



COPPE/UFRJ

**CALORÍMETRO DIFERENCIAL COM MATRIZ LINEAR DE TERMOPARES PARA
AVALIAÇÃO DO AQUECIMENTO AO LONGO DO FEIXE ULTRA-SÔNICO
GERADO POR EQUIPAMENTOS DE FISIOTERAPIA**

Thaís Pionório Omena

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

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro
Março de 2009

CALORÍMETRO DIFERENCIAL COM MATRIZ LINEAR DE TERMOPARES PARA
AVALIAÇÃO DO AQUECIMENTO AO LONGO DO FEIXE ULTRA-SÔNICO
GERADO POR EQUIPAMENTOS DE FISIOTERAPIA

Thaís Pionório Omena

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

Aprovada por:

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

Prof. Joaquim Miguel Maia, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2009

Omena, Thaís Pionório

Calorímetro diferencial com matriz linear de termopares para avaliação do aquecimento ao longo do feixe ultra-sônico gerado por equipamentos de fisioterapia. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XII, 69p, 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

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

Referências Bibliográficas: p.53-59.

1. Calorímetro diferencial. 2. Fisioterapia. 3. *Phantom*. 4. Feixe ultra-sônico. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

"A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará
ao seu tamanho original."

Albert Einstein

Dedicatória

A Deus, por ter me concedido a dádiva da vida.

A meus pais e à minha irmã Aline, por serem a base de tudo que sou, pelo imensurável amor que nos une e incentivo a continuar os estudos.

À minha avó Olga e meu tio João, por serem sempre atenciosos e presentes.

Ao meu namorado, Anderson, por todos os dias me ajudar com seu apoio, compreensão e amor.

Agradecimentos

Aos meus orientadores, professores Marco Antônio von Krüger e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, pela dedicação, carinho e por acreditarem na minha capacidade.

Aos amigos do LUS, que auxiliaram no desenvolvimento desta dissertação: Luis Eduardo Maggi, Rodrigo Leite Basto, Rejane Costa, Camila Furtado e André Alvarenga.

Aos amigos do LUS que, com sua presença, tornaram esse período agradável: Priscila Bunn, Isabella Miller, Lorena Petrella, Vinícius Martins, Daniel Patterson, Felipe Allevato, Marcelo Resende, Christiano Bittencourt, Jaqueline Sá, Abílio Cardoso, Willfrido Gomez.

Ao Amauri Xavier, por compreender as idéias do Markão e torná-las realidade para efetuar os experimentos desta dissertação.

Ao Augusto, ex-aluno do LUS, que nos auxiliou na operação do tanque acústico.

Ao LTTC, em especial, Paulo César, por realizar a calibração dos termopares.

Ao CNPQ pelo apoio financeiro.

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

CALORÍMETRO DIFERENCIAL COM MATRIZ LINEAR DE TERMOPARES PARA
AVALIAÇÃO DO AQUECIMENTO AO LONGO DO FEIXE ULTRA-SÔNICO
GERADO POR EQUIPAMENTOS DE FISIOTERAPIA

Thaís Pionório Omena

Março/ 2009

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O presente trabalho descreve experimentos realizados com um calorímetro diferencial construído para medir o aquecimento gerado em um phantom por irradiação ultra-sônica em níveis terapêuticos. As frequências e intensidades (nominais) empregadas foram respectivamente, 1 e 3 MHz e 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 W/cm². O calorímetro consiste em duas câmaras idênticas, de medição e de referência, construídas com dois tubos cilíndricos de alumínio preenchidos com um material mimetizador de tecido biológico (*phantom*). Ambas possuem seis termopares posicionados ao longo do eixo de propagação da onda. Uma seqüência de oito protocolos foi repetida dez vezes com o calorímetro. Foram também medidos, a potência de saída e o campo acústico dos transdutores a partir dos quais a área de radiação efetiva (ERA) e a intensidade efetiva foram determinadas. Os resultados permitiram observar o gradiente de temperatura gerado ao longo do eixo de propagação em função da intensidade e da frequência, e estão de acordo com a teoria. A partir dos dados experimentais levantados foi possível observar que o transdutor de 3 MHz (dito de ação superficial) gera um maior aquecimento até 50 mm de profundidade do que o de 1 MHz (dito de ação profunda) quando aplicado em *phantom* compatível com gordura com a mesma potência de saída.

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

DIFFERENTIAL CALORIMETER WITH LINEAR ARRAY OF THERMOCOUPLES
FOR EVALUATION OF THE HEATING PATTERN ALONG THE ULTRASONIC
BEAM GENERATED BY PHYSIOTHERAPEUTIC EQUIPMENTS

Thaís Pionório Omena

March/ 2009

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

The present work describes experiments performed with a differential calorimeter designed to estimate the heating generated in a phantom exposed to ultrasound irradiation in therapeutical levels. The frequencies and the nominal intensities employed were respectively, 1 and 3 MHz and 0,5; 1,0; 1,5 and 2,0 W/cm². The calorimeter consists of two identical chambers, for measurement and for reference, constructed with two aluminium cylindrical tubes filled with tissue mimicking material (phantom). Both are fitted with six thermocouples disposed along the wave propagation axis. A sequence of eight protocols was repeated 10 times with the calorimeter. The power output and the acoustic field of each transducer were measured in order to estimate the effective intensity and also the effective radiation area (ERA). The experimental data collected enable the observation of the temperature gradient along the axis as a function of intensity and frequency, according to the theory. It was observed that 3 MHz transducer (referred as of superficial action) generate stronger heating up to 50 mm depth than 1MHz transducer (referred as of deeper action) when applied to a phantom of fat and with the same output power.

SUMÁRIO

Capítulo I – Introdução	1
Capítulo II - Revisão Bibliográfica	3
II.1 Ultra-som em fisioterapia.....	3
II.2 Efeitos fisiológicos do ultra-som	7
II.3 Tipos de enfermidades tratadas	9
II.4 Calibração de equipamentos de ultra-som de Fisioterapia	10
II.5 Aquecimento por ultra-som.....	12
II.5.1) Inserção de termopares ou termistores nos tecidos	12
II.5.2) Termografia ultra-sônica ou por ressonância nuclear magnética.....	15
II.5.3) Modelos de aquecimento	15
II.5.4) Calorímetros.....	16
II.5.5) Corpos de prova (<i>Phantoms</i>).....	17
Capítulo III - Materiais e métodos	19
III.1) Calorímetro	20
III.2) Termopares	22
III.3) Princípio de funcionamento do calorímetro diferencial	23
III.4) Calibração do calorímetro	23
III.5) <i>Phantom</i>	26
III.6) Equipamento de ultra-som fisioterapêutico.....	28
III.6.a) Descrição.....	28
III.6.b) Impedância elétrica	28
III.6.c) Potência acústica	30
III.6.d) Levantamento do campo acústico	31
III.7) Placa absorvedora de energia ultra-sônica	38
III.8) Equipamento medidor de temperatura (<i>Spider 8</i>).....	38
III.9) Montagem experimental.....	39
III.9.a) Alinhamento do sistema	39
III.9.b) Protocolo de aquisição.....	40
Capítulo IV – Resultados	42
IV.1) Resultados	43
IV.2) Análise estatística dos resultados.....	45

Capítulo V – Discussão	48
Capítulo VI – Conclusão	52
Capítulo VII - Referências Bibliográficas	53
Anexos	60

LISTA DE FIGURAS

Figura II.1– Intensidade acústica nos campos próximo (Zona de Fresnel) e distante (Zona de Fraunhofer).....	4
Figura III.1- Materiais e equipamentos para levantamento e aquisição de campo térmico no calorímetro diferencial.....	19
Figura III.2: Corte transversal do calorímetro diferencial.....	20
Figura III.3: Corte longitudinal do calorímetro diferencial.....	21
Figura III.4: Calorímetro diferencial com suporte de PVC.....	21
Figura III.5: Esquema da montagem experimental para confecção dos termopares	22
Figura III.6: Esquema experimental da calibração dos termopares	24
Figura III.7: Calibração dos termopares diferenciais do calorímetro	25
Figura III.8: Gráfico do comportamento dos termopares em resposta ao aquecimento do <i>phantom</i> para calibração.....	26
Figura III.9: Equipamento de ultra-som fisioterapêutico	28
Figura III.10: Gráfico da impedância <i>versus</i> frequência do transdutor de 1 MHz	29
Figura III.11: Gráfico da fase <i>versus</i> frequência do transdutor de 1 MHz	29
Figura III.12: Gráfico da impedância <i>versus</i> frequência do transdutor de 3 MHz	29
Figura III.13: Gráfico da fase <i>versus</i> frequência do transdutor de 3 MHz.....	30
Figura III.14: Relação entre as potências nominal [W] e aferida [W] dos transdutores de 1 MHz e 3 MHz	31
Figura III.15: Esquema do mapeamento do campo acústico de transdutores fisioterapêuticos para o cálculo da ERA	32
Figura III.16: Montagem experimental para o mapeamento do campo acústico gerado por transdutor fisioterapêutico	33
Figura III.17: Hidrofone e transdutor imersos no tanque acústico	33
Figura III.18: Gráfico da amplitude do sinal [MPa] ao longo da distância [mm] do campo acústico gerado por transdutor de Fisioterapia de 1 MHz.....	34
Figura III.19: Distribuição da pressão acústica nos planos da varredura em 2D distantes da face do transdutor de 1 MHz a 10 mm (Z_1), 20 mm (Z_2), 40 mm (Z_3) e 80 mm (Z_4).35	
Figura III.20: Gráfico da amplitude do sinal [MPa] ao longo da distância [mm] do campo acústico gerado por transdutor de Fisioterapia de 3 MHz.....	36

Figura III.21: Ampliação do sinal na região de campo próximo do feixe ultra-sônico do transdutor de 3 MHz.....	36
Figura III.22: Distribuição da pressão acústica nos planos da varredura em 2D distantes da face do transdutor de 3 MHz a 10 mm (Z_1), 20 mm (Z_2), 40 mm (Z_3) e 80 mm (Z_4). 37	37
Figura III.23: Equipamento medidor de temperatura (<i>Spider 8</i>)	39
Figura III.24: Esquema do protocolo de irradiação dos transdutores de 1 e 3MHz	41
Figura IV.1: Gráfico da evolução da temperatura nas fases de repouso, aquecimento e resfriamento do <i>phantom</i> na intensidade de $1,5 \text{ W/cm}^2$	42
Figura IV.2: Gradiente do aumento de temperatura [$^{\circ}\text{C}$] gerado equipamento de ultra-som fisioterapêutico, com transdutor de 1 MHz, nas intensidades 0,5, 1,0, 1,5 e $2,0 \text{ W/cm}^2$ ao longo da profundidade do <i>phantom</i>	44
Figura IV.3: Gradiente do aumento de temperatura [$^{\circ}\text{C}$] gerado equipamento de ultra-som fisioterapêutico, com transdutor de 3 MHz, nas intensidades 0,5, 1,0, 1,5 e $2,0 \text{ W/cm}^2$ ao longo da profundidade do <i>phantom</i>	45

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O Ultra-som terapêutico é um recurso amplamente utilizado em clínicas de Fisioterapia. O seu principal objetivo é promover o aquecimento dos tecidos, com base no efeito térmico. Também pode ser utilizado para promover efeitos não térmicos, auxiliando na redução da inflamação e cicatrização dos tecidos, entre outros (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

O ultra-som terapêutico pode ser indicado no tratamento de enfermidades traumato-ortopédicas e neurológicas, tais como tendinites, bursites, artrites, neurites, espasmo muscular, rigidez articular, úlceras de decúbito, fibrose e fraturas (BAKER e ROBERTSON, 2001; PRENTICE, 2004).

Embora seja aplicado em terapia há décadas, ainda há escassez de evidências científicas na literatura mundial que comprovem a sua eficácia. Um dos principais fatores é o número reduzido de ensaios clínicos controlados. Conseqüentemente, diversos estudos de revisão apresentam resultados não conclusivos sobre a atuação do ultra-som em terapia (BAKER *et al.*, 2001).

Dois fatores básicos deveriam ser levados em consideração a respeito do ultra-som: a não homogeneidade do feixe ultra-sônico e as características/ peculiaridades do tecido em tratamento. Cada feixe possui características próprias, como formato, posição do foco natural, distribuição espacial do campo próximo e do campo distante, picos locais de intensidade acústica, área de radiação efetiva do transdutor, potência do equipamento e intensidade do feixe e suas relações com o campo térmico gerado. Além das características do feixe em si, outros fatores relacionados à aplicação desta tecnologia são: o desempenho de cada equipamento e o treinamento profissional adequado. As características do tecido correspondem à variabilidade da anatomia e das enfermidades entre os indivíduos. No que se refere à anatomia, há diferentes espessuras das camadas de tecido (pele, gordura, músculo e osso) por onde ocorrerá a propagação do feixe ultra-sônico. Em relação à enfermidade, é necessário se conhecer o local, tipo e tempo de ocorrência de lesão, e a profundidade do tecido em tratamento. Na escolha da dose “ideal”, o objetivo é gerar o aquecimento dos tecidos até a faixa de temperatura de 40-45°C, e aí permanecer por, no mínimo, 5 minutos, a fim de promover os efeitos fisiológicos desejados, sem superaquecer a região tratada (MERRICK *et al.*, 2003). Para

o cálculo da dose terapêutica, as variáveis mencionadas deveriam ser utilizadas, levando-se em conta cada situação individual. Entretanto, esta não é a realidade presente, devido à falta de informações técnicas confiáveis.

O presente trabalho pretende contribuir para a geração de conhecimento sobre ultrassom em Fisioterapia, apresentando um modelo de calorímetro que pode ser utilizado como recurso para medição do aquecimento ao longo do eixo principal do feixe, bem como para comparação e monitoração do desempenho desses transdutores ao longo do tempo.

Os objetivos específicos desta dissertação são: construir o calorímetro diferencial; avaliar seu comportamento ao se aquecer um meio homogêneo com diferentes parâmetros de irradiação ultra-sônica e testar a repetibilidade do método.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O capítulo II apresenta uma revisão bibliográfica do ultra-som terapêutico, os conceitos físicos relacionados ao feixe, como campo próximo, campo distante e região focal e os parâmetros físicos dos equipamentos de ultra-som. Este capítulo também descreve os efeitos fisiológicos do ultra-som, os tipos de patologias tratadas e faz uma revisão sobre calibração de equipamentos, aquecimento por ultra-som e calorímetros.

II.1) Ultra-som em Fisioterapia

O campo acústico gerado pelo feixe de ultra-som pode ser dividido em: campo próximo (Zona de Fresnel) e campo distante (Zona de Fraunhofer) (Figura II.1). O campo próximo é a região mais próxima à face do transdutor, caracteriza-se pela não-uniformidade do feixe e grande “desorganização”, em função dos máximos e mínimos de pressão devido às interferências construtivas (em fase) e destrutivas (fora de fase) das ondas provenientes da região central e das bordas do transdutor. Esta região apresenta, portanto, diferentes níveis de intensidade de energia ultra-sônica. O campo distante é a região mais afastada da face do transdutor, e se apresenta mais uniforme. Nesta região a interferência é construtiva (praticamente não há diferença de fase) e ocorre apenas atenuação. O limite entre os dois campos é a região focal do feixe (Z_n), definida como a posição do último máximo axial de pressão, onde termina o campo próximo do feixe ultra-sônico. Essa é a região de maior concentração de energia ultra-sônica do feixe (FISH, 1990).

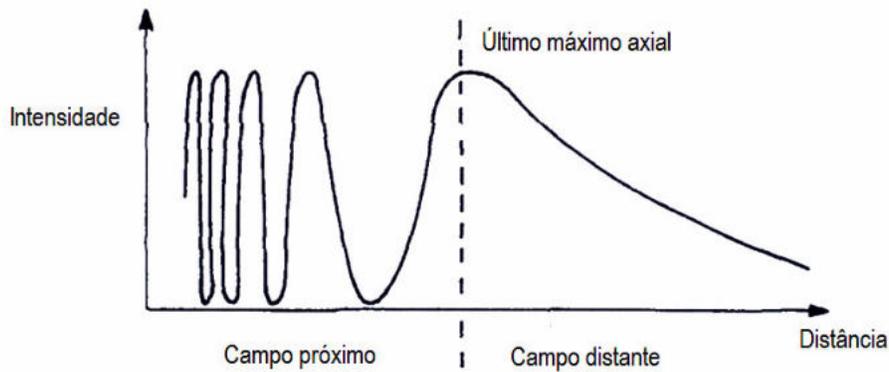


Figura II.1: Intensidade acústica nos campos próximo (Zona de Fresnel) e distante (Zona de Fraunhofer) (modificado de FISH, 1990).

Quando o feixe ultra-sônico se propaga em um meio, a intensidade acústica é reduzida. Este processo é denominado atenuação. Os principais mecanismos de atenuação são: a absorção e o espalhamento. O aquecimento dos tecidos se deve, principalmente, à absorção, na qual a energia acústica é convertida em calor. A queda da intensidade ocorre em função do coeficiente de atenuação (α) e profundidade (x) do tecido (Equação II.1).

$$I = I_0 \cdot e^{-2\alpha x}$$

(Eq II.1)

Onde:

I : intensidade na profundidade x [W/cm^2]

I_0 : intensidade na profundidade zero [W/cm^2]

α : coeficiente de atenuação [Np/cm]

x : profundidade [cm]

A atenuação da energia ultra-sônica varia em função da frequência da onda de US: frequências mais elevadas são atenuadas mais fortemente, provocando uma penetração mais superficial da onda, e frequências mais baixas são atenuadas mais profundamente. Por isso, a profundidade de penetração no tecido varia com a frequência do transdutor. Na área de Fisioterapia utiliza-se, geralmente, equipamentos que operam nas frequências de 1 MHz e 3 MHz. O feixe ultra-sônico a 1 MHz é transmitido nos tecidos superficiais e absorvido nos tecidos mais profundos, situados a 2-5 cm de profundidade. Por outro lado,

o feixe ultra-sônico a 3 MHz é absorvido nos tecidos mais superficiais, situados a 1-2 cm de profundidade, e uma pequena parte da intensidade do ultra-som é transmitida para os tecidos mais profundos. Por isso, em fisioterapia, há o conceito de que o equipamento de ultra-som a 1 MHz serve para o tratamento de lesões mais profundas, como no tratamento dos músculos piriforme e solear, e a 3 MHz serve para o tratamento de lesões mais superficiais, como fascite plantar, tendinite patelar e epicondilite (PRENTICE, 2004). Entretanto, o aquecimento superficial pode ocorrer em ambas frequências.

Na literatura há outro conceito relacionado com a distância de penetração da energia ultra-sônica: a profundidade de meio-valor, definida como a profundidade na qual a intensidade é reduzida à sua metade. A 1 MHz a profundidade de meio-valor está em torno de 2-3 cm para PRENTICE (2004) e 1,1 cm para KITCHEN (2003); enquanto que a 3 MHz a profundidade de meio-valor é de 0,8-1,6 cm para PRENTICE (2004), e 0,4 cm para KITCHEN (2003). HAYES *et al.* (2004) avaliaram o aquecimento no tríceps sural de 18 voluntários, utilizando termopares inseridos a 2,5cm de profundidade. O aquecimento foi gerado por um equipamento de ultra-som a 1 e 3MHz, a $1,5\text{W}/\text{cm}^2$, em modo contínuo, durante 10 minutos. O estudo concluiu que o ultra-som a 1 MHz não produziu aquecimento vigoroso (aumento de 4°C), nem aumento de temperatura até 40°C durante os 10 minutos de irradiação, nesta profundidade. Já a 3 MHz, houve aquecimento nos tecidos profundos (contradizendo a literatura) , a 2,5 cm, sendo necessário interromper o tratamento em todos os pacientes por queixas de dor (durou 3 minutos e 21 segundos para elevar a temperatura em 4°C e 4 minutos para alcançar 40°C) (HAYES *et al.*, 2004).

A distribuição espacial do feixe de ultra-som é não uniforme. A variabilidade da intensidade dentro do feixe é indicada pela relação de não-uniformidade do feixe (RNF), que permite quantificar a irregularidade espacial do feixe. Esta é a razão entre os picos de intensidade e a intensidade média do feixe. Em condições ideais a RNF deveria ser 1:1, entretanto, como isso não é possível, por questões de segurança biológica, a norma NBR IEC 1689 preconiza uma $\text{RNF} \leq 8$ (ABNT, 1998).

