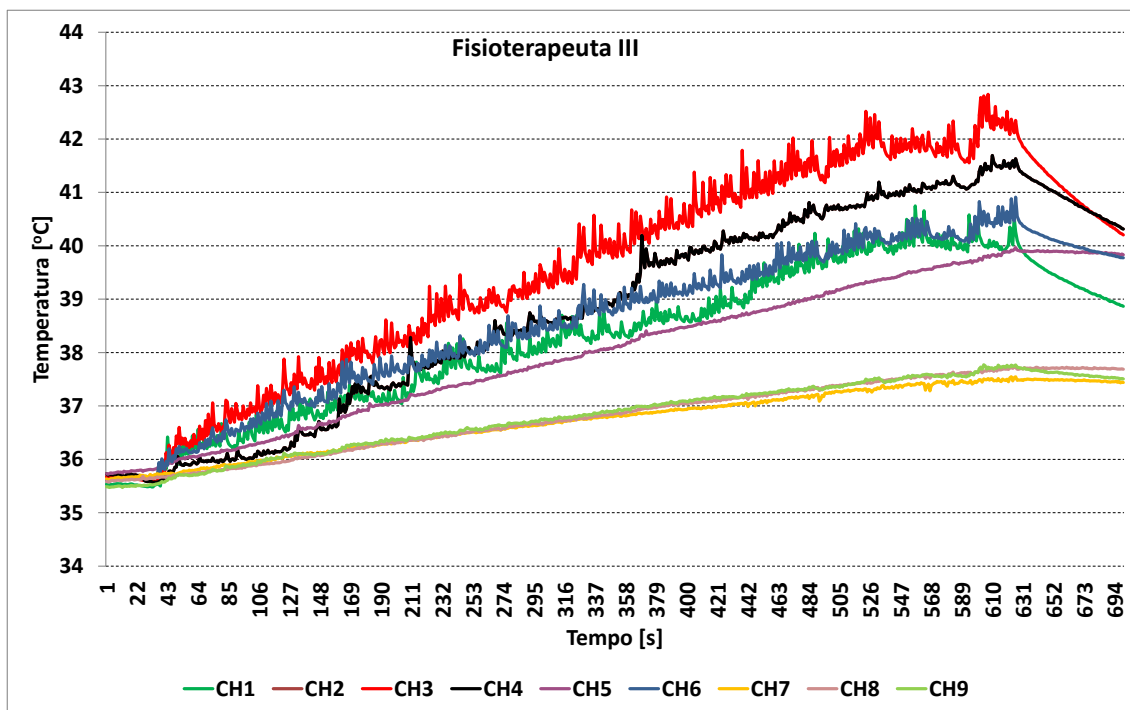


Figura VII.19: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta III.

Tabela VII.19: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta III.

Fisio III	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	CH9	CH10	CH11	CH12
1	3,34	3,32	3,78	3,90	4,16	4,51	2,33	2,71	2,75	1,43	0,53	0,46
2	2,58	2,38	2,86	3,65	3,81	4,25	2,13	2,41	2,39	1,25	0,85	0,47
3	3,14	3,07	4,08	3,97	4,33	4,94	2,36	2,69	2,83	1,33	0,93	0,45
4	4,44	4,16	4,81	3,95	3,97	4,59	1,88	1,84	1,84	1,52	0,67	0,43
5	4,17	4,80	5,43	3,60	3,94	4,75	1,90	2,15	2,59	0,82	0,82	0,32
6	5,27	6,12	7,25	3,69	4,25	5,32	1,93	2,15	2,30	0,64	0,51	0,54
7	6,08	7,15	7,92	3,41	3,78	4,68	1,67	1,76	2,30	0,97	0,40	0,67
8	6,36	5,66	6,56	4,58	4,81	4,42	2,72	2,94	2,55	0,50	0,60	0,34
9	5,77	5,48	6,69	4,05	4,56	4,55	2,04	2,60	2,21	0,45	0,53	0,97
10	6,13	5,53	5,90	2,31	2,33	2,68	0,83	1,05	0,95	0,20	0,56	0,43
Media	4,73	4,77	5,53	3,71	3,99	4,47	1,98	2,23	2,27	0,91	0,64	0,51
DP	1,38	1,51	1,63	0,59	0,67	0,69	0,50	0,57	0,54	0,46	0,17	0,19

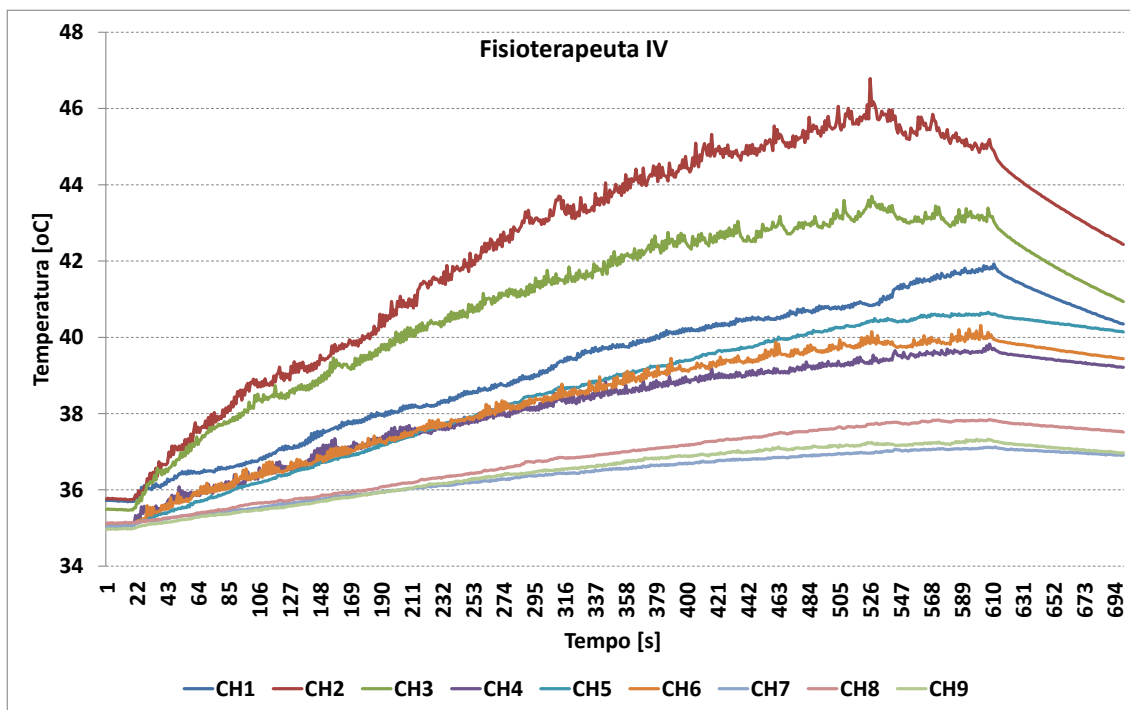


Figura VII.20: Exemplo do aquecimento ao longo do tempo nos 9 termopares, produzido pelo fisioterapeuta IV.

Tabela VII.20: Dados da variação de temperatura, média e desvio-padrão (DP) dos 12 canais (CH) do calorímetro pela irradiação ultrassônica pelo Fisioterapeuta IV.

Fisio IV	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	CH9	CH10	CH11	CH12
1	2,98	3,43	3,27	3,54	3,40	3,24	1,78	2,07	1,72	0,23	0,35	0,21
2	3,67	6,58	5,81	2,48	3,94	3,79	1,14	2,06	1,64	0,26	0,54	0,66
3	6,02	7,27	6,65	4,22	3,86	3,76	1,72	2,10	1,70	0,26	0,52	0,45
4	5,39	8,28	7,77	4,29	5,81	4,76	2,22	3,08	1,92	0,66	1,14	0,68
5	6,23	11,05	8,23	4,78	5,64	5,27	2,10	2,72	2,37	0,45	0,66	0,58
6	5,49	10,90	6,98	4,45	4,84	4,14	1,79	2,38	2,30	0,38	0,30	0,35
7	9,39	13,51	8,64	7,50	8,22	5,10	4,01	4,10	2,33	1,60	1,73	0,97
8	9,46	12,14	8,66	6,70	7,07	5,00	3,61	3,71	2,54	2,25	2,67	1,87
9	6,79	12,68	10,69	6,46	7,60	5,63	3,74	3,96	2,37	1,73	2,52	1,74
10	6,89	12,60	11,21	5,26	6,87	5,75	2,94	3,52	2,25	1,73	2,28	1,55
Média	6,23	9,84	7,79	4,97	5,72	4,64	2,51	2,97	2,11	0,96	1,27	0,91
DP	2,10	3,30	2,31	1,54	1,69	0,86	1,00	0,81	0,33	0,78	0,94	0,60

VII.2.4.3) Análise estatística para comparação do aquecimento entre fisioterapeutas

Para comparação entre a aplicação do protocolo pelos fisioterapeutas, inicialmente foi testada a hipótese que não há diferença entre os fisioterapeutas, considerando ($p < 0,05$ =tem diferença). Os resultados são mostrados na Tabela VII.21.

Em seguida foi testada a hipótese que não há diferença entre os canais para o mesmo fisioterapeuta, considerando que $p < 0,05$ =tem diferença, conforme Tabela VII.22.

Tabela VII.21: Comparação do aquecimento em cada canal no calorímetro pelos quatro fisioterapeutas. Houve diferença estatística nos canais 2,3 e 4.

Análise estatística	Teste	Resultado do teste	Pós-teste
CH 1	One Way Analysis of Variance	[p=0,070]	
CH 2	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= <0,001]	Pos teste Tukey I vs IV III vs IV I vs II II vs III
CH 3	One Way Analysis of Variance	[p=0,007]	Pos teste Tukey I vs. IV III vs. IV
CH 4	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= 0,006]	Pos teste Tukey II vs III
CH 5	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= 0,042]	
CH 6	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= 0,870]	
CH 7	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= 0,591]	
CH 8	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= 0,218]	
CH 9	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p= 0,645]	

Tabela VII.22: Comparação do aquecimento entre os canais do calorímetro por cada fisioterapeuta.

Fisio	Teste	Resultado do teste	Diferença entre canais
I	One Way Analysis of Variance	[p <0,001]	canal_3 vs. canal_7 canal_3 vs. canal_9 canal_3 vs. canal_8 canal_1 vs. canal_7 canal_1 vs. canal_9 canal_1 vs. canal_8 canal_2 vs. canal_7 canal_2 vs. canal_9 canal_2 vs. canal_8 canal_6 vs. canal_7 canal_6 vs. canal_9 canal_6 vs. canal_8 canal_5 vs. canal_7
II	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p = <0,001]	canal_2 vs canal_7 canal_2 vs canal_9 canal_2 vs canal_8 canal_3 vs canal_7 canal_3 vs canal_9 canal_3 vs canal_8 canal_1 vs canal_7 canal_1 vs canal_9 canal_1 vs canal_8 canal_4 vs canal_7 canal_5 vs canal_7
III	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p = <0,001]	canal_3 vs canal_7 canal_3 vs canal_8 canal_3 vs canal_9 canal_6 vs canal_7 canal_6 vs canal_8 canal_6 vs canal_9 canal_2 vs canal_7 canal_2 vs canal_8 canal_2 vs canal_9 canal_1 vs canal_7 canal_1 vs canal_8 canal_1 vs canal_9 canal_5 vs canal_7
IV	Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks	[p = <0,001]	canal_2 vs canal_9 canal_2 vs canal_7 canal_2 vs canal_8 canal_3 vs canal_9 canal_3 vs canal_7 canal_3 vs canal_8 canal_1 vs canal_9 canal_1 vs canal_7 canal_5 vs canal_9 canal_5 vs canal_7 canal_4 vs canal_9

A seguir, na tabela VII.23 são mostrados os tempos em que pelo menos um canal do calorímetro atinge a temperatura de 40°C, em cada nível de profundidade (10, 30 e 50mm). As lacunas que se encontram em branco representam os canais que não atingiram 40°C.

Tabela VII.23: Camadas de profundidade (10, 30 e 50mm) para os quatro fisioterapeutas (Fisio I, II, III e IV). Tempo que a medição atingiu 40°C em algum canal do calorímetro, nas 10 medições, e média (à direita).