Os fatores que influenciam no aquecimento incluem as características do tecido, os parâmetros do equipamento de ultra-som e fatores de resfriamento. As características do tecido incluem o tipo (pele, gordura, músculo ou osso), o calor específico [$\text{J}/(\text{g}\cdot^\circ\text{C})$], a condutividade térmica [$\text{W}/(\text{cm}\cdot^\circ\text{C})$], a densidade [g/cm^3], o coeficiente de atenuação [$\text{dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$], a área de tratamento [cm^2] e a profundidade [cm]. MAGGI *et al.* (2008)

desenvolveram um *software* em ambiente *Labview*, baseado numa versão simplificada da Equação Biotérmica, simulando a variação de energia e de temperatura ao longo da profundidade, a fim de se visualizar o perfil de aquecimento gerado por ultra-som nas quatro camadas de tecidos (pele, gordura, músculo e osso). Através da variação dos parâmetros da onda irradiada (frequência, intensidade e tempo de irradiação) e de parâmetros dos tecidos (densidade do osso, espessura da gordura e espessura do músculo) foi possível visualizar o comportamento térmico em cada camada de tecido, e em especial, nas interfaces entre os tecidos, em casos de interesse para aplicações em fisioterapia.

Os parâmetros do equipamento de ultra-som incluem a frequência do transdutor [MHz], a intensidade [W/cm^2], o modo de irradiação (contínuo ou pulsátil) e o tempo de aplicação [s].

A intensidade média [W/cm^2] é a relação entre a potência emitida [W] e a área de radiação efetiva do transdutor (ERA) [cm^2]. A potência é a quantidade total de energia do feixe ultra-sônico por unidade de tempo. Ela é estimada pela Balança de Força de Radiação, a qual determina a potência, a partir da força de radiação. Portanto, a potência e a ERA são parâmetros importantes na determinação da intensidade real entregue aos tecidos. Uma quantidade inadequada de intensidade pode ocasionar em um tratamento ineficaz, ou por não gerar energia suficiente para promover os efeitos esperados, ou por ultrapassar a dose terapêutica, submetendo o paciente a riscos indesejáveis (ISHIKAWA, 2000).

Os fatores de resfriamento são a condução de calor para os tecidos adjacentes, a perfusão sanguínea (PENNES, 1948; BAKER *et al.*, 2001) e a movimentação do transdutor durante a terapia, que são de difícil estimativa.

Na comunidade médica, o ultra-som possui diversas aplicações, incluindo a obtenção de diagnóstico por imagem (ultra-sonografia), a quebra de cálculos renais (litotripsia extracorpórea), a destruição de tumores por hipertermoterapia, e a terapia ultra-sônica aplicada em Fisioterapia, baseada nos efeitos térmicos (produção de calor) e não-térmicos na reabilitação de inúmeras lesões, a fim de se estimular a cicatrização de tecidos e aliviar a dor (PRENTICE, 2004).

Para alcançar os efeitos fisiológicos esperados pelo ultra-som fisioterapêutico, é necessário aplicar a dosagem ótima no tecido tratado, com respeito à sua área e profundidade e ao tipo de lesão. Após a seleção da frequência do transdutor, os

parâmetros passíveis de serem ajustados no equipamento são: intensidade, modo de irradiação e o tempo de irradiação. Todos estão relacionados à dose terapêutica. Embora existam algumas propostas de protocolos de dosagem de ultra-som para algumas patologias, não apresentam fundamentação científica sólida (SÁ *et al.*,2006).

Os tecidos em tratamento são comumente expostos ao campo próximo. Sabendo que essa é uma região de não uniformidade do feixe, a técnica estacionária de aplicação do ultra-som não é recomendada, pois pode gerar a formação de “pontos quentes” ou “*hot-spots*” nos tecidos, que podem promover interrupção do fluxo sanguíneo, agregação plaquetária, coagulação das proteínas e danos ao sistema venoso (PRENTICE, 2004).

Para minimizar a geração de “pontos-quentes” a técnica de movimentação do transdutor é usada, a fim de distribuir a energia ultra-sônica mais uniformemente na área de tratamento. O movimento do transdutor pode ser circular ou em faixas longitudinais, a velocidade deve ser de, aproximadamente, 4 cm/s e a área de tratamento de 2 a 3 vezes a área de radiação efetiva (PRENTICE, 2004). Entretanto, DEMINK e HELDERS (2003) apontaram para o problema do cálculo da dose devido ao aumento da área pela movimentação do transdutor. Este estudo comparou o aquecimento nas técnicas estática e em movimento, e foram observados picos de temperatura nas camadas mais superficiais dos tecidos (pele/gordura) de cadáveres de porco nas duas técnicas, devido à maior deposição de energia na primeira parte do tecido em irradiação e ao aquecimento da face do transdutor. Um pico de temperatura no osso foi observado na técnica estática, mas não foi observado na técnica de movimento. A técnica de movimento diminuiu consideravelmente o aumento de temperatura nas regiões mais profundas, tais como no interior e à frente do osso. Este estudo alerta os fisioterapeutas para os efeitos da redução do aquecimento na técnica de movimento, a fim de avaliar se a temperatura desejada é alcançada para se obterem os efeitos térmicos nos tecidos. PRENTICE (2004) também afirmou que velocidades maiores de aplicação ou áreas de tratamento maiores podem fazer com que a faixa de temperatura esperada não seja atingida.

II.2) Efeitos fisiológicos do ultra-som

Os efeitos biofísicos do ultra-som nos tecidos podem ser divididos em térmicos e atérmicos. Entretanto, sabe-se que esses efeitos não ocorrem separadamente (BAKER *et al.*, 2001).

Os efeitos térmicos estão relacionados com a absorção da energia ultra-sônica ao longo da propagação do feixe, e conseqüentemente, geração de calor. Os efeitos terapêuticos do aquecimento são: aumento do fluxo sanguíneo, diminuição da inflamação, do espasmo muscular e da rigidez articular, e aumento da extensibilidade das estruturas colágenas, como tendões, ligamentos e cápsulas articulares (GUIRRO e GUIRRO, 2004; PRENTICE, 2004; SPEED, 2001). Tais efeitos geram ao paciente alívio da dor, melhora do edema e da amplitude de movimento (VAN DER WINDT *et al.*, 1999). A literatura indica que para se obterem os efeitos fisiológicos esperados, a temperatura deve ser elevada até a faixa de 40-45°C e mantida por pelo menos 5 minutos (MERRICK *et al.*, 2003, PRENTICE, 2004).

Na rotina clínica, a conduta fisioterapêutica é inapropriadamente classificada em térmica (onde é aplicado ultra-som em modo contínuo) e atérmica (onde é aplicado ultra-som em modo pulsado). Baker *et al.* (2001) declaram que o ultra-som em modo pulsado reduz o aumento da temperatura proporcionalmente à relação *on:off*, mas não impede o aquecimento.

Alguns pesquisadores não consideram a temperatura absoluta importante, mas o aumento da temperatura. Os efeitos produzidos são: 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 de 4°C ou mais há aumento da extensibilidade do tecido colágeno e redução da rigidez articular (DRAPER e RICARD, 1995; MERRICK *et al.*, 2003; PRENTICE, 2004; HAYES *et al.*, 2004). Em terapia, deve-se buscar um nível de aquecimento de segurança, a fim de se promoverem os efeitos terapêuticos, sem ultrapassar a temperatura de 45°C, que pode danificar potencialmente o tecido (MERRICK *et al.*, 2003, PRENTICE, 2004).

Os efeitos atérmicos, também denominados de mecânicos, incluem a regeneração dos tecidos, estímulo à síntese de colágeno, reparo dos fibroblastos, regeneração de tecidos moles, a síntese de proteínas, angiogênese e o reparo de fraturas ósseas. Os mecanismos físicos relacionados com tais efeitos são a cavitação, as microcorrentes acústicas e as ondas estacionárias (SPEED, 2001; BAKER *et al.*, 2001).

Uma revisão sobre os efeitos do ultra-som terapêutico apontou para uma discrepância entre os resultados *in vitro* e *in vivo*. Foi observado que *in vitro*, devido ao controle das variáveis, a maioria apresentou resultados favoráveis ao uso do ultra-som. Enquanto que *in vivo* a maioria dos estudos não conseguiu provar os efeitos benéficos. A

falta de evidências científicas nos ensaios clínicos controlados se deve às falhas metodológicas nos estudos, que deveriam ter como diretrizes: grupo controle adequado com seleção aleatória dos indivíduos para os grupos placebo e experimental; “blinding” adequado de observadores, pacientes e terapeutas; descrição das variáveis de tratamento (por exemplo: mesmo tipo de lesão, informações sobre intensidade ultra-sônica, tamanho da lesão e duração do tratamento) e calibração de equipamentos; mensuração da evolução do tratamento, tamanho da amostra adequado e análise estatística dos resultados (ROBERTSON e WARD, 1996; SÁ *et al.*, 2006).

II.3) Tipos de enfermidades tratadas

O ultra-som terapêutico é utilizado em clínicas de Fisioterapia com os principais objetivos de fornecer ao paciente alívio do quadro algico, reduzir o edema e aumentar a amplitude de movimento, a fim de restaurar suas atividades funcionais.

Na literatura, há uma grande diversidade de enfermidades onde o ultra-som pode ser aplicado, dentre elas: epicondilite lateral, lesões de tecidos moles em ombro, desordens reumáticas degenerativas, entorses de tornozelo, dor na articulação têmporo-mandibular e dor miofacial (VAN DER WINDT *et al.*, 1999). Além dessas, osteoartrite de joelho, úlceras de pressão, síndrome do túnel do carpo, tendinite de Aquiles, contusões e distensões musculares (KITCHEN, 2003). Outros trabalhos indicam, também, o uso do ultra-som na bursite subacromial, na síndrome do ombro doloroso, na artrite crônica, na fascite plantar, em cicatrizes, na contratatura pós-fixação do quadril, na contratatura de Dupuytren, na dor lombar, na dor radicular, no prolapso do disco intervertebral, em *trigger points* miofasciais e em inflamações pós-operatórias (BAKER e ROBERTSON, 2001, PRENTICE, 2004). Alguns estudos descrevem a ação do ultra-som especificamente sobre fraturas, tratamento conhecido como *low intensity pulsed ultrasound stimulation*: o LIPUS. Os efeitos fisiológicos do LIPUS se baseiam nos mecanismos atérmicos do ultra-som, que influenciam na permeabilidade da membrana celular e aumento da atividade celular. Pode ser aplicado em fraturas recentes, em fraturas com consolidação tardia e em fraturas com não-consolidação dos ossos do fêmur, úmero, metatarso, rádio, ulna, escafóide, tibia, fibula (RUBIN *et al.*, 2001; BUSSE *et al.*, 2002; KRISTIANSEN *et al.*, 1997).

II.4) Calibração de equipamentos de Ultra-som de Fisioterapia

No Brasil, as prescrições de segurança são ditadas pela norma NBR IEC 1689 (1998). Os principais valores de tolerância aceitáveis são: $\pm 20\%$ para potência de saída, ERA e intensidade efetiva; $\pm 30\%$ para Razão de não-uniformidade do feixe (RNF), $\pm 10\%$ para a frequência ultra-sônica de trabalho. São recomendados, em nível de segurança, valores para $RNF \leq 8$, e para intensidade efetiva $\leq 3,0 \text{ W/cm}^2$.

Esta norma foi atualizada para a IEC 61689 (2007). Os parâmetros continuaram com os mesmos valores de tolerância, com exceção da intensidade efetiva que aumentou para $\pm 30\%$.

Já nos EUA, a FDA (*Food and Drug Administration*) preconiza uma faixa de tolerância aceitável para potência ($\pm 20\%$) e para ERA ($\pm 20\%$ a $\pm 25\%$), porém não determina a faixa aceitável para intensidade efetiva (denominada pelo FDA como intensidade média espacial ou SAI). Porém, a combinação da ERA ($\pm 25\%$) com a potência ($\pm 20\%$) permite uma variação da intensidade de 50% até 150%, o que pode causar sérios danos ao paciente (JOHNS *et al.*, 2007).

Sabe-se que os efeitos terapêuticos gerados pelo ultra-som estão diretamente relacionados com o protocolo de aplicação adotado pelo operador e com a resposta de cada equipamento. Sendo assim, a calibração do equipamento é um fator de extrema importância para que este recurso seja utilizado no processo de reabilitação (ABRUNHOSA *et al.*, 2006).

Os fabricantes de equipamentos de ultra-som para Fisioterapia fornecem um valor nominal de área de radiação efetiva (ERA), assim como uma escala nominal de intensidades. Entretanto, quando estes equipamentos são calibrados, podem-se verificar variações significativas na intensidade média real gerada pelo equipamento. Este fator contribui para a variabilidade dos resultados clínicos por ausência ou redução dos benefícios pretendidos, ou por agravamento dos sintomas da lesão (ABRUNHOSA *et al.*, 2006; JOHNS *et al.*, 2007).

JOHNS *et al.* (2007) avaliaram 11 equipamentos de 3 MHz de 6 fabricantes diferentes ($n = 66$) para determinar a potência, a ERA e a SAI, segundo as normas da FDA. A potência foi medida na Balança de Força de Radiação, com todos os equipamentos programados a 5 W. A ERA foi medida utilizando um tanque com água e

um hidrofone. A ERA foi considerada como a área que abrange os valores de intensidade que são maiores do que 5% da intensidade de pico. E a SAI foi estimada dividindo a potência pela ERA. Dos 66 equipamentos, todos apresentaram potência dentro da faixa recomendada ($\pm 20\%$), entretanto três deles apresentaram valores da ERA fora da faixa ($\pm 20\%$). A porcentagem da superfície de emissão de ultra-som do transdutor foi calculada dividindo-se a ERA estimada pela área de superfície do transdutor. Esta faixa apresentou percentual entre 45-85%. Portanto, a área da superfície do transdutor que emite ultra-som pode ser apenas a metade da superfície total. Isto pode ser devido ao processo de fabricação de transdutores (solda, polarização, etc.).

STRAUB *et al.* (2008) também realizaram um estudo comparando a ERA, a potência e a SAI de 66 equipamentos de 1 MHz de seis fabricantes diferentes, segundo as normas da FDA. Os resultados mostraram que a potência estava dentro das recomendações e das especificações dos fabricantes. Entretanto, 15 transdutores (23%) tiveram a ERA fora da faixa recomendada. Os valores da SAI também tiveram grande variabilidade em relação ao valor nominal (-43% a +61%), mas estavam de acordo com a norma. Equipamentos de cinco fabricantes tiveram valores de SAI significativamente diferentes da SAI reportada.

ISHIKAWA (2000) analisaram 33 equipamentos de ultra-som fisioterapêutico quanto a intensidade, ERA, RNF, dentre outros parâmetros, segundo a NBR IEC 1689. Os equipamentos foram ajustados para emitir intensidades de 0,25-3,0W/cm² e os resultados mostraram intensidades de 0 a 15,36 W/cm² (todos estavam dentro do valor permitido que era abaixo de 24W/cm²). A ERA estimada dos transdutores apresentou grande variabilidade (2,57-9,65 cm²), e apenas 58% estavam dentro da tolerância citada no manual dos equipamentos. Para os valores da RNF todos atenderam à norma (≤ 8).

VALENTINI (2006) avaliou o campo acústico de transdutores de ultra-som fisioterapêutico do Programa de Pós-graduação interunidades da Bioengenharia da EESC-USP segundo a norma NBR-IEC 1689. Foram avaliados oito transdutores, alguns deles utilizados em pesquisa e outros em ambulatório. A potência de saída de todos os aparelhos foi medida na Balança de Força de Radiação (*UPM-DT-1*, Ohmic Instruments). No mapeamento foi utilizado um hidrofone (HGL, Onda Corporation), que possui um pré-amplificador AH-2010. A varredura do campo acústico foi feita com passos de 1,0 mm. Foi concluído que alguns aparelhos não chegaram com todos os parâmetros especificados, e outros parâmetros são especificados com ensaios baseados nas normas da

FDA, que utiliza metodologia de ensaio diferente da NBR-IEC 1689, não sendo possível a comparação de valores. As varreduras no eixo de alinhamento estimaram a fronteira entre os campos próximo e distante entre 7,8 cm e 14 cm, enfatizando a idéia de que a aplicação desta tecnologia ocorre no campo próximo. Já na varredura do campo acústico dos planos paralelos à face do transdutor, foram observados vales na região central e picos de pressão nas regiões laterais, o que não era previsto na NBR-IEC 1689. Os parâmetros estudados foram: ERA, potência de saída, intensidade efetiva, RNF, frequência de trabalho acústica, intensidade máxima do feixe, tipo de feixe, fator de operação e forma de onda de modulação. Este trabalho não citou os valores nominais dos parâmetros dos transdutores, não sendo possível compará-los com os valores estimados pelo mapeamento do campo acústico realizado.

II.5) Aquecimento por Ultra-Som

A fim de se elaborarem protocolos de tratamento fidedignos, diversos estudos têm buscado estimar aquecimento tecidual gerado por ultra-som. Existem alguns métodos propostos para se estudar o regime de aquecimento nos tecidos, apresentados a seguir.

II.5.1) Inserção de termopares ou termistores nos tecidos

HAYES *et al.* (2004) realizaram um estudo com o objetivo de comparar o tempo para se elevar a temperatura em 4°C e o tempo para se atingir 40°C no músculo tríceps sural, a uma profundidade de 2,5 cm da pele. Foram utilizados dois transdutores de 1 MHz e 3 MHz (Theratouch 7.7, Rich-Mar), um suporte para delimitar a área de aplicação, sendo esta duas vezes a área do transdutor; e termopares tipo T inseridos no tríceps sural de 18 voluntários. Os parâmetros de irradiação foram: intensidade de 1,5 W/cm² e tempo de 10 minutos. O equipamento não foi calibrado, e os valores da ERA e da razão de não uniformidade do feixe adotados foram os do fabricante. Foi observada uma maior rapidez de aquecimento pelo transdutor de 3 MHz (3'21'' para elevar a temperatura em 4°C e 4' 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.

BURR *et al.* (2004) avaliaram dois protocolos de ultra-som terapêutico de 1 MHz (Omnisound 3000C) quanto à elevação da temperatura em 3°C e manutenção da mesma por mais de 5 minutos. O equipamento não foi calibrado. A ERA assumida foi de 5,0 cm² e RNF de 3, de acordo com o fabricante. O protocolo 1 foi: intensidade de 2,4 W/cm² durante 2,5 minutos seguido por intensidade de 1,0 W/cm² durante 7,5 minutos, totalizando 10 minutos de aplicação. O protocolo 2 foi: intensidade de 1,5 W/cm² durante 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 protocolo 1 gerou maior aquecimento do que o protocolo 2 nos primeiros 2,5 minutos, mas não houve diferença significativa quanto ao tempo em que a temperatura permaneceu igual ou acima de 3°C da temperatura de base, durante e após a aplicação do ultra-som, entre o protocolo 1 (5,3 minutos) e o protocolo 2 (4,6 minutos).

MERRICK *et al.* (2003) compararam o aquecimento intra-muscular produzido por protocolos idênticos com três equipamentos de ultra-som fisioterapêutico de 3 MHz de fabricantes diferentes e calibrados (Omnisound 3000C, Dynatron 950, Excell Ultra III): modo contínuo, intensidade nominal 1,5 W/cm², área de aplicação duas vezes a área de superfície do transdutor, movimento de aplicação de 4 cm/s com auxílio de um metrônomo, 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.

CAMBIER *et al.* (2001) estudaram o regime de aquecimento ao longo da profundidade no tríceps sural de cadáver humano. Foi utilizado um equipamento de ultra-

som fisioterapêutico (Pulson 330, Gymna nv, Bélgica) com dois transdutores nas frequências de 1 e 3 MHz, técnica de aplicação por contato direto e estático, modos de irradiação contínuo e pulsátil, nas intensidades 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm², tempo de 10 minutos e “n” total de 16 experimentos (8 a 1 MHz e 8 a 3 MHz). Termistores foram inseridos nas profundidades 1, 3 e 5 cm no tecido. Foram observados que: a temperatura decaiu com a profundidade; o modo contínuo apresentou um aquecimento maior e mais rápido do que o pulsátil, na mesma intensidade e profundidade; o aquecimento foi maior a 1 MHz do que a 3 MHz em todas as intensidades. A temperatura observada neste estudo foi superestimada devido à ausência do resfriamento pela perfusão sanguínea e à forma de aplicação estática. Além disso, o estudo não fez referência sobre a calibração do equipamento de ultra-som utilizado.

O estudo de HOLCOMB e JOYCE (2003) comparou o aquecimento produzido por dois equipamentos de fabricantes diferentes, através de termistores 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 W/cm² e tempo de aplicação de 10 minutos. Os transdutores foram devidamente calibrados, e as ERAs estimadas e a razão de não uniformidade do feixe foram de 4,9 cm² e 3,7 (Omnisound 3000C), e 4,6 cm² 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. Foi observada uma diferença significativa de aquecimento entre os dois equipamentos na profundidade de 1,2 cm: 5,81 ± 0,41°C ou 0,58°C/min (Omnisound 3000C) e 3,85±0,75°C ou 0,39°C/min (Forte 400 Combo).

ROBERTSON e WARD (1996) também realizaram um estudo sobre o aquecimento gerado por ultra-som fisioterapêutico de 1 MHz, porém, com um método diferente. Além de inserir seis termopares em diferentes profundidades (correspondentes ao eixo central do feixe) de tecido de cadáver de porco, eles colocaram o tecido imerso em água e o transdutor a diferentes distâncias do mesmo: a 0, 1, 2 e 4 cm. Na verdade, ele comparou o aquecimento produzido por dois métodos correntes de aplicação: de contato direto (com gel) e subaquático. Foram utilizados dois equipamentos com frequência operando em 1 MHz calibrados, com ERA de 5 cm². Os parâmetros de irradiação foram: modo contínuo, intensidade de 1,0 W/cm² e tempo 10 minutos. Foi concluído que: o método de aplicação afeta a distribuição da energia nos tecidos e que a distância entre o transdutor e a pele influi na temperatura máxima alcançada pelo tecido. O método de

contato direto aqueceu mais do que o método subaquático, e de acordo com a distância entre o tecido e o transdutor, é necessário multiplicar a potência selecionada por um fator de correção para compensar a perda de energia (1,45 a 1,0 cm, 1,8 a 2,0 cm, e 2,3 a 4,0 cm).

Um estudo sobre o aquecimento gerado por ultra-som teve um enfoque diferente dos demais. DRAPER e RICARD (1995) estudaram a fase de resfriamento muscular, ou seja, o tempo no qual o tecido permanece na faixa de temperatura terapêutica para determinar o tempo adequado para realizar um alongamento muscular após o ultra-som fisioterapêutico. Foi utilizado um equipamento operando na frequência de 3 MHz, calibrado, de ERA 4,5 cm² e RNF 1,8. A temperatura foi coletada por um termistor inserido a 1,2 cm de profundidade no tríceps sural de 20 indivíduos. O protocolo de irradiação foi: intensidade 1,5 W/cm², velocidade de aplicação de 4 cm/s, área de aplicação igual a duas vezes a área do transdutor e o tempo de aplicação foi o necessário para elevar a temperatura em 5°C. Concluiu-se que: o tempo médio de elevação da temperatura em 5°C foi de 6 minutos, o tempo médio de resfriamento foi de 18±3,5 minutos e a “janela” para o alongamento muscular ser realizado é de 3,3 minutos após a irradiação.

II.5.2) Termografia ultra-sônica ou por ressonância nuclear magnética

Alguns trabalhos propõem o estudo do aquecimento por ressonância nuclear magnética (MRI) em hipertermia (HIFU) (WANG *et al.*, 1999).

Outros utilizam a termografia ultra-sônica, na qual é feita a estimativa de temperatura não-invasiva a partir dos sinais de ultra-som retroespalhados. Esta técnica adota o princípio de que as mudanças dos tempos de chegada dos ecos são causadas pela variação da velocidade do som no meio, devido ao aumento da temperatura e à expansão tecidual (TEIXEIRA *et al.*, 2008; ANAND *et al.*, 2007; MILLER *et al.*, 2002; VARGHESE *et al.*, 2002).

II.5.3) Modelos de aquecimento

KADRI *et al.* (2007) realizaram um estudo com o objetivo de propor um modelo matemático com base nos resultados experimentais do aquecimento de um *phantom*

gelatinoso homogêneo. Foram utilizados 5 termopares ao longo da profundidade no *phantom* – de 1 a 5 cm. O protocolo adotado foi: frequência do transdutor: 3 MHz, intensidades nominais: 0,5, 1,0 e 1,5 W/cm², tempo: 10 minutos, área de irradiação: duas vezes a área do transdutor e velocidade de movimento: 120 ciclos/minuto ou movimento de vai e vem em 2 segundos. O termopar mais superficial, posicionado a 1 cm do transdutor aqueceu e resfriou mais rapidamente do que os demais termopares. A magnitude do aumento da temperatura diminuiu com a profundidade e com a redução da intensidade nominal. Foram gerados três modelos de temperatura para a profundidade de 1 cm correspondentes às intensidades 0,5, 1,0 e 1,5 W/cm². O estudo concluiu que o aquecimento por ultra-som fisioterapêutico em um meio homogêneo pode ser estimado por um modelo matemático simples, entretanto, como eles foram desenvolvidos com base em apenas um experimento, o autor afirma que são necessários mais dados experimentais para os modelos serem validados.

II.5.4) Calorímetros

FURTADO (2005) construiu um calorímetro contendo uma matriz de termopares paralela à face do transdutor, imersa em um *phantom* homogêneo. O objetivo foi estudar o perfil temporal de temperatura gerado a 4,8 cm e a 7,2 cm da face do transdutor ultra-sônico. O aquecimento foi mais intenso nos três termopares mais centrais, e os mais laterais aqueceram por condução térmica.

DELCHAR e MELVIN (1994) construíram um calorímetro de cobre com um termopar diferencial (cobre-constantan), com o objetivo de estimar a potência de saída de um transdutor ultra-sônico de 1 MHz, na faixa de 0-10W. Uma barra metálica cilíndrica seccionada tem uma extremidade mantida a uma temperatura constante, eletronicamente, enquanto na outra extremidade um meio absorve energia ultra-sônica. A diferença de temperatura entre as extremidades depende da potência depositada, das dimensões e da condutividade térmica da barra. Foi encontrada uma linearidade entre as potências estimada e indicada pelo calorímetro.

RAMOS (2004) propôs um modelo calorimétrico para medição de potência acústica de transdutores utilizados em terapia. O sistema é composto por: garrafa térmica, um agitador, multímetro e equipamento de ultra-som fisioterapêutico operando com frequência de 1 MHz. O experimento foi realizado em dois meios: água e óleo de rícino.

Os resultados foram comparados com uma balança de força de radiação, e foi encontrado um coeficiente de correlação de 0,99. Portanto, a temperatura no calorímetro é proporcional à potência emitida pelo transdutor, e a potência medida neste sistema é proporcional à potência medida na balança de força de radiação.

II.5.5) Corpos de prova (*phantoms*)

SHAW *et al* (1999) confeccionaram dois tipos de corpos de prova: um de tecido mole biológico homogêneo com uma matriz de quatro termopares ao longo da profundidade, e outro mimetizador de tecido mole-osso com uma matriz de quatro termopares em profundidade. O objetivo foi avaliar o aquecimento gerado por ultra-som diagnóstico após 3 minutos de aquecimento e comparar com uma previsão teórica do aquecimento baseada na solução da equação biotérmica por Nyborg. De acordo com o autor, o tempo de 3 minutos de irradiação é geralmente usado em estudos e recomendado. Esta metodologia é de baixo custo, mais fácil e acessível do que os sistemas de mapeamento por hidrofones, além disso, podem ser usados em clínicas como uma ferramenta de avaliação de qualidade. O mimetizador de tecido biológico mole possui um coeficiente de atenuação um pouco mais baixo do que a média dos tecidos biológicos moles ($0,48 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$). O autor não referiu o coeficiente de atenuação do mimetizador de osso. Alguns problemas observados neste estudo foram: a reprodutibilidade na fabricação do mimetizador de tecido mole, sua perda de água quando colocado em contato com o ar e ação corrosiva dos termopares que ficam em contato com ele.

ATKINS e DUCK (2003) também propuseram corpos de prova (mimetizadores de tecido mole e de osso) para medir o aquecimento gerado por equipamentos de Fisioterapia e de Doppler pulsado. A temperatura foi medida com termopares. Os parâmetros do equipamento de ultra-som fisioterapêutico foram: frequência: 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. Foi observado que o aquecimento é maior quando o transdutor é colocado em contato com o corpo de prova, devido ao auto-aquecimento do transdutor. Os resultados mostraram que, durante a irradiação de 5 minutos, o aumento de temperatura no transdutor de Fisioterapia foi de

1,0°C, a profundidade que mais aqueceu foi a de 1,0 cm (0,8°C), no corpo de prova de tecido mole. Enquanto que o aumento de temperatura foi de 2,1°C e a profundidade que mais aqueceu foi a de 2 cm (2,5°C), no corpo de prova de osso. Um dos equipamentos do estudo (Doppler pulsado) chamou a atenção dos autores, pois gerou pico de temperatura de 2,8°C no corpo de prova de tecido mole, e 6,4°C no corpo de prova de osso, ambos a 10 cm de profundidade. O estudo concluiu que os equipamentos de ultra-som diagnóstico operam em níveis que podem causar maior ou menor aquecimento do que equipamentos de Fisioterapia.

MARTIN e FERNANDEZ (1997) utilizaram um material termocromático entre dois meios absorvedores de ultra-som para obter a distribuição de intensidade de feixes de ultra-som fisioterapêutico. O mapeamento do campo ultra-sônico é realizado pela correspondência entre a cor e a intensidade acústica depositada no local.

GÓMEZ (2006) utilizou folhas de cristal líquido termocromático sobre a superfície de um *phantom* mimetizador de tecidos biológicos, um transdutor de ultra-som fisioterapêutico posicionado a diferentes distâncias do *phantom* e uma câmera fotográfica. Este método permitiu obter imagens térmicas bidimensionais do feixe ultra-sônico assim como sua reconstrução em 3D.

COSTA *et al.* (2008) construíram corpos de prova com materiais termocromáticos para avaliação da imagem térmica gerada pela irradiação de transdutores de Fisioterapia. Tais objetos têm a vantagem de serem reversíveis à mudança de cor, de baixo custo e fácil manuseio, podendo ser utilizados para avaliar a qualidade de transdutores ultra-sônicos no próprio ambiente de trabalho.

Com uma metodologia similar, BUNN *et al.* (2008) confeccionaram um *phantom* à base de poliacrilamida e material termocromático, porém, com propriedades térmicas e acústicas similares dos tecidos biológicos moles, com os quais pode-se obter o formato e a região delimitada do campo térmico similares ao que é gerado no tecido biológico.

Esta dissertação propõe a construção de um calorímetro diferencial capaz de registrar e comparar o aquecimento, em diferentes profundidades de um *phantom* homogêneo, gerado por equipamentos de ultra-som aplicados em Fisioterapia.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

O capítulo III apresenta e descreve os componentes do modelo experimental utilizados nesta dissertação.

A proposta principal da tese consiste em levantar o campo térmico ao longo da profundidade de um meio aquecido por ultra-som terapêutico. Para tanto foi elaborado um protocolo experimental descrito a seguir.

O experimento é composto por: calorímetro preenchido com um material mimetizador das propriedades físicas (ultra-sônicas e térmicas) do tecido biológico (*phantom*); equipamento de ultra-som fisioterapêutico; placa absorvedora; equipamento de aquisição de sinais (*Spider 8*) e microcomputador (Figura III.1).

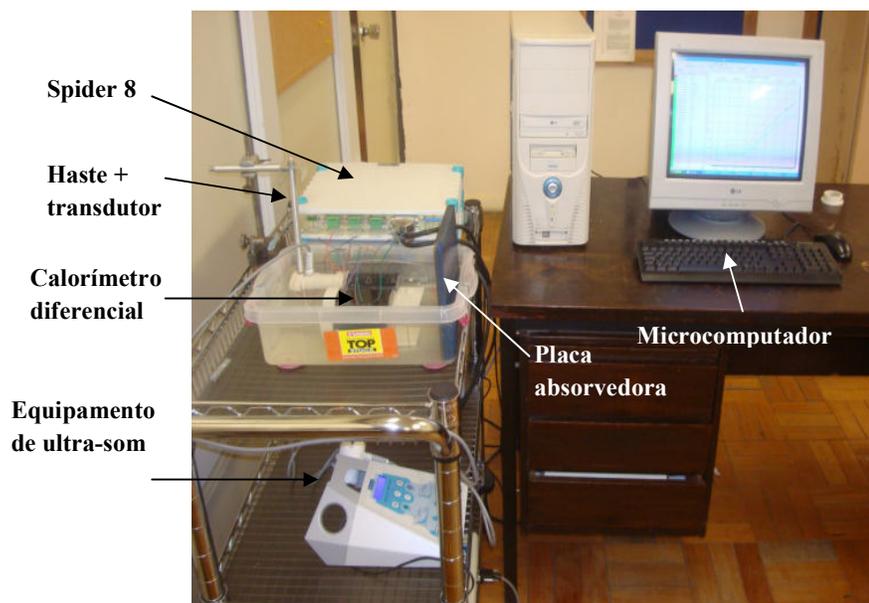


Figura III.1: Materiais e equipamentos para levantamento e aquisição de campo térmico no calorímetro diferencial, gerado por transdutor de ultra-som fisioterapêutico.

III.1) Calorímetro

O calorímetro é formado por dois tubos cilíndricos de alumínio, de dimensões idênticas (comprimento 110 mm, diâmetro interno 45 mm) contendo uma matriz linear de termopares do tipo E (constantan-cromel), de diâmetro 0,24 mm (Figura III.2). Cada termopar diferencial possui duas junções e foram posicionadas da seguinte forma: no tubo de medição do aquecimento, a junção foi colocada de forma a coincidir com o eixo do cilindro, tendo seu similar no tubo de referência. Os termopares ficam dispostos ao longo do tubo nas profundidades de 1 a 6 cm, espaçados de 10 mm entre si, de forma que a temperatura detectada é a diferença de uma junção em relação à de referência, à mesma profundidade (Figura III.2). Os orifícios de entrada do calorímetro estão revestidos por pequenos capilares, para manter os termopares isolados da parede de alumínio. A confecção de um calorímetro diferencial teve por objetivo principal criar um calorímetro menos vulnerável à variação da temperatura ambiente, e com paredes que facilitassem a perda de calor para o meio. As extremidades do termopar diferencial foram conectadas ao *Spider*.

O transdutor ultra-sônico foi posicionado em um suporte, com sua face afastada de 1 cm da face do *phantom* contido no tubo de medição do calorímetro (separado por uma camada de água). Foi utilizada a técnica estática de aquecimento (transdutor fixo) (Figura III.3). Desta forma, registrou-se a temperatura gerada em um *phantom* em relação à do outro (Figura III.4).

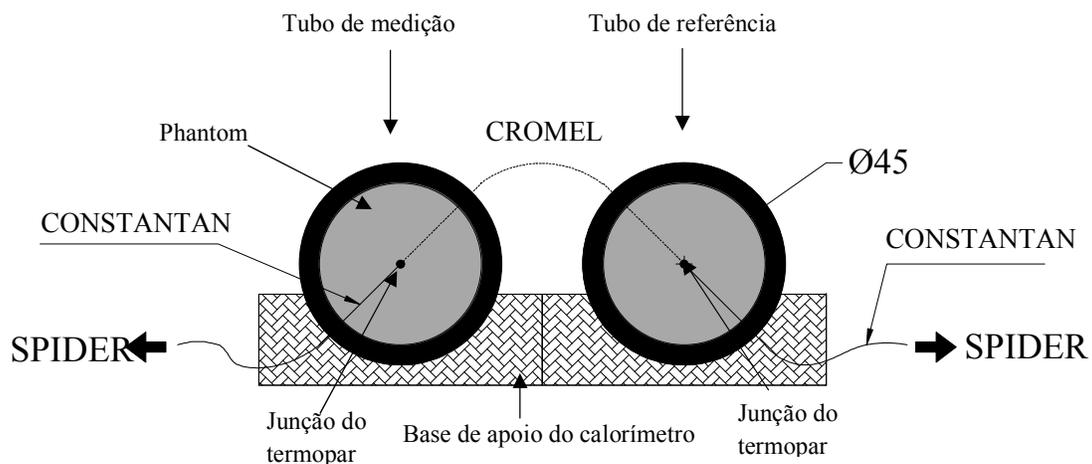


Figura III.2: Corte transversal do calorímetro diferencial. Tubos de medição (acoplado ao transdutor ultra-sônico) e de referência, e termopar formado por constantan-cromel-constantan, ligado ao *Spider 8*.

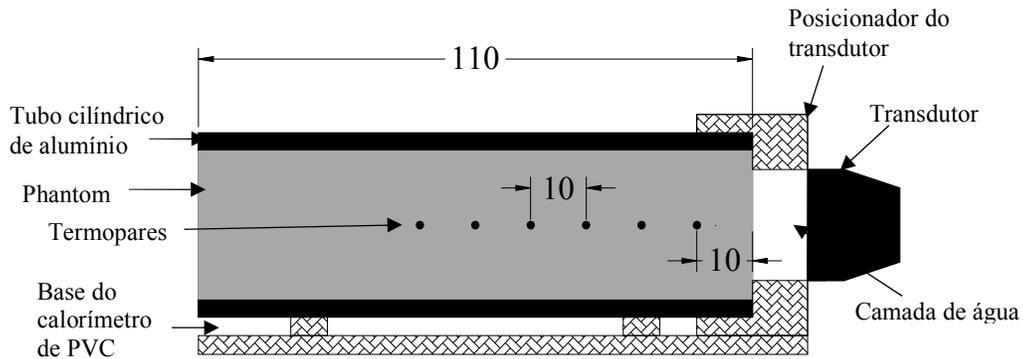


Figura III.3: Corte longitudinal do calorímetro mostrando a posição dos 6 termopares no cilindro e o transdutor ultra-sônico. A distância entre os termopares foi de 10 mm, e a distância entre a superfície do *phantom* e o primeiro termopar foi de 10 mm.

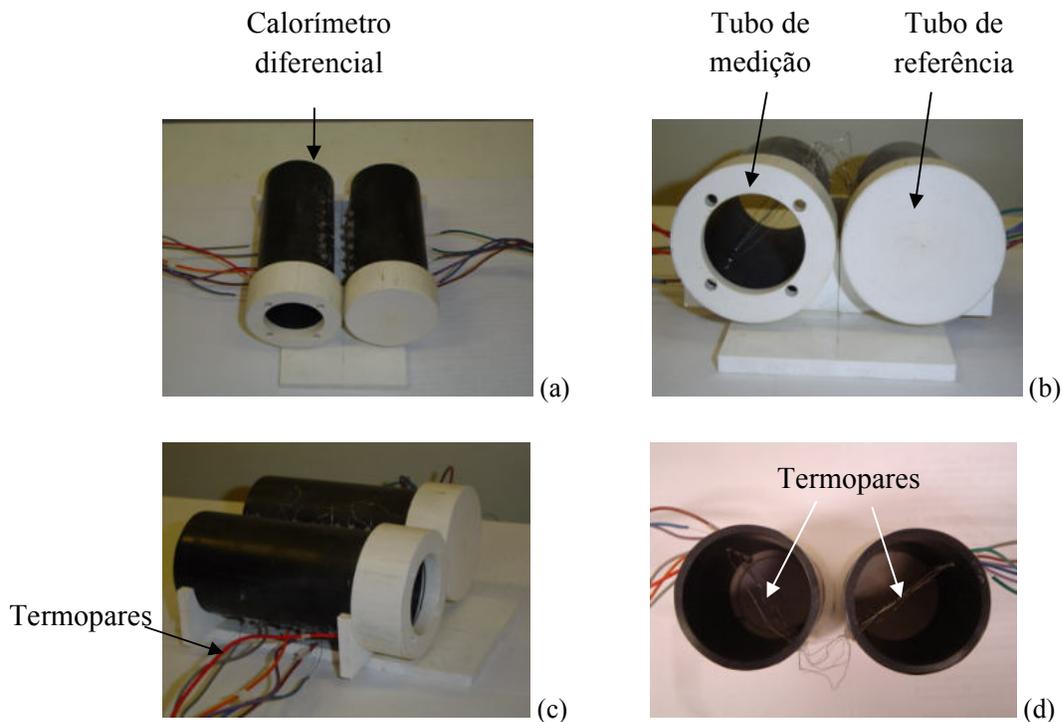


Figura III.4: Calorímetro diferencial com suporte de PVC. Tubos de medição (tampa com orifício para fixação do transdutor) e de referência (tampa lisa). Vista ântero-superior (a); vista anterior (b); vista ântero-lateral (c); vista superior (d).

III.2) Termopares

A temperatura de um sistema pode ser medida por termopares, que consistem em dois metais diferentes fundidos em uma junção. Esta produz uma força eletromotriz (FEM) que varia com a temperatura (Efeito Seebeck). Para a confecção de termopares do tipo E são necessários: uma fonte de 30 V, um capacitor, um microscópio, fios de constantan e cromel e tubos capilares. O comprimento dos fios de constantan e cromel foi de, aproximadamente, 20 e 10 cm, respectivamente. Primeiramente, as extremidades dos fios de constantan e cromel são friccionadas em uma lixa d'água, a fim de tornar suas superfícies de contato mais regulares. Em seguida, as extremidades são posicionadas frente a frente no interior do capilar, injeta-se óleo de soja no interior do capilar, o capacitor (7100 μF) é carregado, e por fim, os fios são postos em contato (Figura III.5). A fonte empregada possui proteção interna, o que dispensa a utilização de uma resistência de proteção em série com o capacitor. Este método, apesar de simples, é pouco reprodutível, pois são necessárias diversas tentativas para a construção de apenas um termopar. Espera-se, futuramente, elaborar um método mais robusto que facilite esta técnica.