Fisio I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Tempo para iniciar 40°C (média)
10mm	570							385	300	270	381
30mm								590	520	500	537
50mm											
Fisio II	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
10mm	450	370	290	190	210	155	190	250		460	285
30mm	550	420	360	390	380	350	400	390			405
50mm											
Fisio III	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
10mm					500	300	380	380	460	325	391
30mm						390					390
50mm											
Fisio IV	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
10mm				130	155	80	70	80	100	60	96
30mm				300	450	555	230	240	290	225	327
50mm											

Na tabela VII.24 são mostrados os períodos nos quais cada experimento permaneceu acima de 40°C, independente da profundidade do termopar. E a média do tempo é mostrada à direita. As lacunas que se encontram em branco representam os canais que não atingiram 40°C. As lacunas com “*” representam os experimentos que ultrapassaram 45°C. O fisioterapeuta I teve número menor de experimentos que atingiram 40°C. Já o fisioterapeuta IV teve 6 entre 10 experimentos que aqueceram em níveis superiores de 45°C, uma faixa térmica considerada lesiva para os tecidos biológicos. A temperatura máxima dos experimentos do fisioterapeuta IV é de 49,18°C, a 10mm de profundidade.

Tabela VII.24: Período em que a medição permaneceu acima de 40°C nas 10 medições, e média de tempo (à direita), para os quatro fisioterapeutas (Fisio I, II, III e IV).

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Tempo acima de 40°C (média)
Fisio I	20							240	330	390	245
Fisio II	205	350	340	645	580	635	550	460		150	435
Fisio III					135	375	245	230	205	220	235
Fisio IV				675	623*	610*	670*	600*	760*	820*	680

VIII) DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta discussão dos resultados da tese, com relação à calibração dos equipamentos de ultrassom, os experimentos com o calorímetro e as simulações em Comsol®.

Foi construído um calorímetro robusto, que se apresentou resistente ao manuseio e repetitividade de experimentos ao longo da tese. Os termopares do tipo-K fabricados neste trabalho têm dimensões diminutas (diâmetro 0,25mm) com o propósito de não interferirem na propagação do feixe acústico, mantiveram-se íntegros ao longo das inúmeras medições. Escolheu-se fabricar termopares pequenos para diminuir sua interferência com o campo ultrassônico e, possivelmente, reduzir o aquecimento que pode induzir a erros de medição (Shaw e Hodnett, 2008).

O calorímetro desenvolvido apresenta as seguintes vantagens: 1) permitir a utilização de diferentes tipos de materiais de *phantoms* (PVCP, agar, silicone, entre outros); 2) termopares são posicionados entre as camadas de *phantoms*, então mesmo utilizando *phantoms* de PVCP e silicone, que são mais estáveis, os termopares podem ser reutilizados em outras montagens, 3) pode-se usar *phantoms* que simulem mais de um tipo de tecido (pele, gordura, músculo, osso), com diferentes espessuras, permitindo adequações no arranjo experimental, 4) matriz com 12 termopares (a anterior possuía apenas 6 termopares), mapeando-se mais locais de temperatura (Omena *et al.*, 2012).

Optou-se por se utilizar neste estudo o *phantom* de Agar, que possui parâmetros acústicos e térmicos descritos na norma IEC 60601-2-37 (2007).

O *phantom* de Agar fabricado não teve a durabilidade de um ano como informado na norma, possivelmente pelo manuseio nas montagens experimentais e aquecimento pela irradiação ultrassônica. Não houve ataque por fungos, mas surgiram fendas em

todo o *phantom*, principalmente os dois mais próximos da face do transdutor. Sendo assim, nesta tese foi necessário fabricar duas vezes os phantoms de TMB.

Esta tese teve como proposta estudar o aquecimento gerado por alguns protocolos de irradiação usados em Fisioterapia, pois se sabe que, embora utilizado na prática clínica há décadas, não existem evidências científicas que corroborem protocolos comumente usados. Foram selecionados quatro modelos experimentais neste estudo, sendo dois com transdutor estático e dois com transdutor em movimento.

Os protocolos estáticos, não possuem a influência do resfriamento pela movimentação do transdutor, por isso, optou-se por utilizar um tempo de irradiação (120 segundos) menor do que aquele geralmente usado na prática terapêutica (300 segundos). Tais protocolos, por serem mais simplificados, puderam ter seus resultados comparados com simulações no software Comsol®. Já os outros protocolos em movimento, embora bem mais complexos para serem simulados, aproximam-se do caso real, e, portanto, são importantes nos estudos de dosagem ultrassônica de Fisioterapia. A discussão desses modelos será feita mais adiante.

VIII.1) Modelo experimental com protocolo estático e *phantoms* TMB

Os experimentos com o calorímetro contendo o *phantom* de TMB homogêneo demonstraram que, com o transdutor de 1MHz, pode-se produzir aquecimento considerável até, aproximadamente, 5cm de profundidade (Tabelas VII.2 e VII.4) e este resultado está de acordo com a literatura que indica frequência de 1MHz para tratamento de tecidos considerados profundos, de 2 a 5cm (Cameron, 2009; Prentice, 2004, Bélanger, 2009).

Os resultados do aquecimento gerado por dois transdutores de mesmo fabricante mostraram que, embora ambos operem na mesma frequência nominal, possuam foco na mesma posição (70mm) e valores de intensidade efetiva próximos ($1,24\text{cm}^2$ e $1,18\text{cm}^2$), houve diferença no aquecimento em algumas regiões no *phantom* de TMB. Isto sugere que exista outro fator importante na influência da produção de calor em um meio, e que considerar somente a potência, a ERA e tempo de irradiação para cálculo da dosagem pode ser insuficiente.

Um fator que pode ter contribuído para esta diferença é a distribuição do feixe gerado por cada transdutor, medido pelo parâmetro RNF, cujos valores foram 3,91 e 5,56, respectivamente para os transdutores I e II. A norma IEC 61689 (2013) considera que um valor apropriado de RNF é de 4,0, porém ela aceita um valor menor ou igual a 8,0. Sendo assim, ambos os transdutores se encontram dentro da faixa aceitável pela norma, porém o transdutor I possui valor de RNF ideal.

Diferenças estatísticas foram encontradas nos canais 2, 4 e 8. Observando a média de aquecimento destes canais (Tabelas VII.3 e VII.5), a maior diferença de aquecimento foi no canal 2 de $1,41^\circ\text{C}$, o que é considerável. Este canal se encontrava posicionado a 10mm de profundidade, em uma região de máximo de intensidade acústica na varredura do transdutor I (Figura VII.1) onde a amplitude do sinal era de 0,01mV, enquanto que, transdutor II, estava em uma região de mínimo na varredura (Figura VII.II) com amplitude de 0,004mV.

A simulação em Comsol® mostrou resultados bastante similares entre os transdutores, tanto na imagem térmica quanto nos valores de temperatura. Em ambos os casos, a primeira camada de phantom foi a mais aquecida (até 10mm) e o aquecimento reduziu com a profundidade.

Demmink e Helders (2003) afirmam que existe uma relação entre a não-uniformidade do feixe e o aparecimento de ondas estacionárias, podendo gerar pontos-quentes (regiões que aumentam de temperatura na faixa de 15 a 20°C, sendo, portanto, indesejáveis). Como na prática clínica a técnica de contato direto entre o transdutor e a superfície de tratamento é comumente empregada, os tecidos são submetidos à região de campo próximo, que é não-uniforme. Sendo assim, a técnica de movimentação é indicada a fim de se distribuir mais uniformemente a energia ultrassônica, e “suavizar” o aumento de temperatura esperado.

Rubley e Tiffney (2009) consideram que para se compreender porque os equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos trabalham diferentemente, deve-se conhecer os seguintes parâmetros de irradiação: área de radiação efetiva (ERA), intensidade média espacial (SAI) e a razão de não-uniformidade do feixe (RNF). Para eles, a SAI e a duração do tratamento determinam a quantidade de energia entregue aos tecidos, enquanto que a RNF, que é estimada na região focal do feixe acústico, representa a homogeneidade do campo e pode ser a causa para a variabilidade no aquecimento entre os equipamentos de UST.

VIII.2) Modelo experimental com protocolo estático em *phantom* TMB e osso

Sabe-se que a irradiação ultrassônica a 1MHz produz um aquecimento profundo nos tecidos (20 a 50mm), entretanto, os resultados experimentais e simulados sugerem que um aquecimento nas áreas mais superficiais é importante e que esta região deveria receber mais atenção durante a terapia.

As simulações mostraram que: no primeiro modelo onde existem duas camadas de *phantoms* de tecidos moles, o nível de temperatura atingido (acima de 39°C) foi

considerado terapêutico entre 5 e 25mm de profundidade, enquanto que o restante do *phantom* ficou abaixo desta temperatura.

No segundo caso da simulação foi adicionada uma camada de osso cortical atrás da segunda camada de *phantom* de tecido mole, resultando em um aumento geral da temperatura no *phantom*, especialmente na interface tecido mole/osso. Isso ocorre fundamentalmente devido à energia que reflete de volta para o *phantom* de tecidos moles, cerca de 30% (Kitchen, 2003). Todo o *phantom* atinge a temperatura de pelo menos 42°C, a área aquecida fica lateralmente difundida e surgem pontos-quentes em torno da interface tecido mole/osso (termopares 4, 5, 6 – Tabela VII.12). A temperatura na primeira interface aumenta aproximadamente 4°C (termopares 1, 2, 3 - Tabela VII.12).

Resultados experimentais seguiram o padrão da simulação: a primeira interface teve temperaturas mais elevadas do que a segunda interface, quando não havia a camada de osso cortical. Quando a camada de osso foi introduzida, a temperatura aumentou nas interfaces e as temperaturas mais altas ocorreram nos termopares centrais 2 e 5, tal como na simulação. Entretanto, o aumento de temperatura foi diferente nos dois casos: na simulação houve aumento na primeira interface de aproximadamente 4°C, e na segunda interface de 16 a 23°C. Já nos experimentos, o aumento foi mais baixo, de aproximadamente 1°C na primeira interface e de 1 a 3°C na segunda interface. Isso pode ser devido a diferenças entre os modelos experimental e teórico, como, por exemplo, as interfaces entre as camadas não estão completamente acopladas, elas têm uma fina camada de água entre elas, além da presença de termopares, o que cria um fenômeno de propagação diferente do modelo de simulação. Apesar do pequeno aumento da temperatura no modelo experimental, a análise estatística apresentou diferença significativa entre os casos com e sem osso, exceto para o termopar 2.

Demmink e Helders (2003) estudaram o efeito térmico em tecidos de cadáver de porco utilizando uma câmera infravermelha. Um transdutor ultrassônico de 2 MHz foi aplicado de dois modos: estático e em movimento. Foram observados picos de temperatura nos tecidos superficiais (pele e gordura) em ambas as técnicas (estática e em movimento), o que pode ter ocorrido devido à ausência do efeito da perfusão sanguínea nesses tecidos, pela deposição de energia ter sido maior na primeira camada de tecido irradiado e pelo baixo calor específico da gordura subcutânea. Tais resultados também foram encontrados nesta tese, mesmo utilizando-se transdutor de 1MHz. Os autores informaram que um movimento circular causa o que chamam de problema de “centralização”, onde a área central acaba sendo irradiada continuamente, e é mais irradiada do que as bordas da área de tratamento, aumentando mais a temperatura na região central. Esses autores também observaram que, na técnica estacionária de aplicação do transdutor, foram encontrados picos de temperatura na superfície e dentro do osso, que podem ser devido à focalização do feixe ultrassônico no osso. Esses picos de temperatura desaparecem na técnica de movimentação, pois os ângulos de incidência mudam todo o tempo junto com a posição do foco, dando tempo de haver condução do calor no osso.

Oliveira (2013) observou temperaturas mais elevadas e uma ampliação do campo térmico nos *phantoms* que possuíam implantes metálicos em forma de placa. O aquecimento foi atribuído pela reflexão do feixe ao atingir o implante de metal e parte da energia foi convertida em calor, contribuindo para o acréscimo em temperatura nos *phantoms*.

VIII.3) Modelo experimental com movimento e comparação de protocolos

Comparando-se a velocidade de aplicação do transdutor entre o protocolo I (1,82W.cm⁻² e 10 minutos) e o protocolo II (1,24W.cm⁻² e 15 minutos), a velocidade média de aplicação foi de 8,04 cm/s e 8,15 cm/s, respectivamente, ou seja, muito próximas.