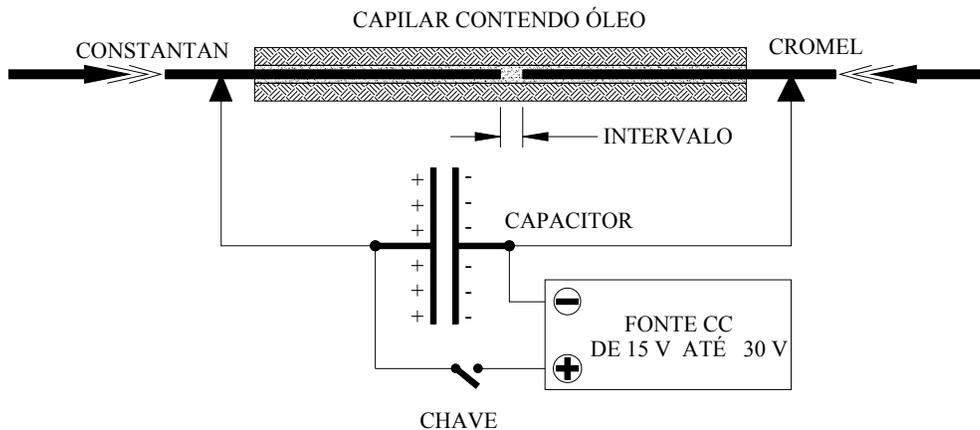


Figura III.5: Esquema da montagem experimental para confecção dos termopares. Os fios de constantan e cromel são posicionados de forma alinhada dentro de um capilar contendo óleo. Após carregar o capacitor os fios são colocados em contato e a fusão ocorre por aquecimento.

III.3) Princípio de funcionamento do calorímetro diferencial

O princípio de um calorímetro diferencial é medir mudanças na temperatura de uma amostra sobre uma referência inerte. Tanto a amostra quanto a referência devem estar contidas no calorímetro diferencial.

Existem dois tipos de calorímetros diferenciais: o de compensação de energia e o de fluxo térmico. O calorímetro de compensação de energia é formado por sensores de temperatura separados e aquecedores para a amostra e para a referência. Neste caso, quando a diferença de temperatura aumenta entre a amostra e a referência, energia térmica diferencial é fornecida aos aquecedores, os quais tentam compensar, para manter a temperatura em um valor estipulado. O calorímetro de fluxo térmico possui termopares inseridos em um mesmo meio com um aquecedor, somente. A maioria dos calorímetros é de fluxo térmico, entretanto, podem apresentar propriedades dos dois tipos. Termopares do tipo cromel/alumel e cromel/constantan são usados em calorímetros de fluxo de calor para medir temperaturas até 750°C. A *performance* dos termopares pode mudar devido às reações químicas e estresses mecânicos (HAINES, 2002).

III.4) Calibração do calorímetro

A calibração dos termopares foi feita submetendo-os, simultaneamente, à mesma temperatura, utilizando uma resistência construída para esta aplicação. Como elemento resistivo foram empregadas duas resistências de ferro de solda inseridas em um tubo de cobre, o qual foi previamente preenchido com epóxi misturada com pó de grafite. A mistura de pó de grafite com epóxi proporcionou o acoplamento térmico entre o elemento e a parede do tubo. E, sendo de um material bom condutor de calor, ao ser aquecida, apresentava uma temperatura homogênea ao longo do seu comprimento. A resistência foi inserida no *phantom* paralelamente ao eixo do calorímetro, portanto, foi considerada, uma produção de aquecimento similar em todos os termopares (Figura III.6).

O sinal de temperatura dos termopares é registrado pelo *Spider 8* (Figura III.7b). A temperatura de ambas câmaras do calorímetro é, também, monitorada por um par de termopares tipo K calibrados no LTTC/COPPE/UFRJ (Figura III.7a). Estes termopares

são ligados a um termômetro digital. É possível, então, comparar o registro do *Spider 8* com o registro dos termopares calibrados.

O calorímetro foi posicionado no interior de uma caixa de isopor, contendo um Becker com água, para evitar a desidratação do *phantom* (Figura III.7c). Posteriormente, o calorímetro foi coberto com cilindros de isopor (Figura III.7.d). A resistência foi ligada a uma fonte de alimentação ajustada em 100 mA (HP, modelo 6215A). As curvas de temperatura ao longo do tempo foram, então, analisadas.

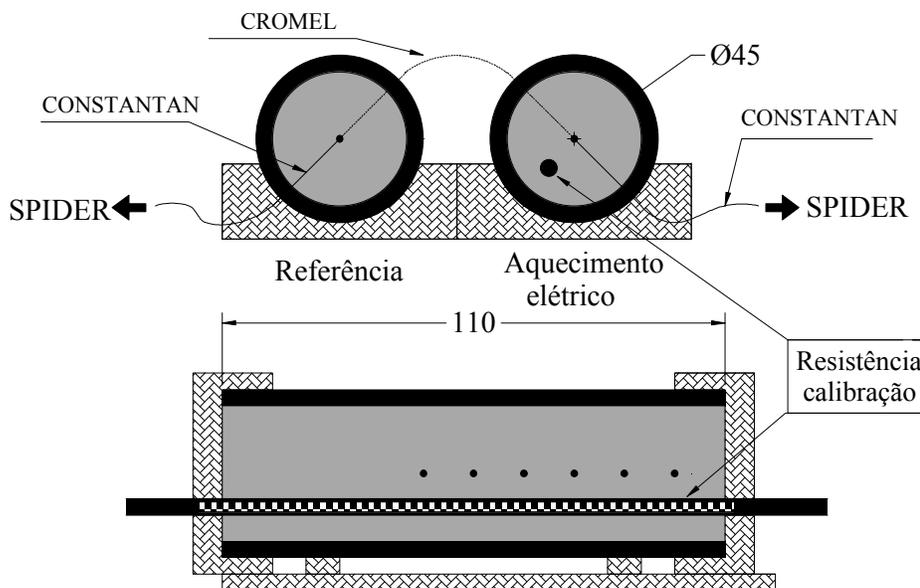


Figura III.6: Esquema experimental da calibração dos termopares. Posicionamento da resistência inserida no *phantom*, para efetuar o aquecimento do mesmo para calibração.

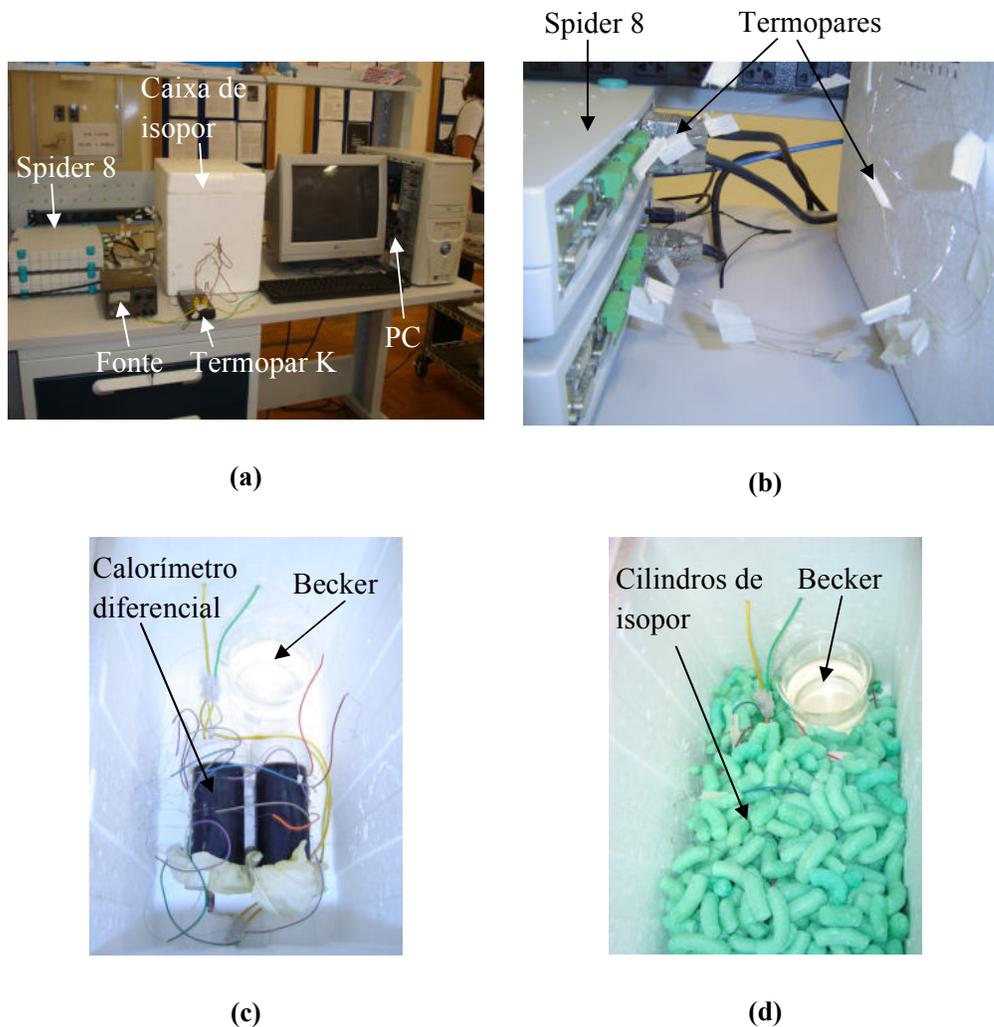


Figura III.7: Calibração dos termopares diferenciais do calorímetro. Montagem experimental para calibração: *Spider 8*, caixa de isopor contendo o calorímetro, termopares do tipo K, fonte elétrica e microcomputador (a); Termopares ligados ao *Spider 8* (b); Vista superior do calorímetro e do Becker no interior da caixa de isopor, antes de cobrir o calorímetro com isopor (c); Calorímetro coberto com isopor e Becker com água, no interior da caixa de isopor (d).

No experimento, o *phantom* foi aquecido durante 3200 s e resfriado durante 3200 s. As curvas de temperatura ao longo do tempo dos seis termopares foram traçadas em um único plano para serem analisadas. Pode ser observado que, no início do aquecimento, as

curvas de temperatura dos termopares estão muito próximas, e ao longo do tempo, se distanciam. Já no resfriamento, as curvas estão adjacentes, decrescendo ao longo do tempo, o que mostra a sensibilidade dos termopares à variação de temperatura (Figura III.8).

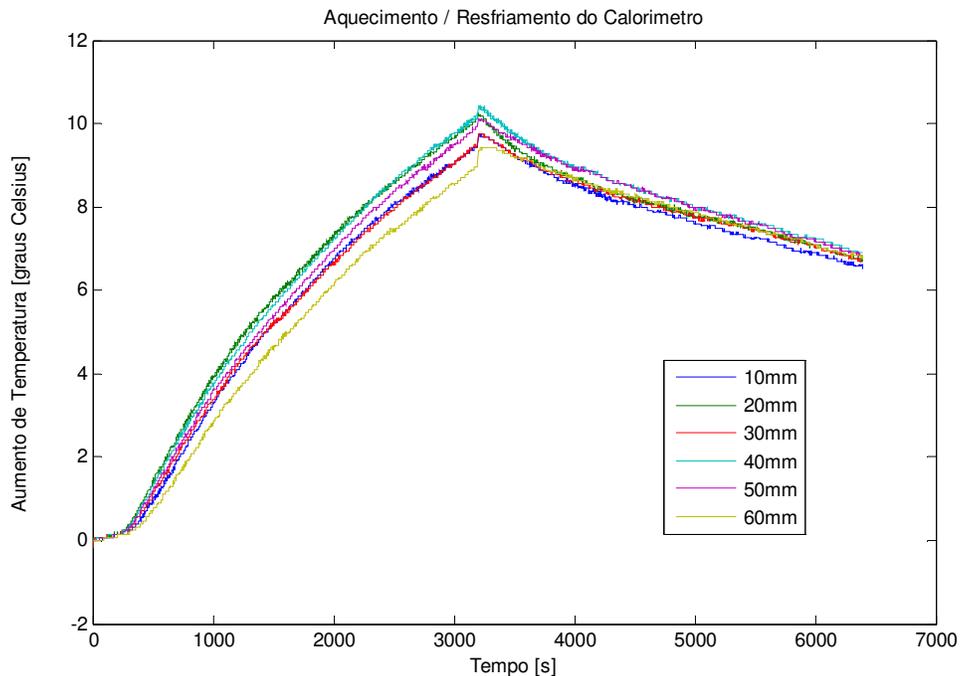


Figura III.8: Gráfico do comportamento dos termopares em resposta ao aquecimento do *phantom* para calibração. As curvas representam o aumento de temperatura [°C] versus tempo dos seis termopares. Houve interrupção da medição em 3200s, a qual recomeçou alguns segundos depois (elevação de temperatura brusca no gráfico). Pode ser observado que, durante o resfriamento, as curvas decrescem adjacentes, com um comportamento semelhante.

III.5) *Phantom*

O *phantom* é um material que mimetiza as propriedades térmicas e acústicas dos tecidos biológicos moles. É fabricado no LUS e tem o objetivo de servir de meio termicamente ativo do calorímetro, ou seja, é o material absorvedor de ultra-som (Anexo I). Os dois tubos cilíndricos do calorímetro foram totalmente preenchidos com *phantom*.

O comportamento acústico do *phantom* foi avaliado medindo-se sua espessura (com o paquímetro do laboratório), a velocidade de propagação do ultra-som e o coeficiente de atenuação. Foram realizadas onze medições pelo método transmissão-recepção (com transdutores de frequência nominal de 1 MHz), durante 20 dias. Uma análise qualitativa dos resultados mostra que o *phantom* manteve suas propriedades estáveis (tabela III.1). Entretanto, a média do coeficiente de atenuação está abaixo (0,22 dB/cm a 1 MHz) da média para tecidos moles (0,7 dB/cm a 1 MHz). E a média de velocidade está dentro (1508,93 m/s) da faixa da velocidade de propagação de ultra-som nos tecidos moles (1520-1560 m/s).

Tabela III.1: Tabela contendo dados da espessura do *phantom*, do coeficiente de atenuação a 1 MHz e da velocidade de propagação de ultra-som em onze dias de medição. Na região inferior encontram-se valores da média e desvio-padrão (DP) desses parâmetros.

Dias	Espessura [cm]	Atenuação a 1 MHz [dB/cm]	Velocidade [m/s]
1	4,58	0,24	1521,96
2	4,70	0,20	1509,29
3	4,70	0,21	1508,94
4	4,68	0,23	1504,67
5	4,68	0,20	1505,90
6	4,67	0,24	1505,34
7	4,67	0,24	1507,84
8	4,70	0,21	1507,54
9	4,70	0,21	1510,67
10	4,67	0,21	1507,10
Média	4,68	0,22	1508,93
DP	0,03	0,01	4,69

III.6) Equipamento de ultra-som fisioterapêutico

III.6.a) Descrição

O equipamento de ultra-som fisioterapêutico (*Avatar III*, KLD) é constituído por um gerador de sinal elétrico para excitação de dois transdutores: de 1 MHz e de 3 MHz, de ERA nominal de $5,0 \text{ cm}^2$. Os parâmetros do equipamento são: frequência (1 ou 3 MHz), intensidade ($0,1$ a $2,0 \text{ W/cm}^2$), tempo (*timer* 1 a 20 minutos) e modo de emissão (contínuo ou pulsátil). É possível, também, selecionar o tipo de tecido-alvo de tratamento (ex. gordura, músculo e tendão) e sua espessura, de forma que o equipamento aumenta a potência de saída para a potência desejada alcançar o tecido em tratamento (Figura III.9). Foi observado que a superfície de contato do transdutor aquece durante a irradiação, e que esse aquecimento é maior quando a intensidade é elevada (Anexo II).



Figura III.9: Equipamento de ultra-som fisioterapêutico digital utilizado nos testes (*Avatar III*, KLD).

III.6.b) Impedância elétrica

Foram levantadas a impedância elétrica (módulo e fase) dos transdutores de 1 MHz e 3 MHz, utilizando o Medidor de Impedância do LUS (*4193A*, Hewlett Package), que opera na faixa de $0,4$ - 110 MHz . Os resultados mostraram que a frequência de operação desses transdutores condiz com os valores nominais (Figuras III. 10-13).

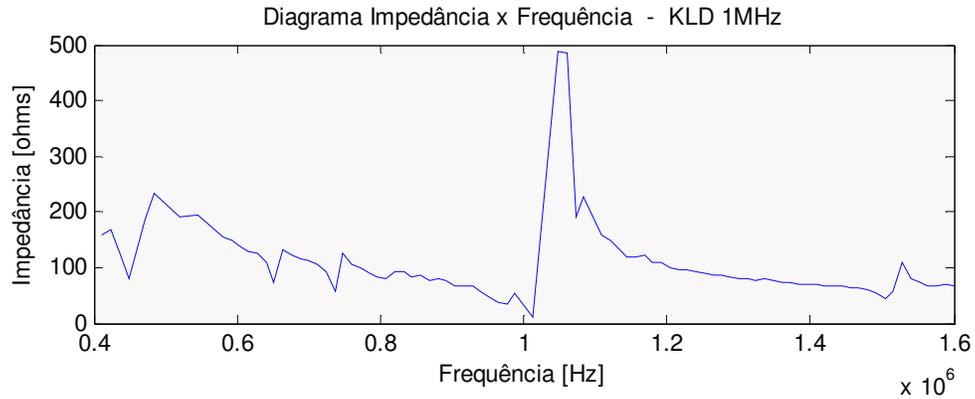


Figura III.10: Gráfico da impedância *versus* frequência do transdutor de 1 MHz.

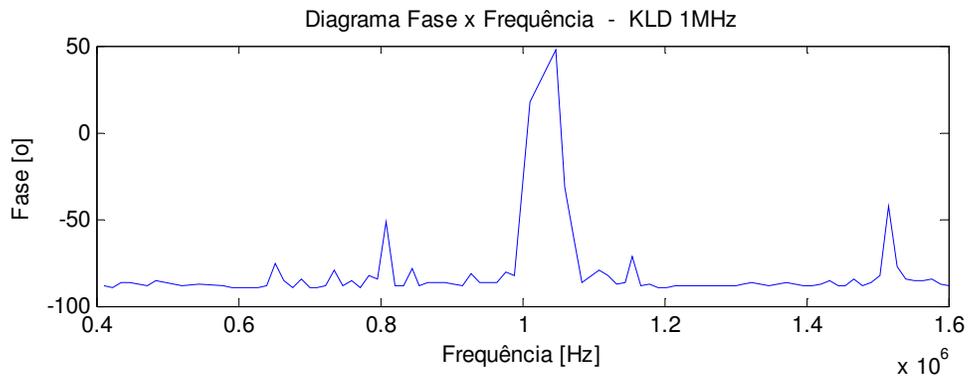


Figura III.11: Gráfico da fase *versus* frequência do transdutor de 1 MHz.

Os gráficos de impedância e fase do transdutor de 1 MHz mostram que a frequência de operação está próxima do valor nominal.

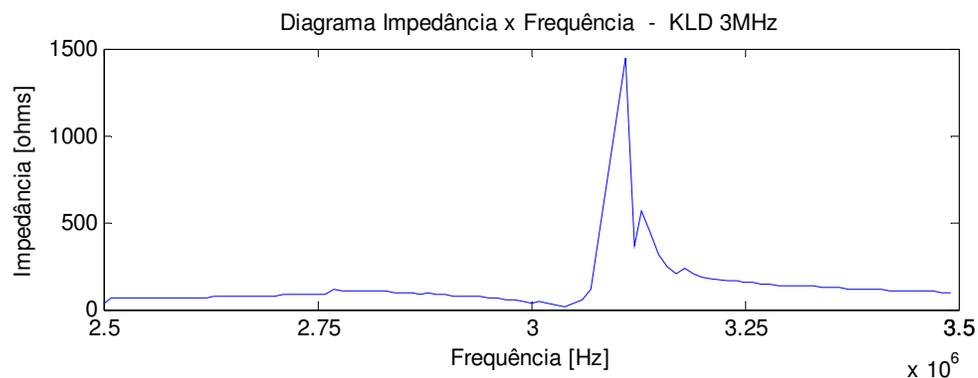


Figura III.12: Gráfico da impedância *versus* frequência do transdutor de 3 MHz.

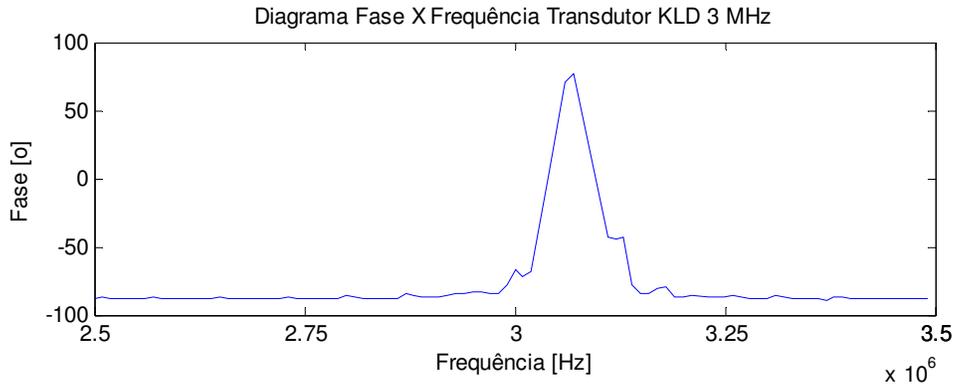


Figura III.13: Gráfico da fase *versus* frequência do transdutor de 3 MHz.

Os gráficos de impedância e fase do transdutor de 3 MHz mostram que a frequência de operação está próxima do valor nominal.

III.6.c) Potência acústica

Para medir a potência acústica dos transdutores de 1 e 3 MHz (*Avatar III*, KLD) foi utilizada uma balança de força de radiação (*UPM-DT-1&10*, Ohmic Instruments, EUA). O transdutor foi preso a um suporte e teve sua superfície imersa em água destilada, alinhado com o centro do cone de medição, operando em modo contínuo. A faixa de potência selecionada no gerador de ultra-som foi 1,0-10,0W, em passos de 1,0 (Figura III.14).

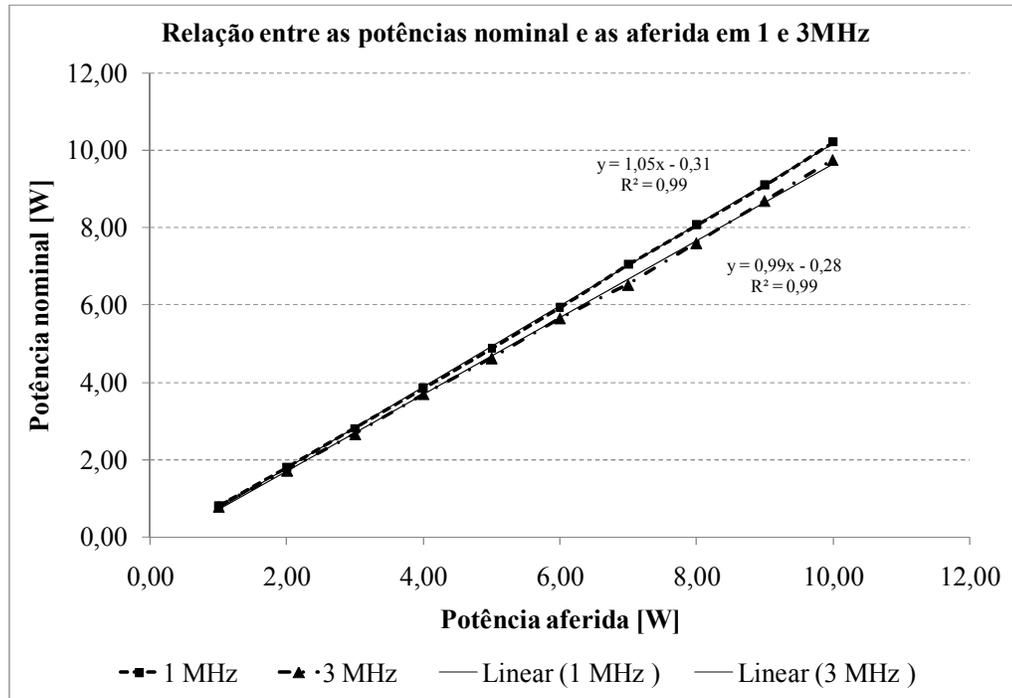


Figura III.14: Relação entre as potências nominal [W] e aferida [W] dos transdutores de 1 MHz e 3 MHz medidas na Balança de Força de Radiação.

Foi realizada uma regressão linear dos pontos, obtendo-se duas equações, a 1MHz ($y=1,05x - 0,31$) e a 3 MHz ($y=0,99x - 0,28$), que apresentaram $R^2 = 0,99$.

III.6.d) Levantamento do campo acústico

O mapeamento do campo acústico é necessário para estimar a área de radiação efetiva (ERA), que é parâmetro essencial para se obter a intensidade emitida pelo equipamento de Fisioterapia. Esta é diretamente relacionada ao aquecimento obtido. A ERA é estimada por um sistema de mapeamento computadorizado, onde o hidrofone varre o campo acústico gerado pelo transdutor, no interior de um tanque com água destilada, com base na norma NBR / IEC 1689 (ABNT, 1998). De forma simplificada, a ERA é calculada a partir das quatro áreas de secção transversal do feixe (ASTF), definida como a menor área que engloba 75% da potência irradiada pelo transdutor. A posição ao longo do eixo central do feixe onde são realizadas as quatro varreduras, em um plano perpendicular ao feixe para determinar a ASTF, é determinada pela posição de transição entre os campos próximo e distante (Zn). Por fim, a ERA é estimada a partir da regressão

linear sobre o valor das quatro ASTF multiplicada por um fator adimensional (Fac) (ALVARENGA *et al.*, 2001).

A NBR / IEC 1689 (ABNT, 1998) foi atualizada para a IEC 61689 (2007), a qual prescreve novas diretrizes para o cálculo da ERA de transdutores fisioterapêuticos. Na norma 61689, ao invés de quatro, são necessários apenas dois planos para o cálculo da ERA: a 0,3 cm da superfície do transdutor e na região de último máximo do feixe (Zn) (IEC, 2007). Durante a dissertação a norma vigente era a NBR / IEC 1689 (ABNT, 1998) e foi mantida até o final.

Os materiais utilizados foram: tanque de dimensões (90 cm x 60 cm x 50 cm), motor de passo que opera em três eixos (X,Y,Z) em passos de 0,174 mm, gerador de sinais (AFG 3021, Tektronix) osciloscópio (TDS3014B, Tektronix), transdutor ultra-sônico de Fisioterapia (Avatar III, KLD), hidrofone (Needle Hydrophone, Precision Acoutics LTD) de diâmetro 0,5 mm e sensibilidade 1MHz 200,7 mV/MPa e 3 MHz 185,5 mV/MPa e microcomputador . Para cada transdutor foram levantados cinco planos: um contendo o eixo de propagação do feixe ultra-sônico e quatro planos paralelos à face do transdutor (para o cálculo da ERA) (Figuras III.15, III.16 e III.17). Foram utilizados dois programas em *Labview 8.2* (desenvolvidos no LUS): um para controlar o motor de passo e outro para calcular a ERA.

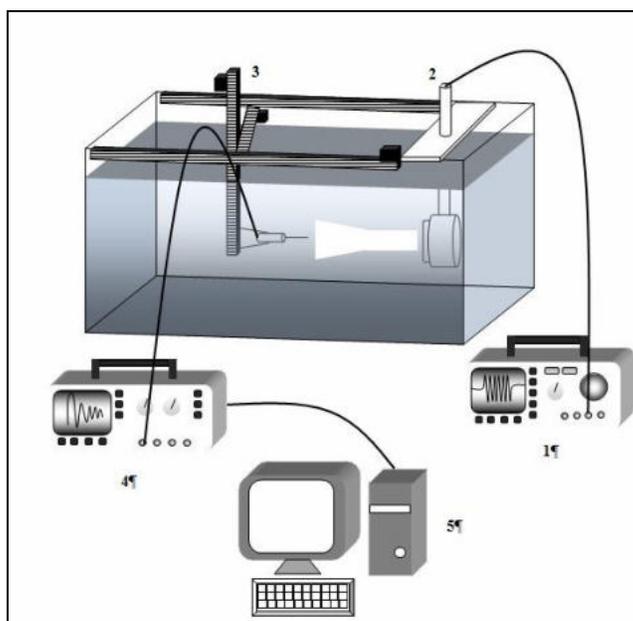


Figura III.15: Esquema do mapeamento do campo acústico de transdutores fisioterapêuticos para o cálculo da ERA. 1) gerador de sinais; 2) transdutor ultra-sônico; 3) hidrofone, 4) osciloscópio; 5) microcomputador

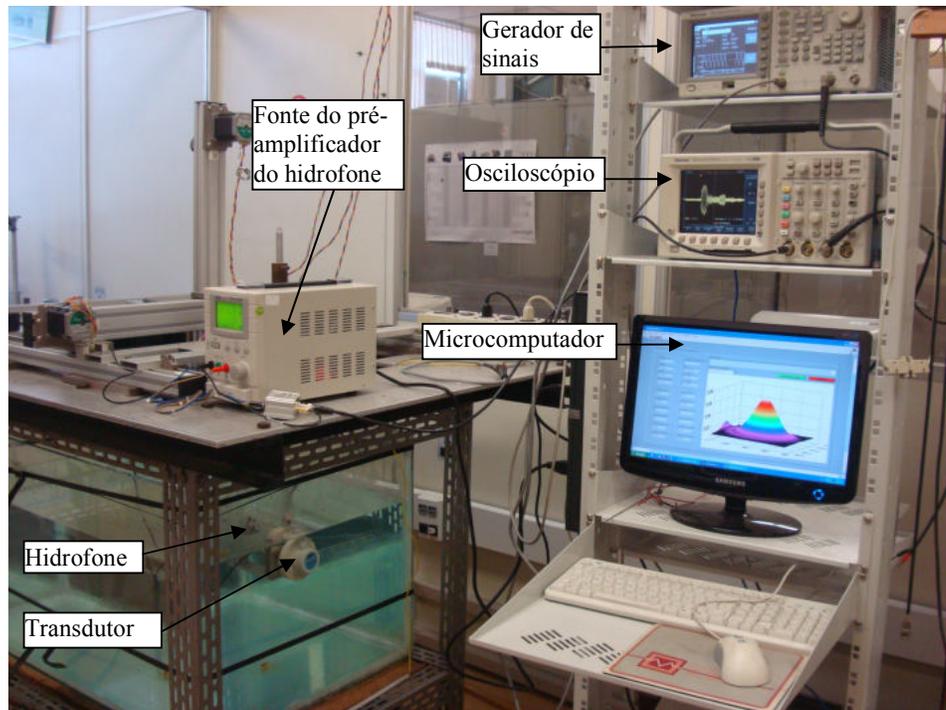


Figura III.16: Montagem experimental para o mapeamento do campo acústico gerado por transdutor fisioterapêutico, no tanque operacional do Laboratório de Ultra-Som.

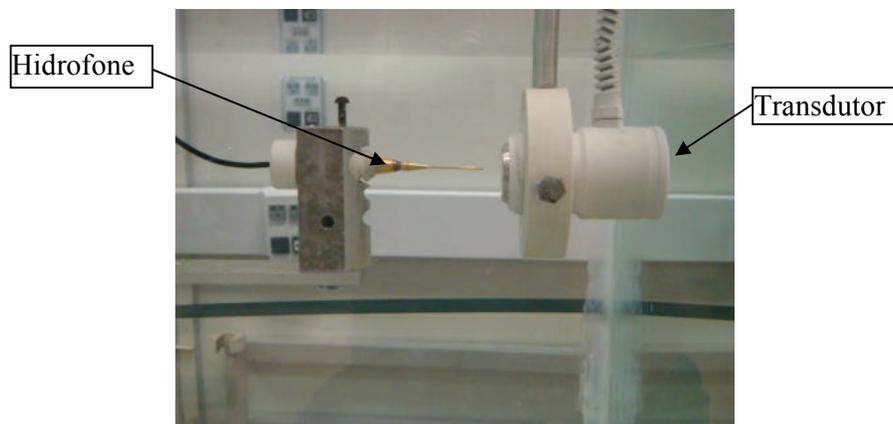


Figura III.17: Hidrofone e transdutor imersos no tanque acústico, alinhados entre si.

Para o transdutor de 1 MHz, foi estimada, pelo gráfico gerado pela varredura, a posição do foco natural (Zn) a 70 mm da face do transdutor (Figura III.18). Os planos para o cálculo da ERA foram: Z1 (10 mm); Z2 (20 mm); Z3 (40 mm) e Z4 (80 mm) (Figura III.19). A ERA estimada foi de $3,31 \text{ cm}^2$ (nominal de 5 cm^2), seguindo a NBR / IEC 1689 (1998).

O transdutor de 3 MHz teve a posição do foco natural (Zn) estimada em 240 mm da face do transdutor (Figura III.20 e III.21). Os planos foram: Z1 (10 mm); Z2 (20 mm); Z3 (40 mm) e Z4 (80 mm) (Figura III.22). A ERA estimada foi de $3,58 \text{ cm}^2$ (nominal de 5 cm^2), seguindo a NBR / IEC 1689 (1998).

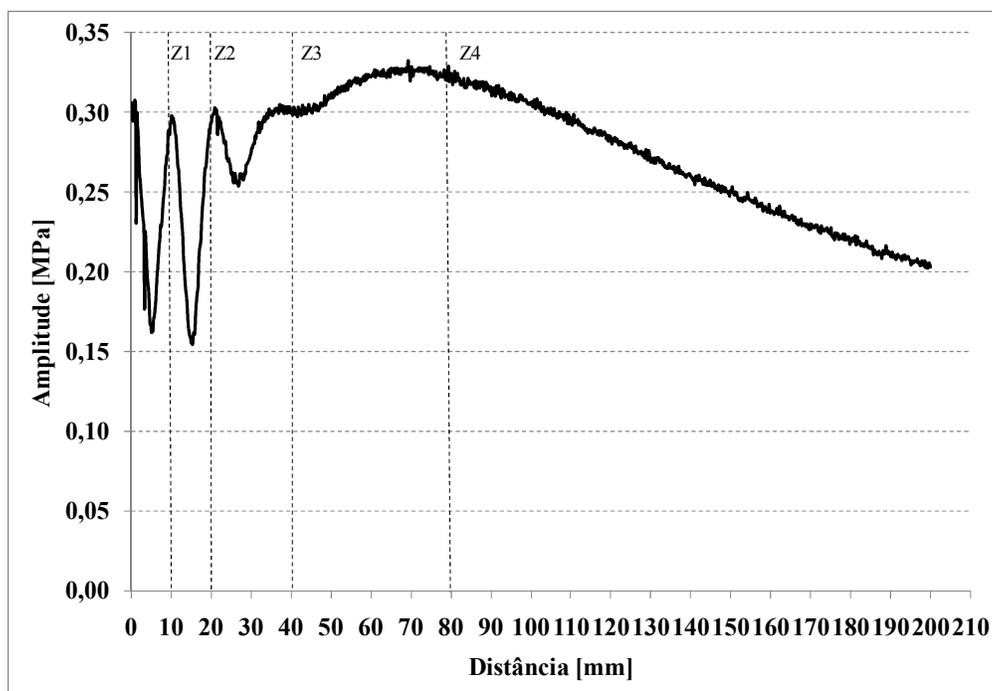


Figura III.18: Gráfico da amplitude do sinal [MPa] ao longo da distância [mm] de um campo acústico gerado por transdutor de Fisioterapia de 1 MHz.

Podem-se observar os picos de intensidade acústica no campo próximo, a posição do último pico (Zn) em 70 mm, e a partir de 70 mm, o campo distante. As linhas tracejadas Z1, Z2, Z3 e Z4 correspondem às posições onde foram realizadas as varreduras correspondentes a estes planos.

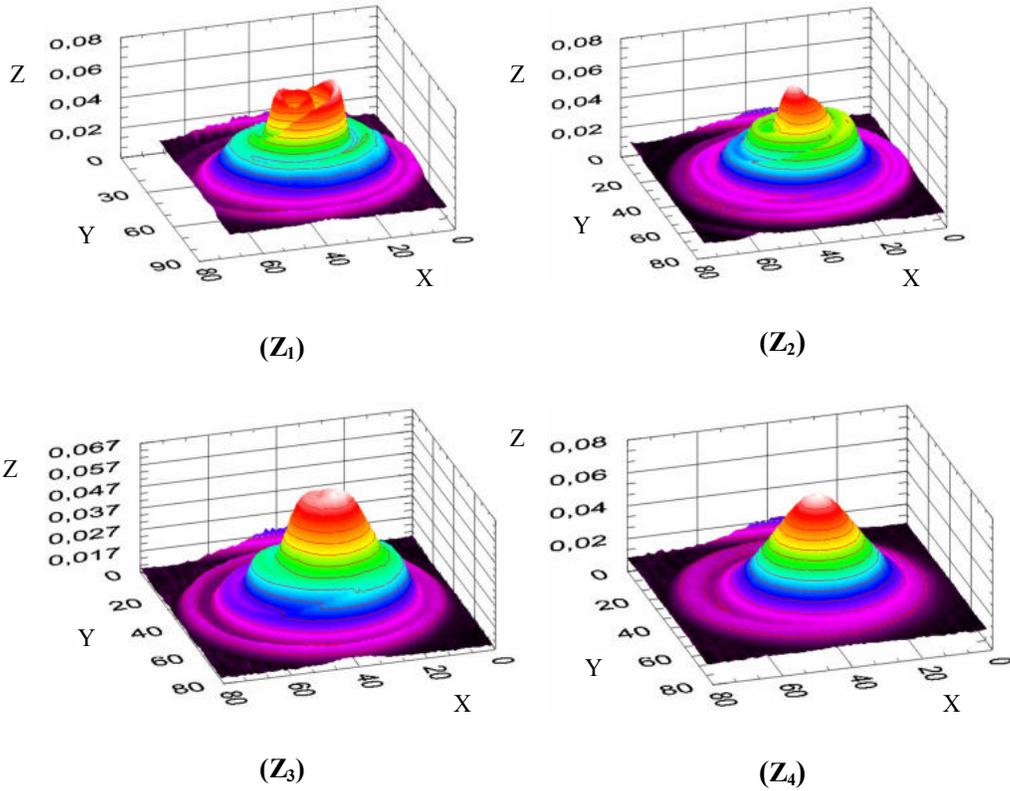


Figura III.19: Distribuição da pressão acústica nos planos da varredura em 2D distantes da face do transdutor de 1 MHz a 10 mm (Z₁), 20 mm (Z₂), 40 mm (Z₃) e 80 mm (Z₄). As unidades observadas nos eixos X e Y representam número de passos da varredura (1 passo=0,174mm). A escala vertical dos Gráficos está em volts e a sensibilidade do hidrofone é, a 1 MHz, 200,7 mV/MPa.

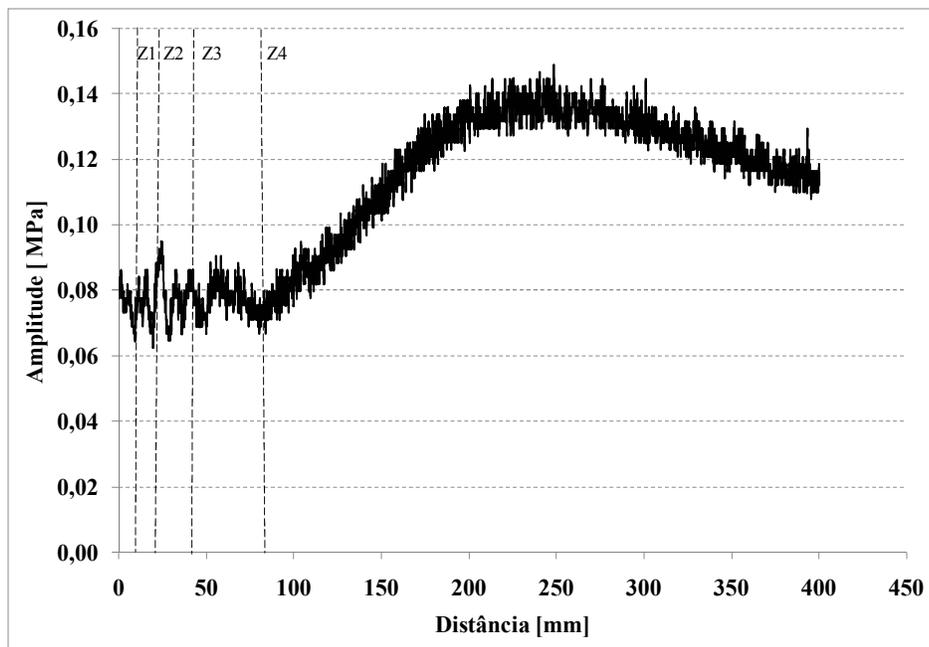


Figura III.20: Gráfico da amplitude do sinal [MPa] ao longo da distância [mm] de um campo acústico gerado por transdutor de Fisioterapia de 3 MHz.