O padrão de aquecimento se apresentou mais homogêneo para a mesma energia depositada, quando se utilizou o protocolo com a intensidade acústica menor e tempo maior de aplicação (1,24W.cm⁻² e 15 minutos). Observando-se as figuras dos exemplos de aquecimento nos dois protocolos (Figuras VII.15 e VII.16), nota-se também que, com intensidade de 1,82W.cm⁻², os termopares 2 e 3 da primeira camada atingem 40°C, enquanto que com 1,24W.cm⁻², nenhum termopar atingiu 40°C. Sendo assim, embora tenha mostrado um comportamento térmico mais homogêneo, o aquecimento no protocolo com intensidade 1,24W.cm⁻² não foi suficiente.

Houve diferença estatística entre os dois protocolos. Comparando-se a média de aquecimento nos protocolos 1,82W.cm⁻² e 10 minutos, e 1,24W.cm⁻² e 15 minutos, pode-se notar que, com intensidade mais alta (1,82W.cm⁻²), houve aproximadamente aumento de 4°C na primeira camada, 3°C na segunda e 2°C na terceira. Na intensidade 1,24W.cm⁻², o aumento de temperatura foi menor, 2°C na primeira, 3°C na segunda e cerca de 1°C na terceira. Alguns trabalhos consideram que o aumento de temperatura de 1°C já promove efeitos fisiológicos, e que 4°C seria aumento vigoroso de temperatura (Merrick *et al.*, 2003, Prentice, 2004, Hayes *et al.*, 2004).

Estes resultados atentam para o protocolo ineficaz sugerido na literatura, e o tempo rotineiramente empregado na clínica (normalmente de 300s) ser insuficiente para promover quaisquer efeitos terapêuticos decorrentes do aquecimento. Novos protocolos

devem ser testados, utilizando-se, por exemplo, a intensidade mais alta nos primeiros 500s, para se atingir aproximadamente 41°C, em seguida reduzir a intensidade para 1,24W.cm⁻² durante 300s, a fim de se manter a temperatura na faixa terapêutica (por exemplo, no período entre 600 e 890s na Figura VII.16) pode ser uma solução para esta questão. Burr *et al.* (2004) testaram esse tipo de protocolo com “dupla intensidade” no tríceps sural, no qual os 10 minutos de aplicação foram divididos em 2,5 minutos com intensidade 2,4W.cm⁻² seguidos de 7,5 minutos com 1,0W.cm⁻². Foi verificado que em 2,5 minutos houve aumento de temperatura pelo menos 3 graus, partindo da temperatura basal, mas a intensidade de 1,0W.cm⁻² não foi suficiente para manter a faixa de temperatura terapêutica e os autores sugeriram testar 1,5 ao invés de 1,0W.cm⁻² para manter essa faixa de temperatura.

VIII.4) Modelo experimental com protocolo em movimento e comparação entre fisioterapeutas

Na terapia, é recomendada a técnica de movimentação do transdutor durante a irradiação, para distribuir a energia ultrassônica mais uniformemente e se evitar ondas estacionárias (Demmink e Helders, 2003). Manter o transdutor estático sobre os tecidos pode produzir pontos-quentes e lesões tais como interrupção do fluxo sanguíneo, agregação plaquetária e danos ao sistema nervoso (Prentice, 2004).

A literatura é variada quanto à proposição de velocidade e padrões de movimentação do transdutor. Nela, indica-se que o transdutor deve ser movimentado lentamente com velocidade de 4cm/s em uma área equivalente a 2 a 3 vezes a ERA (Prentice, 2004; Cameron, 2009; Bélanger, 2010). E Bélanger (2010) indica ainda que o transdutor deve ser aplicado a 4 cm/s com uma força constante (450 kgf) do transdutor

sobre a superfície de tratamento. Para Cameron (2009), deve-se mover o transdutor a 4cm/s, tendo-se o cuidado de não mover muito lentamente, nem parar o transdutor, para não gerar superaquecimento e queimaduras nas regiões que coincidam com o centro do campo.

No protocolo adotado, o tempo de irradiação foi maior (10 minutos) do que comumente utilizado nos tratamentos (5 minutos). Foi possível acompanhar a temperatura em um intervalo de tempo maior do que nos casos reais.

Fisioterapeutas II, III e IV tiveram velocidades de aplicação próximas entre si. Já a velocidade de aplicação do fisioterapeuta I foi cerca de 3,5 vezes menor que a dos demais. A velocidade que mais se aproximou da literatura (4cm/s) foi promovida pelo Fisioterapeuta I (2,43cm/s). Entretanto, na prática clínica, velocidades mais altas são encontradas, entre 7 e 8cm/s (Weaver *et al.*, 2006). Essa faixa de velocidade foi observada nos Fisioterapeutas II, III e IV. Os resultados mostraram que, para a menor velocidade (promovida pelo Fisioterapeuta I) houve menor aquecimento, comparando-se com os demais participantes, onde se observou que de 10 medições, 6 não tiveram nenhum termopar alcançando 40°C.

As velocidades médias de aplicação para os Fisioterapeutas II, III e IV foram bastante próximas (aproximadamente 7cm/s), porém, resultaram em temperaturas estatisticamente diferentes, nos canais 2, 3 e 4 (Tabela VII.24), ou seja, nas regiões mais superficiais a 10 e 30mm. Essa diferença entre fisioterapeutas pode ser devido ao manuseio do transdutor sobre o *phantom*, variação do ângulo de incidência do feixe com a pele, a força aplicada do transdutor sobre a pele e a quantidade de gel de acoplamento.

Quanto ao tempo, para se atingir 40°C, notou-se grande variabilidade entre os participantes. Nos experimentos que alcançaram 40°C, a primeira camada atingiu esta

temperatura antes da segunda camada (exceto para o Fisioterapeuta III). A 50 mm não foi atingido 40°C de temperatura com nenhum participante.

Na 1ª camada, a menor média de tempo para atingir 40°C foi obtida pelo Fisioterapeuta IV (90s) e o maior tempo pelo Fisioterapeuta III (391s).

Na 2ª camada, precisou-se de pelo menos 327s (Fisioterapeuta IV) para alcançar 40°C. O maior tempo para se atingir 40°C na 2ª camada ocorreu com o Fisioterapeuta I (537s).

Em alguns experimentos realizados pelo Fisioterapeuta IV (6 dentre 10 medições) a temperatura ultrapassou 45°C (Tabela VII.23), que é considerada uma temperatura lesiva para os tecidos biológicos.

Estes resultados contradizem a literatura existente, que afirma que o aquecimento não é influenciável pela velocidade de aplicação. Weaver *et al.* (2006) comparou o aquecimento gerado por ultrassom fisioterapêutico com transdutor manuseado com 3 velocidades diferentes: 2-3cm/s, 4-5cm/s e 7-8cm/s. Os experimentos foram feitos utilizando termopares inseridos no músculo tríceps sural de humanos e um metrônomo para controlar a velocidade do movimento. Adotando uma diferença clinicamente relevante de aquecimento de 2°C para os testes estatísticos, não foi encontrada diferença significativa de aquecimento entre as diferentes velocidades de aplicação.

IX) CONCLUSÃO

Este trabalho avaliou o aquecimento gerado por equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos em *phantoms* que simulam a média das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos moles biológicos e do osso cortical.

Na aplicação estática do transdutor, empregando-se dois transdutores com valores iguais de ERA e protocolo de irradiação (intensidade efetiva e tempo), porém com valores de razão de não-uniformidade do feixe (RNF) diferentes, houve uma diferença no aquecimento produzido por eles, sendo assim, a RNF é parâmetro importante a ser considerado na dosagem ultrassônica (atualmente a RNF não é levada em conta).

No segundo modelo experimental, a introdução da camada de osso cortical no *phantom* interceptando a direção de propagação do feixe aumenta o aquecimento em todo *phantom* que está sendo reirradiado e gera *hot spots* na interface tecido mole/osso. Além disso, um aquecimento importante na primeira interface entre *phantoms* de tecidos moles a 10mm foi notado em ambos casos, o que indica que maior atenção deve ser dada a esta interface.

Quanto à aplicação de dois protocolos de irradiação pelo mesmo fisioterapeuta, embora a quantidade de energia fornecida tenha sido a mesma, houve diferença no padrão de aquecimento entre os mesmos. O protocolo com intensidade efetiva menor ($1,24\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$) e tempo maior (15 minutos) gerou um padrão de aquecimento mais homogêneo nos tecidos sem atingir 40°C , e o protocolo de intensidade maior ($1,82\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$) e tempo menor (10 minutos) conseguiu produzir pelo menos 40°C no calorímetro. É importante ressaltar que os protocolos avaliados neste estudo têm intensidade e tempo maiores do que convencionalmente empregados na clínica, portanto, os protocolos usualmente empregados podem ser insuficientes para promover

o aquecimento desejado. Embora a velocidade de aplicação do transdutor tenha sido a mesma nos dois protocolos, foi usado um mesmo transdutor (ou seja, valores iguais de ERA e RNF nos dois modelos experimentais), foram selecionados dois protocolos de dose de irradiação (combinação entre intensidade e tempo) que forneciam a mesma energia total final, isso não garantiu o mesmo efeito térmico. Portanto, estudos adicionais dever ser feitos para se estabelecer um protocolo adequado para se atingir a faixa terapêutica desejada (40-45°C) e mantê-la por, pelo menos, 5 minutos como indica a literatura.

Comparando-se a aplicação de um mesmo protocolo de irradiação (intensidade $1,82\text{W.cm}^{-2}$ e 10 minutos) por 4 fisioterapeutas, com tempo de graduação de, no mínimo 10 anos e experiência na prática clínica, a velocidade de aplicação diferiu entre eles (2-8cm/s), assim como a média de temperatura em algumas regiões do *phantom*. Contradizendo a literatura, este trabalho sugere que a velocidade de aplicação do transdutor é um parâmetro importante para o aquecimento do meio. Apesar de não ser possível extrapolar para casos *in vivo*, esses resultados apontam para a importância de estudos adicionais para relacionar as velocidades de aplicação com os aquecimentos produzidos, e assim estabelecer protocolos terapêuticos convenientes para cada quadro clínico.

De acordo com esta tese, pode-se notar que o UST é capaz de promover efeitos fisiológicos do aquecimento. Porém, existem protocolos que não devem aquecer o suficiente. É importante se testar mais protocolos de tratamento e realizar um treinamento dos fisioterapeutas antes de realizar os estudos, pois o manuseio do transdutor interfere no resultado final.

Como conclusão, sugere-se que os parâmetros de irradiação atualmente consensuais não são suficientes para se garantir um aquecimento na faixa terapêutica

desejada. Mais especificamente os valores de RNF, dose (intensidade e tempo de aplicação) e velocidade de movimentação do transdutor devem ser levados em consideração em conjunto para se propor um protocolo de tratamento adequado.

XI) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALEXANDER, L.D., GILMAN, D. R.D., BROWN, D.R., BROWN, J.L, HOUGHTON, P.E., 2010, “Exposure to low amounts of ultrasound energy does not improve soft tissue shoulder pathology: a systematic review”, *Physical Therapy*, v.90, n.1, p.14-25.

ALVARENGA, A.V., COSTA-FÉLIX, R.P.B., 2009, “Uncertainty assessment of effective radiating area and beam non-uniformity ratio of ultrasound transducers determined according to IEC 61689:2007”, *Metrologia*, v.46, p.367-374.

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, p. 257-263.

ATKINS, T. J., DUCK, F. A., 2003, “Heating caused by selected pulsed Doppler and physiotherapy ultrasound beams measured using thermal test objects”, *European Journal of Ultrasound*, v. 16, pp. 243-252.

BAKER, K.G., ROBERTSON, V.J., DUCK, F.A., 2001, “A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects”, *Physical Therapy*, v.81, n.7 (Jul), p. 1351-1358.

BASTO, R.L.Q., 2006, *Construção de um phantom sintético com propriedades termofísicas e ultra-sônicas similares às dos tecidos biológicos humano em 1,0 e 2,8 MHz*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BASTO, R.L.Q., COSTA, R.M., OMENA, T.P., *et al.*, 2009, “Padrão de aquecimento gerado por ultrassom de Fisioterapia em *phantomsintético*”. In: *Resumos do XVIII Congresso Brasileiro de Fisioterapia*, v.16, Rio de Janeiro, Out.