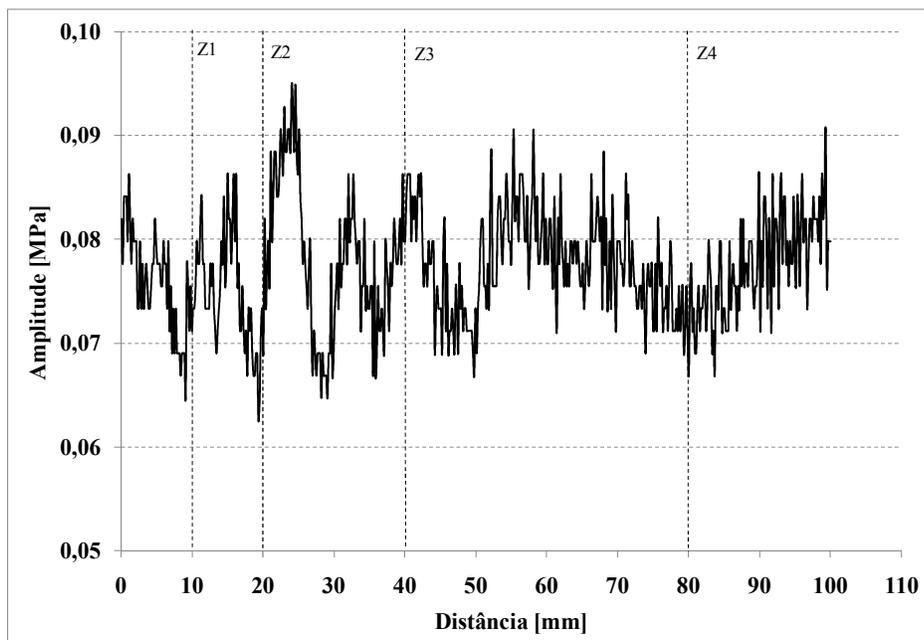


Figura III.21: Ampliação do sinal na região de campo próximo do feixe ultrassônico do transdutor de 3 MHz. Os planos Z1, Z2, Z3 e Z4 correspondem às posições onde foram realizadas as varreduras 2D perpendiculares à face do transdutor.

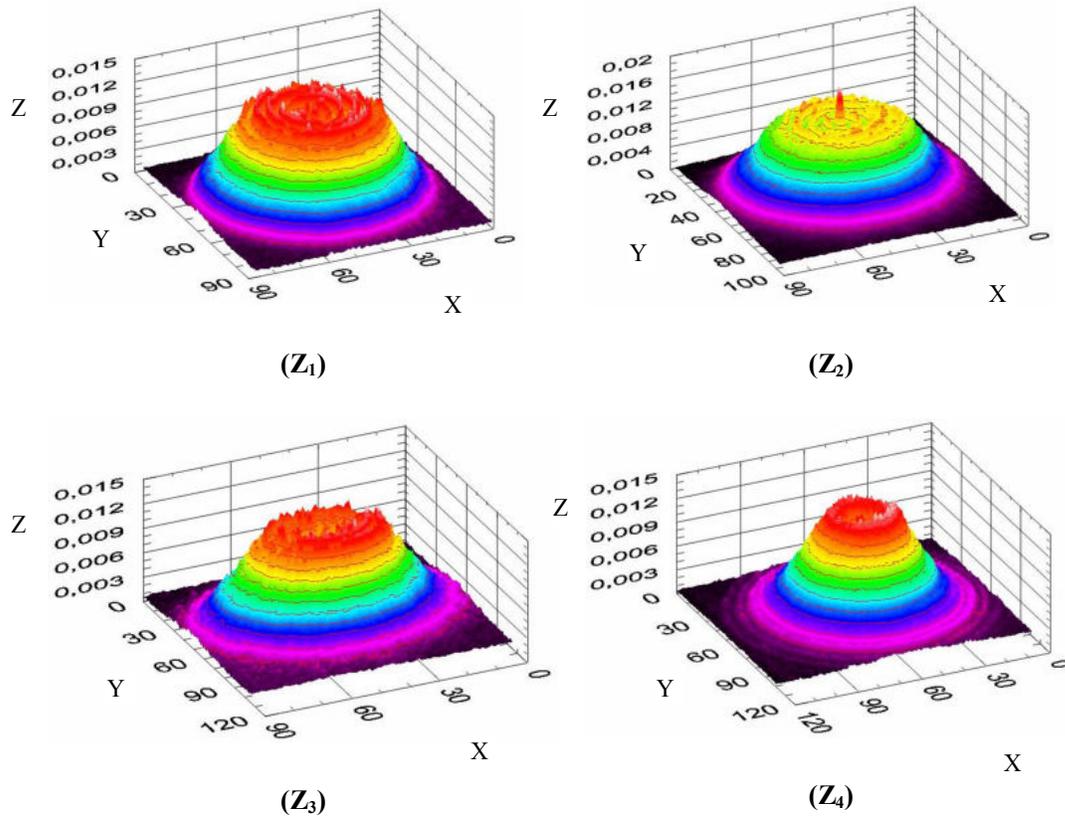


Figura III.22: Distribuição da pressão acústica nos planos da varredura em 2D distantes da face do transdutor de 3 MHz a 10 mm (Z_1), 20 mm (Z_2), 40 mm (Z_3) e 80 mm (Z_4). As unidades observadas nos eixos X e Y representam número de passos da varredura (1 passo=0,174mm). A escala vertical dos Gráficos está em volts e a sensibilidade do hidrofone é, a 3 MHz, 185,5 mV/MPa.

Pode-se observar, pela varredura ao longo do eixo do feixe, que a posição do último pico (Z_n) é de 240 mm.

A partir dos valores obtidos na Balança de Força de Radiação e da ERA dos transdutores de 1 e 3 MHz, a intensidade efetiva foi estimada, conforme a tabela a seguir.

Tabela III.2: Intensidade efetiva estimada pela razão entre a potência lida na balança de força de radiação e a ERA estimada com base no mapeamento do campo acústico por hidrofone

Intensidade nominal [W/cm ²]	Intensidade efetiva 1 MHz [W/cm ²]	Intensidade efetiva 3 MHz [W/cm ²]
0,20	0,24	0,22
0,40	0,55	0,48
0,60	0,85	0,74
0,80	1,16	1,03
1,00	1,47	1,29
1,20	1,79	1,58
1,40	2,13	1,82
1,60	2,44	2,12
1,80	2,75	2,43
2,00	3,08	2,72

III.7) Placa absorvedora de energia ultra-sônica

Foi utilizada uma placa absorvedora de ultra-som (*APTFlex F21*, Precision Acoustics) de dimensões (18 cm comprimento x 18 cm largura x 1,4 cm espessura) a fim de se evitar a re-irradiação do *phantom*, aumentando os níveis de aquecimento. A placa foi posicionada parcialmente imersa na cuba com água, paralela à extremidade oposta à de radiação.

III.8) Equipamento medidor de temperatura (*Spider 8*)

O *Spider 8* é um sistema eletrônico de medição de variáveis tais como tensão, força, pressão, deslocamento, aceleração e temperatura, entre outras. Possui oito canais, cada um com um conversor A/D que permite taxa de amostragem a 9600 Hz, útil para medições biológicas. Vem com um software aplicativo (*Catman*) que permite a seleção de parâmetros tais como taxa de amostragem, canais, tempo de aquisição de dados. Posteriormente, os dados são salvos em planilha Excel. Há filtros disponíveis como Butterworth e Bessel, e filtro de valor médio. Os transdutores podem ser conectados aos canais 0 a 7 (8 canais), e os termopares devem ser ligados aos módulos SR01, utilizando

um tipo de conector de cinco pinos, que apresenta uma aba de plástico que protege os parafusos dos pinos. Para conectar os termopares, deve-se prender os terminais dos mesmos, apertando os parafusos. O *Spider 8* está conectado ao microcomputador pela porta paralela (porta de impressora, LPT1) (Figura III.23.a, e III.23.b).

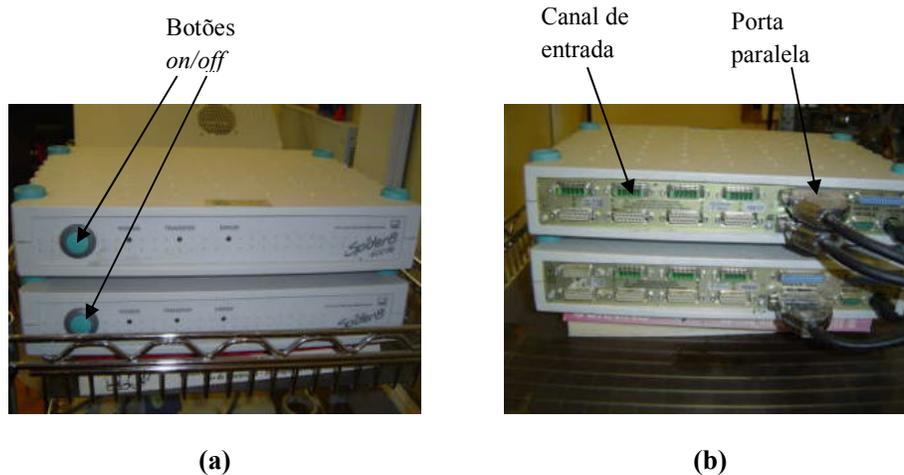


Figura III.23: Equipamento medidor de temperatura (*Spider 8*). Vista anterior (a), Vista posterior com os 7 canais de entrada do sinal (b).

III.9) Montagem experimental

III.9.a) Alinhamento do sistema

Inicialmente os dois tubos do calorímetro são preenchidos com o *phantom*. Quando o *phantom* solidifica e toma seu formato final, o calorímetro diferencial é colocado imerso em uma cuba com água. Em seguida os termopares são conectados ao *Spider 8*. O transdutor é fixado a um suporte, e fica imerso, com sua face de irradiação alinhada com o posicionador de PVC do tubo de medição do calorímetro, afastado do *phantom* a 1 cm. A placa absorvedora é posicionada paralela à extremidade oposta à de radiação, à aproximadamente, 10 cm do *phantom*. A visualização dos dados coletados é feita a partir do software Catman. Esta montagem experimental foi alterada ao longo da dissertação, e está em anexo, a título de informação (Anexo III).

III.9.b) Protocolo de aquisição

Foram obtidos dados à temperatura ambiente (antes da irradiação), durante o aquecimento e resfriamento (após a irradiação) do *phantom*. Os dados da fase de aquecimento foram tratados em planilha Excel, para se obter a variação de temperatura (ΔT), ou seja, a temperatura máxima do *phantom* menos a temperatura basal do mesmo. Os testes duram, no total, 10 minutos para cada intensidade. Entretanto, nos testes realizados com intensidades mais elevadas, como a de 1,5 e 2,0 W/cm², foi necessário dar mais tempo entre os experimentos, pois a temperatura ainda estava mais alta do que a temperatura de repouso. O *phantom* foi o mesmo nas 10 medições. O transdutor foi reposicionado nos diferentes dias de medição.

Os parâmetros de irradiação são: frequências de 1 MHz e 3 MHz, tempos de repouso (180 s), irradiação (180 s) e resfriamento (240s), modo de emissão contínuo, intensidades nominais de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm². Não foi selecionado um tecido-alvo (específico no *display* do equipamento de ultra-som. Foram realizadas 10 medições em cada intensidade estipulada, totalizando 80 experimentos com o calorímetro diferencial, conforme o esquema a seguir. Em cada experimento levantou-se seis curvas de temperatura ao longo do tempo, correspondentes às seis profundidades no *phantom* (Figuras III.24). Na prática clínica, usa-se a regra geral de que o tempo de aplicação deve ser de 1 minuto para uma região de tamanho igual à superfície do transdutor. Como o objetivo foi criar uma condição de aquecimento maior do que uma situação biológica, o tempo de irradiação selecionado foi três vezes maior, ou seja, 180 s em uma região de aplicação igual à superfície do transdutor.

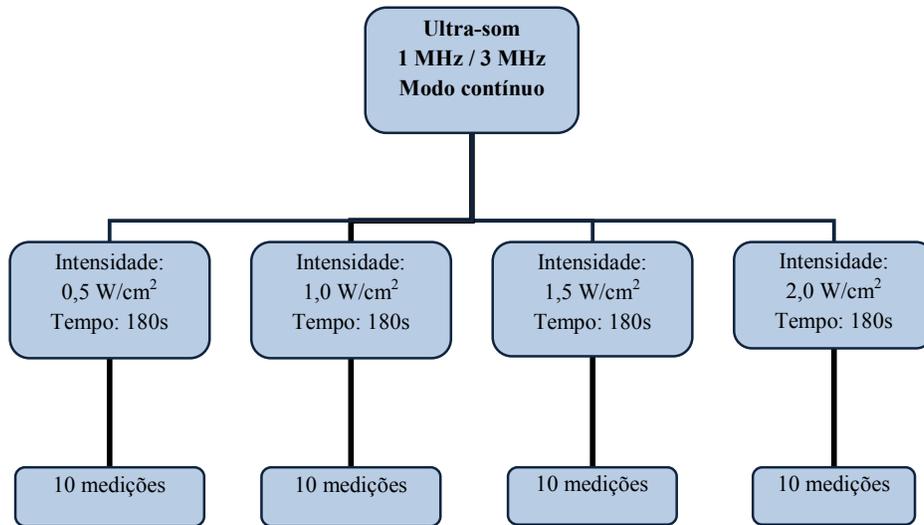


Figura III.24: Esquema do protocolo de irradiação com transdutores de 1 MHz e 3 MHz. Foram realizadas 40 medições de aquecimento em cada frequência. Todas as medições tiveram tempo de irradiação de 180s e modo contínuo. A intensidade nominal variou na faixa de 0,5 - 2,0 W/cm².

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

As curvas de temperatura foram traçadas em um único plano para análise do comportamento térmico durante o processo de aquecimento. Em cada experimento levantou-se seis curvas de temperatura ao longo do tempo, correspondentes às seis profundidades no *phantom* (Figura IV.1). Os dados foram tratados em planilha Excel.

O aquecimento foi medido como a variação de temperatura, ou seja, a temperatura máxima do *phantom* menos sua temperatura inicial (ΔT). Cada protocolo foi reproduzido dez vezes.

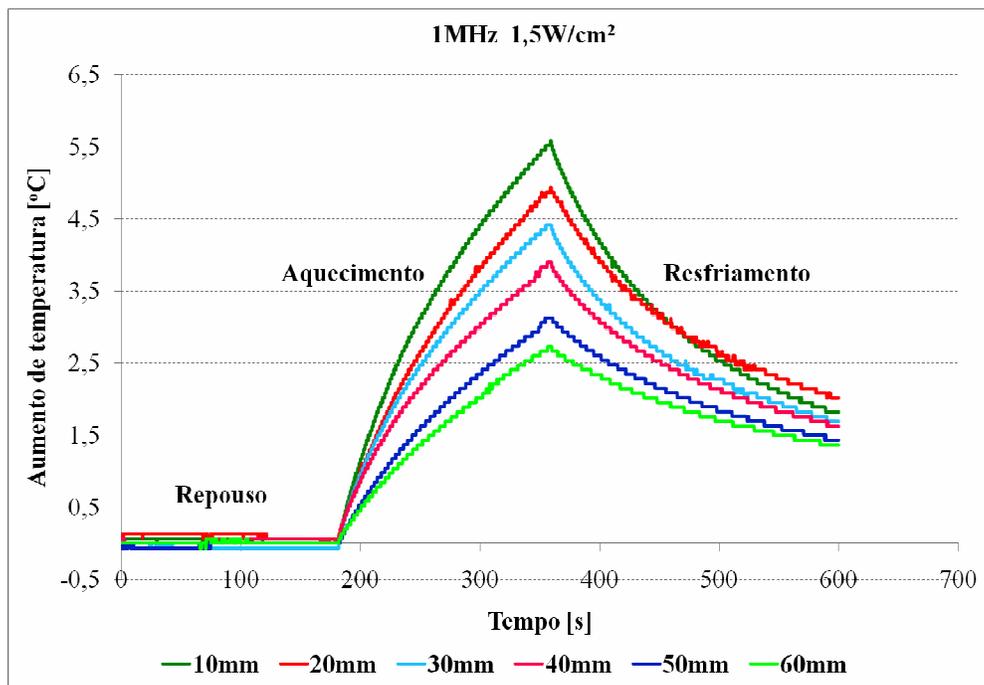


Figura IV.1: Gráfico da evolução da temperatura nas fases de repouso, aquecimento e resfriamento do *phantom* na intensidade de 1,5 W/cm².

IV.1) RESULTADOS GERAIS

Os resultados gerais das medições com o transdutor de 1 MHz são mostrados na tabela IV.1 e do transdutor de 3 MHz são mostrados na tabela IV.2.

Tabela IV.1: Dados de Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) das dez medições de aquecimento [°C] em seis profundidades do *phantom*, gerado por transdutor de 1 MHz

1MHz		10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
0,5 W/cm ²	Média	1,69	1,50	1,31	1,34	1,08	1,19
	DP	0,24	0,18	0,25	0,14	0,13	0,18
	CV (%)	15	12	19	10	12	15
1,0 W/cm ²	Média	3,35	2,96	2,54	2,52	2,05	2,18
	DP	0,47	0,31	0,47	0,15	0,14	0,27
	CV (%)	14	10	18	6	7	12
1,5 W/cm ²	Média	5,07	4,37	3,71	3,70	3,06	3,15
	DP	0,72	0,49	0,68	0,26	0,18	0,33
	CV (%)	14	11	18	7	6	10
2,0 W/cm ²	Média	6,71	5,76	4,86	4,79	3,98	4,04
	DP	0,96	0,64	0,89	0,30	0,21	0,37
	CV (%)	14	11	18	6	5	9

Tabela IV.2: Dados de Média e desvio-padrão (DP) das dez medições de aquecimento [°C] em seis profundidades do *phantom*, gerado por transdutor de 3 MHz

3MHz		10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
0,5 W/cm ²	Média	2,97	2,35	1,87	1,46	1,21	1,00
	DP	0,35	0,27	0,20	0,17	0,13	0,20
	CV (%)	12	11	11	11	11	20
1,0 W/cm ²	Média	6,04	4,83	3,81	2,97	2,47	2,01
	DP	0,61	0,42	0,35	0,17	0,17	0,28
	CV (%)	10	9	9	6	7	14
1,5 W/cm ²	Média	9,22	7,37	5,77	4,46	3,66	2,96
	DP	0,92	0,70	0,57	0,27	0,24	0,41
	CV (%)	10	9	10	6	6	14
2,0 W/cm ²	Média	12,56	10,03	7,77	5,99	4,92	3,96
	DP	1,22	0,94	0,76	0,52	0,41	0,61
	CV (%)	10	9	10	9	8	15

Com base nas tabelas apresentadas, foram plotadas curvas da média do aquecimento a 1 e 3 MHz, nas intensidades 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm², nas seis profundidades do *phantom* (Figuras IV.2 e IV.3).

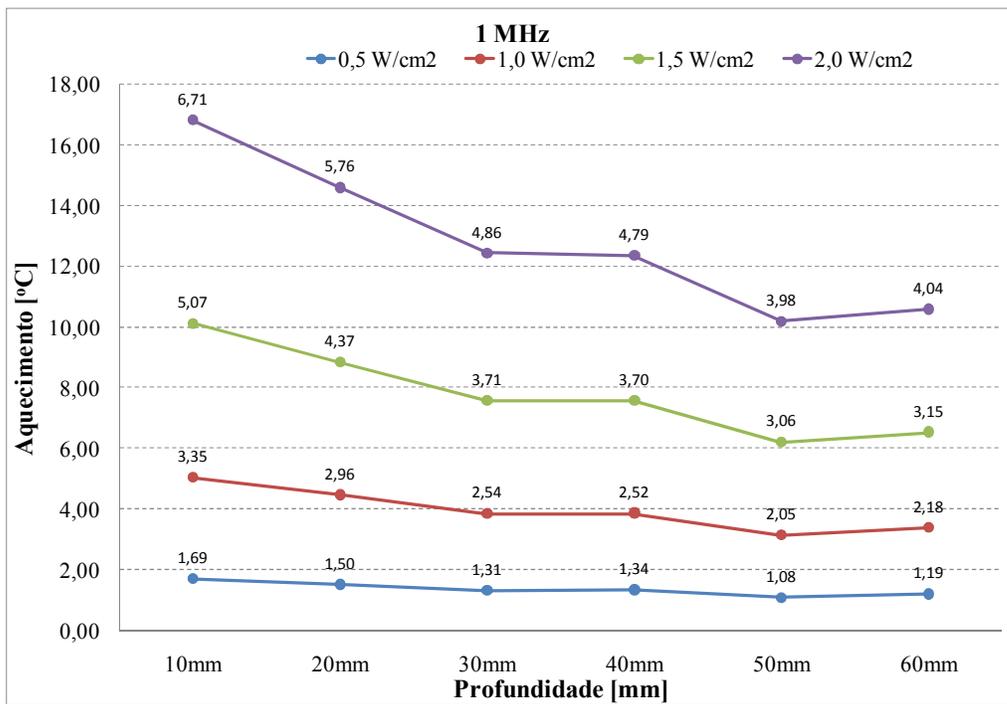


Figura IV.2): Gradiente do aumento de temperatura [°C] gerado equipamento de ultra-som fisioterapêutico, com transdutor de 1 MHz, nas intensidades 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm² ao longo da profundidade do *phantom*.