BÉLANGER, A., 2010, “Ultrasound Therapy”. In: *Therapeutic electrophysical agents*, 2a ed, cap 20, Philadelphia, EUA, Lippincott Williams & Wilkins.

BLUME, K., MATSUO, E., LOPES, M.S, LOPES, L. G., 2005, “Dosimetria proposta para o tratamento por ultra-som – uma revisão de literatura”, *Fisioterapia em movimento*, v.18, n.3 (Jul/set), p. 55-64.

BURR, P.O., DEMCHAK, T.J., CORDOVA, M.L. *et al.*, 2004, “Effects of altering intensity during 1-MHz ultrasound treatment on increasing triceps surae temperature”, *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 13, pp. 275-286.

CAMERON, M.H., 2009, Ultrassom. In: *Agentes físicos na reabilitação*, 3a ed., capítulo 7, São Paulo, Brasil, Editora Elsevier, p. 177-206.

COSTA, R.M., 2015, *Protocolo de medição para análise qualitativa de equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos utilizando um corpo de prova termocromático*, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

DEMMINK, J.H., HELDERS, P.J.M., 2003, “The effect of moving an ultrasound transducer on tissue heating”, *Advances in Physiotherapy*, v.5, p.50-56.

FERRARI, C.B., ANDRADE, M.A.B., ADAMOWSKI, J.C., GUIRRO, R.R.J., 2010, “Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance”, *Ultrasonics*, v.50, p.704-709.

FISH, P., 1990, *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. 1^a ed, Inglaterra, John Wiley & Sons.

FURTADO, C. S., 2005, *Método calorimétrico para medição de campo térmico gerado por ultra-som empregado em Fisioterapia*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

GAM, A.N., JOHANNSEN, F., 1995, “Ultrasound therapy in musculoskeletal disorders: a meta-analysis”, *Pain*, v.63, p.85-91.

GUIRRO, R., SANTOS, S.C.B., 2002, “Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment”, *Ultrasonics*, v.39, p.553-557.

GUIRRO, E.C.O., GUIRRO, R.R., 2004, “Ultra-som”. In: *Fisioterapia dermatofuncional _ Fundamentos – recursos – patologias*, 3^o ed., capítulo 7, Barueri, São Paulo, Brasil, Editora 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.

HOLCOMB, W.R., JOYCE, C., 2003, “A comparison of temperature increases produced by 2 commonly used ultrasound units”, *Journal of Athletic Training*, v. 38, n. 1 (Mar), p. 24-27.

IEC 60601-2-37 (2007) - Medical electrical equipment – Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment.

IEC 61689 (2013) – Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz. IEC – The International Eletrotechnical Comission.

ISHIKAWA, N.M., ALVARENGA, A.V., PAES, L.F.C., PEREIRA, W.C.A., MACHADO, J.C., 2002, “Análise do desempenho de equipamentos de ultra-som para Fisioterapia, operando na cidade do Rio de Janeiro, conforme a norma NBR/IEC 1689 da ABNT”, v.6, n.2, p.63-69.

ITAKURA, D.A., MAGAS, V., NEVES, E.B, NOHAMA, P., 2012, “Alteração da temperatura nos tecidos biológicos com a aplicação do ultrassom terapêutico: uma revisão”, *Fisioterapia em Movimento*, Curitiba, v.25, n. 4, p. 857-868.

JOHNS, L.D., STRAUB, S.J., HOWARD, S.M., 2007, “Variability in effective radiating area and output power of new ultrasound transducers at 3 MHz”, *Journal of Athletic Training*, v.42, n.1 (Mar), p.22-28.

KADRI, N.A., AHAMAD, A.R., ABDUL-LATIP, E.N. *et al.*, 2007, “Temperature modeling of therapeutic ultrasound: a preliminary finding”, *IFMBE Proceedings 15*, pp. 594-597.

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

MAGGI, L.E., OMENA, T.P., von KRÜGER, M.A., PEREIRA, W.C.A., 2008, “Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultra-som fisioterapêutico”, *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.12, n.3, p. 204-2014.

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

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

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.

MILLER, M.G., LONGORIA, J.R., CHEATAM, C.C., BAKER, R.J., MICHAEL, T.J., 2008, “Intramuscular temperature differences between the mid-point and peripheral

effective radiating area with ultrasound”, *Journal of Sports Science and Medicine*, v.7, p. 286-291.

O’BRIEN JR, W. D., “Ultrasound - biophysical mechanisms”, 2007, *Prog Biophys Mol Biol.*, v. 93, n. 1-3, p.212–255.

OLIVEIRA, D.P., 2013, *Estudo do campo térmico do ultrassom terapêutico em phantom do terço médio do braço com e sem implantes metálicos*, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

OMENA, T.P. ; COSTA, R.M. ; PEREIRA, W.C.A. ; VON KRÜGER, M.A., 2012, “Calorímetro diferencial para estudo do padrão de aquecimento gerado por feixes ultrassônicos terapêuticos”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 28, p. 355-363.

PRENTICE, W.E., 2004, “Ultra-som terapêutico”. In: *Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas*, 2ª ed, capítulo 10, Porto Alegre, Brasil, Editora Artmed.

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, p.347-359.

PYE, S., 1996, “Ultrasound therapy equipment – does it perform?”, *Physiotherapy*, v.82, n.1, p.39-44.

RUBLEY, M.D., TOUTON, T.M., 2009, “Thermal ultrasound: It’s more than power and time”, *Human Kinetics - Athletic Therapy Today*, v.14, n.1, p.5-8.

SÁ, J.N.B., BUNN, P.S., PEREIRA, W.C.A., 2006, “Análise dos fundamentos das dosagens indicadas para a aplicação do ultra-som em Fisioterapia”, In: *Anais do XX Congresso de Engenharia Biomédica*, v.1, pp. 815-818, São Pedro, São Paulo, Out.

SÁ, J.N.B., 2009, *Desenvolvimento de protocolo para avaliar os padrões de aquecimento gerados por diferentes manobras terapêuticas em ultrassom de Fisioterapia*, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

SATO, S. Y., VIEIRA, C. R. S., PEREIRA, W. C. A., 2000, “Materiais mimetizadores de tecidos para a confecção de *phantoms* para ultra-som diagnóstico”. In: *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v.1, pp. 1105-1110, Florianópolis.

SCHABRUN, S., WALKER, H., CHIPCHASE, L., 2008, “How accurate are therapeutic ultrasound machines?”, *Hong Kong Physiotherapy Journal*, v.26, p.39-44.

SHANKS, P., CURRAN, M., FLETCHER, P., THOMPSON, R., 2010, “The effectiveness of therapeutic ultrasound for musculoskeletal conditions of the lower limb: a literature review”, *The Foot*, v.20, p.133-139.

SHAW, A., PAY, N.M., PRESTON, R.C. *et al.*, 1999, “Proposed standard thermal test object for medical ultrasound”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 25, n. 1 (Ag), pp. 121-132.

SHAW, A., HODNETT, M., 2008, "Calibration and measurement issues for therapeutic ultrasound", *Ultrasonics*, v.48, p.234-252.

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

STRAUB, S., JOHNS, L.D., HOWARD, S.M., 2008, "Variability in effective radiating area at 1MHz affects ultrasound treatment intensity", *Physical Therapy*, v.88, n.1, p. 50-57.

VAN DER WINDT, D.A.W.M., VAN DER HEIJDEN, G.J.M.G, VAN DER BERG, S.G.M. *et al.*, 1999, "Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review", *Pain*, v. 81 (Jan), pp. 257-271.

WATSON, T., 2008, "Ultrasound in contemporary physiotherapy practice", *Ultrasound*, v.48, p. 321-329.

WEAVER, S.L., DEMCHAK, T.J., STONE, M.B., BRUCKER, J.B., BURR, P.O., 2006, "Effect of transducer velocity on intramuscular temperature during a 1-MHz ultrasound treatment", *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v.36, n.5, p.320-325.

WONG, R.A., SCHUMANN, B., TOWNSEND, R., PHELPS, C.A., 2007, "A survey of therapeutic ultrasound use by physical therapists who are orthopaedic certified specialists", *Physical Therapy*, v.87, n.8, p.986-1001.

ZEKIRI, B., 1997, “Calibration and safety of physiotherapy ultrasound equipment”, *Physiotherapy*, v.83, n.10, p.559-560.

ZEKIRI, B., 2007, “Metrology for ultrasonic applications”, *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, v. 93, p. 138–152

XI) ANEXO

TRABALHOS PUBLICADOS

OMENA, T.P. ; COSTA, R.M. ; Pereira, W.C.A. ; VON KRÜGER, M.A. Calorímetro diferencial para estudo do padrão de aquecimento gerado por feixes ultrassônicos terapêuticos. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica (Impresso), v. 28, p. 355-363, 2012.

OMENA, T.P.; COSTA, R.M.; CHALCO,M.E.P., VON KRÜGER, M.A.; PEREIRA, W.C.A. Focalização de Feixes de Transdutores Ultrassônicos Fisioterapêuticos, Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas/Pe, 01 - 05 out/2012, pp. 2433-2437, ISSN 2179-3220.

COSTA, R. M.; OMENA, T. P.; COSTA JÚNIOR, J. F. S.; CHALCO, M. E. P.; von Krüger, M. A.; PEREIRA, W. C. A. Padrão de aquecimento por ultrassom terapêutico em *phantombicamada* utilizando câmera infravermelha. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. Anais - CBEB 2012, 2012. p. 2428-2432, ISSN 2179-3220.

SILVA, G. L.M. ; PEREIRA, W. C. A. ; FUENTES-CRUZ, M. ; NOCETTI, F.G.; OMENA, T. P. ; von KRUGER, M. A. . Construção e Caracterização de Transdutor de Ultrassom para Aplicação em Rato Pseudoartrótico. In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010, Tiradentes. Anais do XXII Congresso Brasileiro de

Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, 2010. v. 1. p. 407-410.

LIMA, L. S.; COSTA JÚNIOR, J. F. S.; COSTA, R. M.; OMENA, T. P.; von Krüger, M. A.; PEREIRA, W. C. A. Exatidão da potência acústica de equipamentos comerciais de ultrassom fisioterapêuticos. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. Anais - CBEB 2012, 2012. p. 2443-2447.

SILVA, G.L.M., OMENA, T.P., ALVARENGA, A.V., FUENTES-CRUZ,M., GARCÍA-NOCETTI,F., von KRUGER, M.A., PEREIRA, W.C.A. Construção e Caracterização de Transdutor Focalizado para Terapia Ultrassônica de Baixa Intensidade. In: Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas/Pe, 01 - 05 out/2012, pp. 2408-2412, ISSN 2179-3220.

COSTA, R. M.; OMENA, T. P. ; von KRUGER, M. A. ; PEREIRA, W. C. A. . Comparison Between Thermal Images from Infrared and Digital Cameras in Test Objects of Cholesteric Liquid Crystals Heated By Therapeutic Ultrasound. In: 16th International WCPT Congress, 2011, Amsterdam. Physiotherapy. Amsterdam: Elsevier, 2011. v. 97. p. eS1461.

OMENA, T. P. ; COSTA, R. M. ; MAGGI, L. E. ; PEREIRA, W. C. A. ; von KRUGER, M. A. Infrared image inside a *phantom* heated by ultrasound irradiation. In: Pan American Healthcare Exchange, 2011, Rio de Janeiro. Proceedings of the Pan American Healthcare Exchange. México: IEEE, 2011. v. 1. p. 221.

COSTA, R. M. ; OMENA, T. P. ; von KRUGER, M. A. ; PEREIRA, W. C. A. Padrão de Aquecimento por Ultrassom Terapêutico Utilizando Câmera Infravermelha. In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010, Tiradentes. Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, 2010. v. 1. p. 948-951.

MAGGI, L. E. ; OMENA, T. P. ; COSTA, R. M. ; PEREIRA, W. C. A. ; von KRÜGER, M. A. . Análise do padrão de aquecimento de *phantom* de gordura por ultrassom terapêutico usando câmera infravermelha. In: V CONGRESSO INTERNACIONAL DE FISIOTERAPIA, 2010, Fortaleza. Anais do V CONGRESSO INTERNACIONAL DE FISIOTERAPIA, 2010.