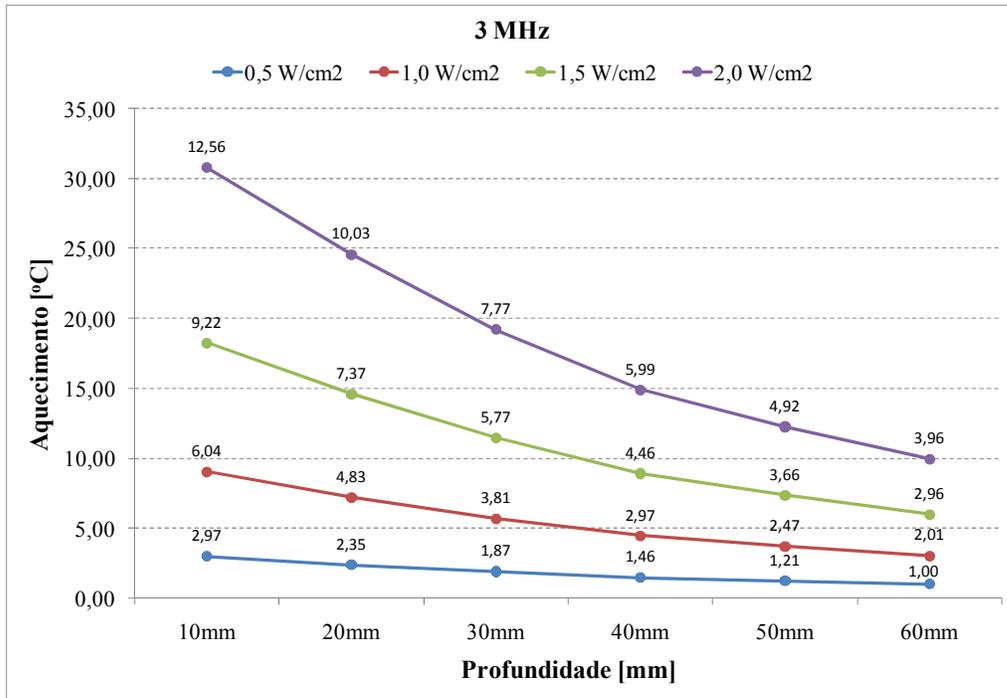


Figura IV.3): Gradiente do aumento de temperatura [°C] gerado equipamento de ultra-som fisioterapêutico, com transdutor de 3 MHz, nas intensidades 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm² ao longo da profundidade do *phantom*.

IV.2) ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Foi aplicado teste estatístico com auxílio do *software GraphPad Prisma 4.0* para comparar os resultados de aquecimento entre os grupos: 6 profundidades em cada frequência. Para um intervalo de confiança de 95%, foi aplicada Anova de um fator. Em todos os protocolos de 1 e 3MHz os 6 grupos foram significativamente diferentes ($P < 0,05$). Posteriormente, foi realizada análise pós-Anova (Teste de Tukey para comparações múltiplas), conforme mostrado nas tabelas IV.11 a IV.18.

Tabela IV.11: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 1 MHz e Intensidade 0,5W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-		*	*	*	*
20 mm		-			*	*
30 mm	*		-			
40 mm	*			-		
50 mm	*	*			-	
60 mm	*	*				-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.12: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 1 MHz e Intensidade 1,0W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-				*	*
20 mm		-			*	
30 mm			-			
40 mm				-		
50 mm	*	*			-	
60 mm	*					-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.13: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 1 MHz, Intensidade 1,5W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-		*	*	*	*
20 mm		-			*	
30 mm	*		-			
40 mm	*			-		
50 mm	*	*			-	
60 mm	*					-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.14: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 1 MHz, Intensidade 2,0W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-		*	*	*	*
20 mm		-			*	*
30 mm	*		-			
40 mm	*			-		
50 mm	*	*			-	
60 mm	*	*				-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.15: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 3 MHz, Intensidade 0,5W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-	*	*	*	*	*
20 mm	*	-	*	*	*	*
30 mm	*	*	-	*	*	*
40 mm	*	*	*	-		*
50 mm	*	*	*		-	
60 mm	*	*	*	*		-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.16: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 3 MHz, Intensidade 1,0W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-		*	*	*	*
20 mm		-		*	*	*
30 mm	*		-		*	*
40 mm	*	*		-		
50 mm	*	*	*		-	
60 mm	*	*	*			-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.17: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 3 MHz, Intensidade 1,5W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-		*	*	*	*
20 mm		-		*	*	*
30 mm	*		-		*	*
40 mm	*	*		-		
50 mm	*	*	*		-	
60 mm	*	*	*			-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

Tabela IV.18: Teste estatístico entre os 6 grupos no protocolo de 3 MHz, Intensidade 2,0W/cm²

	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm
10 mm	-	*	*	*	*	*
20 mm	*	-		*	*	*
30 mm	*		-		*	*
40 mm	*	*		-		
50 mm	*	*	*		-	
60 mm	*	*	*			-

(*) diferença estatisticamente significativa (P<0,05)

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

Desde o início, a proposta desta dissertação foi a de adaptar o protótipo do calorímetro existente (FURTADO, 2005) para avaliação do aquecimento ao longo do eixo de propagação da onda. Como o aumento de temperatura é o fator de interesse em terapia e não a temperatura absoluta, optou-se por construir um calorímetro diferencial para a realização deste estudo. A vantagem do calorímetro diferencial é minimizar o efeito da flutuação da temperatura ambiente.

A estimativa do aquecimento de tecidos por ultra-som depende de uma série de fatores:

Fatores relacionados à irradiação: (a) Os tecidos são expostos ao campo próximo, uma região onde a distribuição espacial da energia ultra-sônica é irregular. (b) Movimentação do transdutor durante a aplicação. (c) Existe variabilidade na potência de saída e da ERA de equipamento para equipamento. Fatores relacionados ao meio irradiado: (a) Características do tecido em tratamento tais como impedância acústica, atenuação, profundidade, área de aplicação, tipo de lesão, condução de calor para os tecidos adjacentes e perfusão sanguínea.

No presente trabalho optou-se por trabalhar em um modelo simplificado onde o efeito da atenuação, entendida como a combinação de absorção e espalhamento, pudesse ser evidenciado. Neste sentido, o *phantom* empregado foi homogêneo, além disto o calorímetro foi dimensionado de forma que a secção transversal fosse cerca de 4,5 vezes a ERA dos transdutores empregados para minimizar o efeito de possíveis reflexões nas paredes. Outra preocupação foi utilizar termopares de diâmetro pequeno o suficiente para minimizar a interferência com o campo acústico. (0,24 mm de diâmetro). No que diz respeito ao resfriamento, procurou-se reproduzir a situação *in vivo* utilizando paredes de alumínio e a imersão em água, a qual apresenta temperatura abaixo da temperatura *in vivo*. Desta forma o fluxo de calor dentro do *phantom*, deste para as paredes de alumínio e das paredes para a água mimetizava o mecanismo de condução de calor observado nos tecidos. Com a ausência de um sistema que simule a perfusão sanguínea e a forma de aplicação estática, não é possível extrapolar diretamente tais resultados para casos *in vivo*, porém estes permitem que se tenha uma idéia de como o aquecimento do volume ocorre.

A penetração observada na frequência de 3 MHz pode ser atribuída ao fato de o *phantom* utilizado nos experimentos apresentar um baixo coeficiente de atenuação (α : 0,22 dB/cm a 1 MHz correspondente à gordura).

MEANEY (2007) utilizou um *phantom* à base de Agar e termopares para avaliar o aquecimento produzido por um ultra-som de alta intensidade focalizado (HIFU). Foi observado que ao cessar a irradiação, a temperatura dos termopares laterais continuou aumentando por certo tempo. Eles responderam de forma “atrasada” ao processo de condução térmica do centro da zona de aquecimento. Esse fenômeno também foi observado por FURTADO (2005) onde os termopares laterais de uma matriz de termopares em um plano paralelo à face do transdutor continuaram aquecendo após a interrupção da irradiação ultra-sônica. KADRI *et al.* (2007), que estudaram o aquecimento em profundidade de um *phantom*, evidenciaram ao iniciar o resfriamento, que a temperatura do termopar mais superficial (1 cm) reduzia rapidamente, enquanto que a temperatura dos termopares de 2 cm a 5 cm aumentava durante os primeiros cinco minutos de resfriamento. Neste trabalho, entretanto, este atraso não foi observado. Isto pode ser atribuído ao fato de os termopares serem localizados ao longo do eixo central do feixe onde a temperatura é mais alta, além disto, por serem confeccionados com fios com baixa capacidade térmica (0,24 mm) suas respostas às variações de temperatura são muito rápidas.

O tempo necessário para a temperatura retornar ao valor inicial foi longo, principalmente após atingir diferenças de temperatura superiores a 5,0°C. Foi necessário aguardar um tempo maior do que 360 s de resfriamento para iniciar aquisição de dados de temperatura do experimento subsequente, a fim de evitar a influência do aquecimento residual.

Neste trabalho foi observado que o termopar que mais aqueceu foi o de 10 mm em ambas frequências. Esta resposta também foi notada KADRI *et al.* (2007).

A 1 MHz, nota-se um declínio do aumento da temperatura ao longo da profundidade em todas as intensidades, embora este seja mais acentuado em intensidades mais elevadas (1,5 e 2,0W/cm²). Para cada intensidade, são observados dois picos de temperatura no calorímetro: a 10 mm e a 60 mm. Estes picos correspondem às distâncias do campo acústico de 20 mm e 70 mm, respectivamente. O pico observado a 10 mm corresponde a um pico de intensidade no campo próximo, que se situa na região mais superficial do *phantom*. O segundo pico de temperatura ocorre para o termopar a 60 mm.

Observa-se que este aqueceu mais do que o a 50 mm, em todas as intensidades. Uma possível explicação é sua proximidade com o foco natural do feixe ultra-sônico (que está a 70 mm).

A 3 MHz foram observados picos de temperatura superficialmente, principalmente nos termopares a 10 mm e 20 mm de profundidade, e queda do aumento de temperatura com a profundidade, em todas as intensidades. A amplitude do sinal na varredura ao longo do feixe ultra-sônico do transdutor de 3 MHz se mostrou menor (0,06 – 0,16 MPa) do que a amplitude em 1 MHz (0,15-0,35 MPa). Além disso, a intensidade efetiva calculada do transdutor de 1 MHz é maior do que o de 3 MHz. Apesar disso, o aquecimento a 3 MHz foi maior do que a 1 MHz nas profundidades 10-50 mm, e menor na profundidade 60 mm, em todas as intensidades. Isto pode ser atribuído à absorção ser maior na frequência de 3 MHz, o que leva à maior produção de calor nas regiões superficiais.

Apesar da frequência de 1 MHz ser rotineiramente indicada para tratamento de lesões teciduais profundas e a frequência de 3 MHz para lesões teciduais superficiais (PRENTICE, 2004), este trabalho mostra que o aquecimento superficial ocorreu em ambas frequências. Embora a magnitude do aquecimento superficial difira entre tais frequências: com a mesma intensidade pode-se observar que a 3 MHz o aquecimento na faixa de profundidade 10 mm-30 mm foi mais acentuado. A partir desta profundidade (40 mm-60 mm), há uma pequena diferença de aquecimento entre as frequências.

A análise estatística evidenciou que a profundidade é um fator significativo para o aquecimento:

A 1 MHz: não há diferença significativa entre as profundidades 10 e 20 mm, em todas as intensidades. Em $0,5 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 30 mm, 10 e 40 mm, 10 e 50 mm, 10 e 60 mm, 20 e 50 mm, 20 e 60 mm. Em $1,0 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 50 mm, 10 e 60 mm. Em $1,5 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 30 mm, 10 e 40 mm, 10 e 50 mm, 10 e 60 mm, 20 e 50 mm. Em $2,0 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 30 mm, 10 e 40 mm, 10 e 50 mm, 10 e 60 mm, 20 e 50 mm, 20 e 60 mm.

A 3 MHz em $0,5 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 20 mm, 10 e 30 mm, 10 e 40 mm, 10 e 50 mm, 10 e 60 mm, 20 e 30 mm, 20 e 40 mm, 20 e 50 mm, 20 e 60 mm, 30 e 40 mm, 30 e 50 mm, 30 e 60 mm, 40 e 60 mm. Em $1,0 \text{ W/cm}^2$ e $1,5 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 30 mm, 10 e 40 mm, 10 e 50 mm, 10 e 60 mm, 20 e 40 mm, 20 e 50 mm, 20 e 60 mm, 30 e 50 mm, 30 e 60 mm. Em $2,0 \text{ W/cm}^2$ há diferença entre 10 e 20 mm, 10 e

30 mm, 10 e 40 mm, 10 e 50 mm, 10 e 60 mm, 20 e 40 mm, 20 e 50 mm, 20 e 60 mm, 30 e 50 mm, 30 e 60 mm.

Os resultados deste trabalho comprovam a capacidade do UST em promover aquecimento capaz de gerar efeitos terapêuticos aos tecidos relatados por DRAPER e RICARD, 1995; MERRICK *et al.*, 2003; PRENTICE, 2004; HAYES *et al.*, 2004: >1°C: aumento do metabolismo e estímulo à cicatrização; 2-3°C: redução da dor e do espasmo muscular e >4°C: aumento da extensibilidade do tecido colágeno e redução da rigidez articular. Porém, verificou-se também valores extremos de aquecimento na intensidade 2,0W/cm², no termopar a 10 mm, tanto em 1 MHz (6,71±0,96 °C) quanto em 3 MHz (12,56±1,22). Sendo assim, verifica-se também a capacidade do ultra-som de Fisioterapia em elevar a temperatura a níveis lesivos aos tecidos. É de extrema importância conhecer o potencial de aquecimento deste tipo de tecnologia.

Em relação à repetibilidade do método, para a frequência de 1 MHz o coeficiente de variação (Tabela IV.1) apresentou valores entre 5 e 19%, enquanto que para 3 MHz, o coeficiente de variação (Tabela IV.2) apresentou valores entre 6 e 20%. Não foi observada correspondência com frequência, profundidade e intensidade.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o projeto e a construção de um calorímetro diferencial, composto por termopares imersos em material mimetizador de propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos.

Os resultados permitem que se conclua que o calorímetro tem potencial para ser usado na caracterização do feixe de transdutores de ultra-som aplicados à Fisioterapia, em especial, na identificação dos principais máximos locais de temperatura (pontos quentes) que ocorrem ao longo do eixo principal do feixe. Serve, também, de base para se estudar doses adequadas (combinação de intensidade e tempo de aplicação) para que a temperatura se mantenha em níveis terapêuticos.

Outras aplicações possíveis são na elaboração de modelos de aquecimento, relacionando intensidade e temperatura aplicáveis a cada profundidade.

Os passos futuros imediatos seriam: confeccionar um *phantom* com maior valor de atenuação e com camadas mimetizando estruturas do tipo gordura-músculo-osso, avaliar a estabilidade do *phantom* ao longo do tempo, melhorar a durabilidade dos termopares e fazer uma avaliação sistemática do conjunto (calibração, acurácia, precisão, etc.).

CAPÍTULO VII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRUNHOSA, V.M., COSTA-FÉLIX, R.P.B., VON KRÜGER, M.A. *et al.*, 2006, “Caracterização da sensibilidade de transdutor ultra-sônico aplicado à Fisioterapia”, In: *Anais do XX Congresso de Engenharia Biomédica*, v.1, pp. 784-787, São Pedro, São Paulo, Out.

ALVARENGA, A. V., MACHADO, J. C., PEREIRA, W. C. A., 2001, "Implementação do protocolo para a obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos usados em medicina”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 17, n. 3 (Set), pp. 151-163.

ANAND, A., SAVÉRY, D., HALL, C., 2007, “Three-dimensional spatial and temporal temperature imaging in gel phantoms using backscattered ultrasound”, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 54, n. 1 (Jan), pp. 23-31.

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), pp. 1351-1358.

BAKER, K.G., ROBERTSON, V.J., 2001, “A review of therapeutic ultrasound: effectiveness studies”, *Physical Therapy*, v. 81, n. 7 (Jul), pp. 1339-1349.

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.

BUNN, P. S., COSTA, R. M., MAGGI, L. E. *et al.*, 2008, “Avaliação da estabilidade de um phantom com propriedades acústicas similares aos tecidos biológicos”. In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v.1, pp. 1135-1138, Salvador, Nov.

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.

BUSSE, J. W., BHANDARI, M., KULKARNI, A. V. *et al.*, 2002, “The effect of low-intensity pulsed ultrasound therapy on time to fracture healing: a meta-analysis”, *Journal of Canadian Medical Association*, v. 166, n. 4(Fev), pp. 437-441.

CAMBIER, D., D’HERDE, K., WITVROUW, E. *et al.*, 2001, “Therapeutic ultrasound: temperature increase at different depths by different modes in human cadaver”, *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 33, (Jan), pp. 212-215.

COSTA, R. M., BUNN, P. S., MAGGI, L. E. *et al.*, 2008, “Phantom com propriedades termocromáticas para visualização da radiação gerada por transdutores ultra-sônicos de Fisioterapia”. In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v.1, pp. 1042-1045, Salvador, Nov.

DELCHAR, T. A., MELVIN, R. J., 1994, “A calorimeter for ultrasound total power measurements”, *Measurement Science and Technology*, v. 5, pp. 1533-1537.

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

DRAPER, D. O., RICARD, M. D., 1995, “Rate of temperature decay in human muscle following 3 MHz ultrasound: the stretching window revealed”, *Journal of Athletic Training*, v. 30, n. 4, pp. 304-307.

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.

GÓMEZ, W., 2006, *Método para la caracterización de sistemas de terapia ultrasónica mediante una técnica de termografía basada em cristales líquidos termocromáticos*. Tese de M.Sc., Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico nacional, México.

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

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

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.

HAINES, P.J., 2002, “Differential thermal analysis and differential scanning calorimetry”. In: *Principles of thermal analysis and calorimetry*, 1ª ed., capítulo 3, Reino Unido, The Royal Society of Chemistry.

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 61689 (2007/2008) – 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., 2000, *Avaliação de equipamentos de ultra-som para Fisioterapia segundo a norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

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), pp. 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.

KARAGOZ, I., KARTAL, M. K., 2005, “The effects of residual temperature rise on ultrasound heating”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 31, n. 12 (Jul), pp. 1665-1672.

KITCHEN, S., 2003, “Terapia com Ultra-Som”. In: *Eletroterapia: prática baseada em evidências*, 2ª ed, capítulo 14, Barueri, São Paulo, Brasil, Editora Manole.

KRISTIANSEN, T. K., RYABY, J. P., McCABE, J. *et al.*, 1997, “Accelerated healing of distal radial fractures with the use of specific, low-intensity ultrasound. A multicenter, prospective, randomized, double-blind, placebo-controlled study”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 79, pp. 961-973.

LAUGHLIN, J.S., GENNA, S., 1966, “Calorimetry”. In: *Radiation Dosimetry*, Capítulo 16, Nova Iorque, EUA, Editora Academic Press NY.

MAGGI, L. E., OMENA, T. P., PEREIRA, W. C. A. *et al.*, 2008, “Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultra-som fisioterapêutico”, *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 12, pp. 204-214.

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

MEANEY, P. M., RAYNOLDS T., POTWIN, L., PAULSEN, K.D., 2007, “3-point support mechanical steering system for high intensity focused ultrasound”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, (Mar), pp. 3045-3056.

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, N.R., BAMBER, J.C., MEANEY, P.M., 2002, “Fundamental limitations of noninvasive temperature imaging by means of ultrasound echo strain estimation”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 28, n. 10 (Jul), pp. 1319-1333.

MYRER, J.W., MEASOM, G.J., FELLINGHAM, G.W., 2001, “Intramuscular temperature rises with topical analgesics used as coupling agents during therapeutic ultrasound”, *Journal of Athletic Training*, v. 36, n. 1 (Mar), pp. 20-26.

NBR / IEC 1689 (1998) – Ultra-som – Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5 MHz, ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas.

NICHOLSON, P.S., FULRATH, R.M., 1970, “The design and calibration of a high temperature differential thermal calorimeter” *Journal of Physics E: scientific instruments*, v. 3, (Jan), pp. 351-355.

PENNES, H.H., 1948, “Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm”, *Journal of Applied Physics*, v.1, pp. 93-122.

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

RADAK, B., MARKOVIC, V., 1970, “Calorimetry”. In: *Manual of radiation dosimetry*, capítulo 3, Nova Iorque, EUA.

RAMOS, C. B. Z., 2004, *Diseño de un Sistema para la Medición de Potencia US por medio de Calorimetría para Transductores de Terapia*. Tese de M.Sc., Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico nacional, México.

ROBERTSON, V.J., WARD, A.R., 1996, “Limited interchangeability of methods of applying 1MHz ultrasound”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 77, (Abril), pp. 379-384.

RUBIN, C., BOLANDER, M., RYABY, J. P. *et al.*, 2001, “The use of low-intensity ultrasound to accelerate the healing of fractures”, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 83-A, n. 2 (Fev), pp. 259-270.

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.

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.

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

STRAUB, S.J., JOHNS, L.D., HOWARD, S.M., 2008, “Variability in effective radiating area at 1 MHz affects ultrasound treatment intensity”, *Physical Therapy*, v. 88, n. 1 (Jan), pp. 51-57.

TEIXEIRA, C.A., RUANO, M.G., PEREIRA, W.C.A. *et al.*, 2008, “A soft-computing methodology for noninvasive time-spatial temperature estimation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 55, n. 2 (Fev), pp. 572-580.

VALENTINI, E. A., 2006, *Avaliação do campo acústico gerado pelos aparelhos de ultra-som terapêutico do programa de pós-graduação interunidades em bioengenharia, de acordo com a norma NBR-IEC 1689*. Tese de M.Sc. Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, SP, Brasil.

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.

VARGHESE, T., ZAGZEBSKI, J.A., TECHAVIPOO, U. *et al.*, 2002, “Ultrasound monitoring of temperature change during radiofrequency ablation: preliminary *in-vivo* results”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 28, n. 3 (Dez), pp. 321-329.

WANG, Y., HUNT, J. W., FOSTER, F. S. *et al.*, 1999, “Tissue ultrasound absorption measurement with MRI calorimetry”, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 46, n. 5 (Set), pp. 1192-1200.

WARDEN, S.J., MCMEEKEN, J.M., 2002, “Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 28, n. 8 (Maio), pp. 1075-1080.

ANEXO I

CONFECÇÃO DO *PHANTOM*

O *phantom* mimetizador das propriedades térmicas e acústicas dos tecidos biológicos moles é um material homogêneo, cinzento e gelatinoso. Os ingredientes do *phantom* e suas concentrações foram desenvolvidos por BASTO (2006) (Tabela 1). O *phantom* é fabricado em laboratório utilizando uma balança, um agitador/aquecedor e uma bomba a vácuo.

Tabela 1: Ingredientes do *phantom* e concentrações.

Agar	2,5%
Glicerina	11%
Detergente anti-espumante	10% da água
Água destilada	85,5%
Pó de PVC	80% da concentração de grafite (63,8g/l H ₂ O)
Pó de grafite	5% da concentração de grafite (63,8g/l H ₂ O)

Metodologia: Misturar em um Becker o PVC, o grafite e o detergente, utilizando uma haste. Adicionar o Agar. Misturar esses componentes. Adicionar a glicerina e a água. Colocar o Becker no agitador magnético, e deixar agitando por 30 minutos, sem aquecer. Colocar o Becker na bomba a vácuo, a fim de se retirar as bolhas, e deixar por 2 horas. Tampar o Becker com papel alumínio, levar o Becker ao aquecedor e elevar a temperatura da mistura até 80 °C (monitorar a temperatura com um termômetro inserido na mistura). Deixar o material resfriar em temperatura ambiente, até, aproximadamente, 45 °C. Depositar o material na fôrma, e tampar com uma lâmina de vidro lisa. Deixar resfriar até a temperatura ambiente.

ANEXO II

ESTUDO DO AQUECIMENTO DA FACE DO TRANSDUTOR

Teve como finalidade conhecer e aprimorar a montagem experimental. Um termopar do tipo E foi posicionado na face lateral da superfície de irradiação do transdutor, a fim de não interferir com o campo acústico (Figuras 1 e 2). Foram realizadas três medições do aquecimento, na faixa de intensidade $0,5-2,0 \text{ W/cm}^2$ e calculada a média em cada caso. Foi observado que ocorre aquecimento na face do transdutor (Tabela 1). Sendo assim, a fim de eliminar este fator de aquecimento no *phantom*, o transdutor foi posicionado a 1 cm do calorímetro.

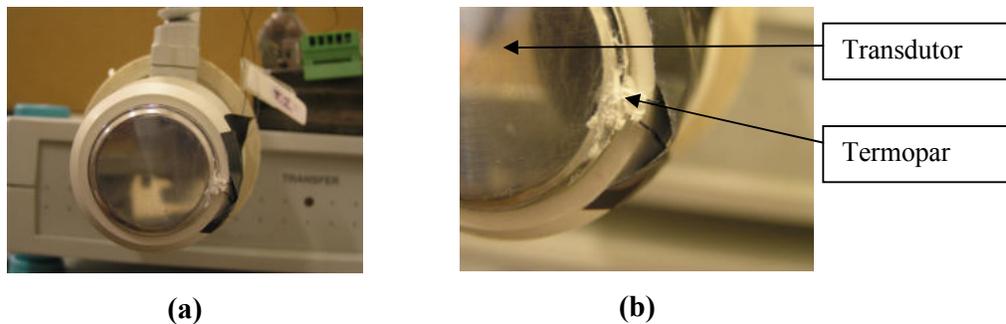


Figura 1: a) Vista anterior da montagem experimental para avaliação do aquecimento da face do transdutor. Termopar fixo ao transdutor, b) Junção do termopar com pasta condutora posicionada na região lateral da superfície de contato do transdutor, sem interferir no campo acústico. Termopar preso com fita isolante no corpo do transdutor, foi ligado a um canal do *Spider 8*.

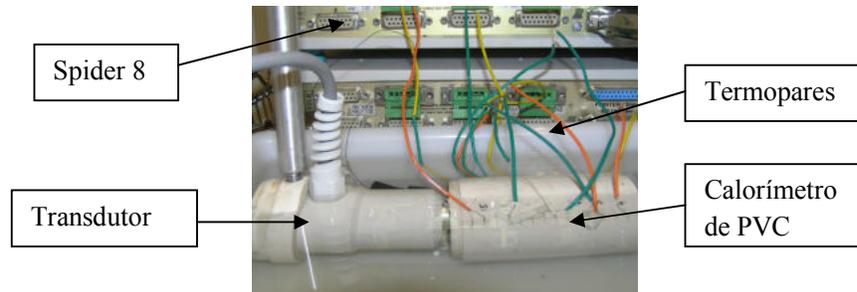


Figura 2: Vista lateral da montagem experimental: transdutor preso a um suporte, termopar fixado no transdutor, *Spider 8*, calorímetro de PVC afastado a 1 cm do transdutor.

Tabela 1: Aumento de temperatura [$^{\circ}\text{C}$] da face do transdutor durante 180s de irradiação ultra-sônica na faixa de intensidade $0,5\text{-}2,0\text{W}/\text{cm}^2$. Os resultados na tabela representam a média de três medições de cada intensidade, realizadas no mesmo dia.

Intensidade nominal [W/cm^2]	Aumento de temperatura [$^{\circ}\text{C}$]
0,5	0,37
1,0	0,59
1,5	1,11
2,0	1,18

ANEXO III

FORMAS DE MONTAGEM EXPERIMENTAL

Ao longo da dissertação, foram utilizados dois calorímetros: o primeiro é formado por um tubo cilíndrico de PVC e 7 termopares do tipo E dispostos ao longo da profundidade do cilindro, ou seja, a temperatura é lida ao longo do feixe ultra-sônico. E o segundo calorímetro construído foi o diferencial, cujas paredes são de alumínio.

A montagem experimental foi adaptada a fim de se aprimorar o método e corrigir alguns erros observados.

1ª montagem experimental

O calorímetro foi parcialmente imerso (apenas a extremidade inferior), tendo em sua extremidade superior, o transdutor, e em sua extremidade inferior, a placa absorvedora. Os problemas relacionados a esta montagem experimental foram: a dificuldade de perda de calor determinada pelas paredes de PVC, pela proximidade com a placa absorvedora e pela não imersão do calorímetro (Figura 1).

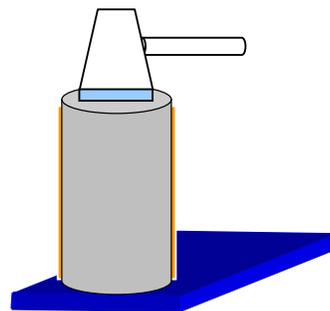
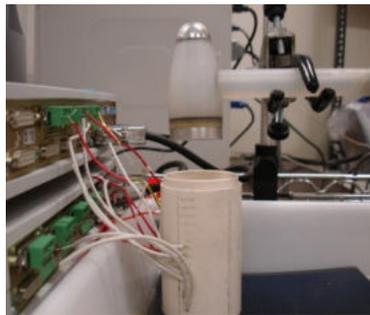


Figura 1: Foto e esquema da montagem experimental inicial. Calorímetro de PVC parcialmente imerso na cuba, com sua base apoiada na placa absorvedora. Transdutor posicionado na extremidade superior.

2ª montagem experimental

As alterações de posicionamento foram: o calorímetro foi disposto horizontalmente, imerso em água. A placa absorvedora foi posicionada distante da base do calorímetro, a fim de não aquecer os termopares próximos a ela (Figura 2).

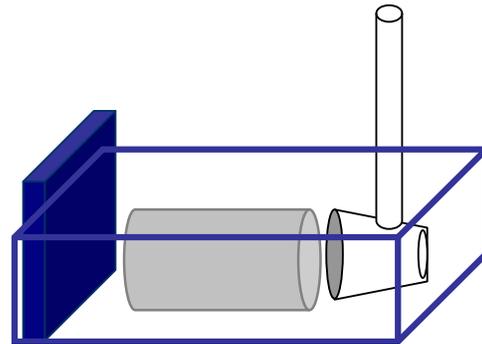
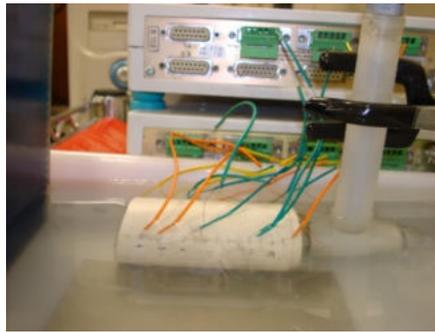


Figura 2: Foto e esquema da montagem experimental. Calorímetro de PVC imerso na cuba, com placa absorvedora distante da sua base. Transdutor posicionado na extremidade superior.

3ª montagem experimental

Composta por um calorímetro diferencial, cujas paredes são formadas por alumínio. Além disso, possui um meio de medição e um de referência, evitando a influência da variação da temperatura ambiente nos experimentos. O calorímetro foi imerso em uma cuba com água e a placa absorvedora foi posicionada perpendicular e distante da base do calorímetro (Figura 3).

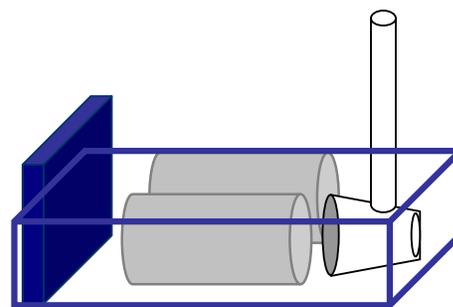
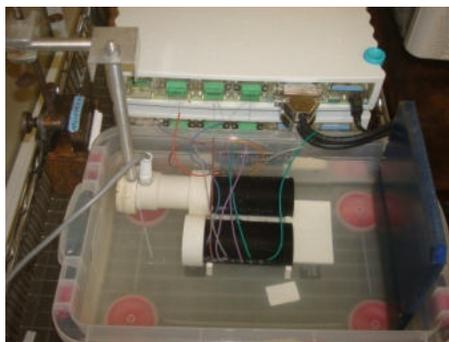


Figura 3: Foto e esquema da montagem experimental. Calorímetro diferencial de alumínio imerso na cuba, com placa absorvedora distante da sua base. Transdutor posicionado na extremidade superior do tubo de medição do calorímetro.

ANEXO IV

DADOS DO AQUECIMENTO DO PHANTOM NAS 10 MEDIÇÕES

Tabela IV.1: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 1MHz e intensidade 0,5 W/cm².

0,5 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	1,37	1,37	1,11	1,17	0,98	1,24
2	1,30	1,30	1,04	1,24	0,98	1,30
3	1,96	1,83	1,57	1,57	1,31	1,37
4	1,50	1,31	0,98	1,18	1,05	1,24
5	1,50	1,44	1,11	1,31	1,11	1,31
6	2,02	1,63	1,50	1,57	1,24	1,44
7	1,70	1,50	1,50	1,24	1,05	0,85
8	1,96	1,69	1,69	1,44	1,24	1,11
9	1,82	1,63	1,50	1,30	0,91	0,91
10	1,76	1,30	1,11	1,37	0,98	1,17
Média	1,69	1,50	1,31	1,34	1,08	1,19
DP	0,24	0,18	0,25	0,14	0,13	0,18

Tabela IV.2: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 1MHz e intensidade 1,0 W/cm².

1,0 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	2,80	2,54	1,95	2,28	1,95	2,28
2	2,79	2,66	2,15	2,40	2,08	2,28
3	3,25	3,19	2,73	2,54	2,22	2,41
4	2,81	2,55	1,96	2,35	1,96	2,29
5	2,87	2,80	2,09	2,41	2,09	2,42
6	3,97	3,26	3,00	2,80	2,28	2,54
7	3,91	3,33	3,20	2,61	2,09	1,83
8	3,71	3,32	3,06	2,60	2,15	1,89
9	3,77	3,19	2,93	2,54	1,76	1,69
10	3,64	2,80	2,35	2,67	1,96	2,22
Média	3,35	2,96	2,54	2,52	2,05	2,18
DP	0,47	0,31	0,47	0,15	0,14	0,27

Tabela IV.3: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 1MHz e intensidade 1,5 W/cm².

1,5 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	4,22	3,77	2,86	3,38	2,93	3,25
2	4,28	3,83	3,18	3,51	3,05	3,38
3	4,87	4,48	3,77	3,64	3,19	3,32
4	4,11	3,72	2,81	3,33	2,87	3,07
5	4,49	4,17	3,26	3,71	3,26	3,58
6	6,04	4,81	4,42	4,23	3,32	3,58
7	5,99	5,15	4,76	3,91	3,20	2,81
8	5,58	4,87	4,48	3,90	3,12	2,73
9	5,65	4,81	4,22	3,58	2,74	2,60
10	5,46	4,09	3,38	3,84	2,93	3,19
Média	5,07	4,37	3,71	3,70	3,06	3,15
DP	0,72	0,49	0,68	0,26	0,18	0,33

Tabela IV.4: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 1MHz e intensidade 2,0 W/cm².

2,0 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	5,57	5,06	3,77	4,48	3,90	4,29
2	5,57	5,05	4,08	4,47	3,96	4,28
3	6,41	5,89	4,99	4,74	4,22	4,22
4	5,60	4,95	3,78	4,37	3,72	4,11
5	5,85	5,33	4,10	4,62	4,10	4,43
6	7,90	6,29	5,71	5,39	4,36	4,48
7	7,93	6,77	6,25	5,08	4,11	3,58
8	7,25	6,29	5,83	4,87	3,96	3,44
9	7,65	6,55	5,65	4,87	3,71	3,51
10	7,39	5,45	4,42	5,00	3,77	4,10
Média	6,71	5,76	4,86	4,79	3,98	4,04
DP	0,96	0,64	0,89	0,30	0,21	0,37

Tabela IV.5: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 3MHz e intensidade 0,5 W/cm².

0,5 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	2,40	1,95	1,43	1,37	1,24	1,17
2	2,92	2,40	1,95	1,62	1,43	1,24
3	2,40	1,88	1,62	1,30	1,10	0,91
4	2,94	2,29	1,89	1,50	1,24	1,04
5	2,80	2,15	1,76	1,50	1,30	1,04
6	3,31	2,60	2,01	1,50	1,24	1,11
7	3,45	2,74	2,15	1,69	1,31	1,04
8	3,05	2,47	2,02	1,43	1,11	0,78
9	3,05	2,53	1,95	1,11	0,91	0,52
10	3,39	2,54	1,96	1,63	1,17	1,17
Média	2,97	2,35	1,87	1,46	1,21	1,00
DP	0,35	0,27	0,20	0,17	0,13	0,20

Tabela IV.6: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 3MHz e intensidade 1,0 W/cm².

1,0 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	4,73	3,95	2,92	2,79	2,34	2,14
2	6,08	4,92	4,09	3,24	2,86	2,40
3	5,56	4,60	3,76	3,05	2,66	2,27
4	5,98	4,69	3,84	3,00	2,55	2,15
5	5,46	4,29	3,45	2,87	2,48	2,02
6	6,35	4,99	3,96	2,99	2,41	2,02
7	6,68	5,20	4,10	3,06	2,41	1,89
8	6,42	5,25	4,02	2,92	2,34	1,69
9	6,29	5,25	4,03	2,60	2,21	1,37
10	6,89	5,15	3,91	3,13	2,41	2,15
Média	6,04	4,83	3,81	2,97	2,47	2,01
DP	0,61	0,42	0,35	0,17	0,17	0,28

Tabela IV.7: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 3MHz e intensidade 1,5 W/cm².

1,5 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	7,50	6,08	4,47	4,21	3,51	3,25
2	9,10	7,43	6,15	4,86	4,21	3,57
3	8,20	6,66	5,31	4,34	3,76	3,11
4	9,15	7,22	5,79	4,43	3,78	3,13
5	8,30	6,56	5,20	4,29	3,65	3,13
6	9,69	7,57	5,96	4,54	3,64	2,99
7	10,41	8,23	6,36	4,74	3,71	2,80
8	9,82	8,08	6,28	4,41	3,57	2,60
9	9,57	8,15	6,29	3,96	3,25	1,95
10	10,43	7,73	5,86	4,82	3,52	3,06
Média	9,22	7,37	5,77	4,46	3,66	2,96
DP	0,92	0,70	0,57	0,27	0,24	0,41

Tabela IV.8: Dados de aumento de temperatura em dez medições ao longo da profundidade 10 mm a 60 mm, na frequência 3MHz e intensidade 2,0 W/cm².

2,0 W/cm ²	10mm	20mm	30mm	40mm	50mm	60mm
1	9,93	8,00	5,89	5,57	4,54	4,15
2	12,87	10,70	8,65	6,92	5,83	4,86
3	12,04	9,73	7,79	6,30	5,40	4,55
4	11,96	9,34	7,46	5,72	4,88	4,04
5	11,32	8,88	7,01	5,72	4,88	4,04
6	13,53	10,58	8,21	6,28	5,06	4,28
7	13,79	10,85	8,16	6,16	4,74	3,64
8	13,08	10,77	8,20	5,76	4,67	3,18
9	12,83	10,77	8,15	4,99	4,29	2,66
10	14,29	10,65	8,13	6,50	4,88	4,23
Média	12,56	10,03	7,77	5,99	4,92	3,96
DP	1,22	0,94	0,76	0,52	0,41	0,61

ANEXO V

PRODUÇÃO DA DISSERTAÇÃO

OMENA, T. P., MAGGI, L. E., PEREIRA, W. C. A., KRÜGGER, M. A. V., 2006, “Estimativa da condutividade térmica a partir da curva de aquecimento de um phantom irradiado por ultra-som”. In: *Anais do XX Congresso de Engenharia Biomédica*, v.1, pp. 840-842, São Pedro, São Paulo, Out.

Apresentação de tema livre no 3º Congresso Internacional de Fisioterapia, 2007, Salvador-. “Análise do aquecimento de um meio mimetizador de tecido biológico irradiado por ultra-som fisioterapêutico”. Publicação na Revista Fisioterapia Brasil-maio/junho 2007, ano 08, n.3, ISSN: 1518-9740.

OMENA, T. P., MAGGI, L. E., PEREIRA, W. C. A., KRÜGGER, M. A. V., 2008, “Calorímetro diferencial com matriz de termopares para análise do aquecimento gerado por ultra-som”. In: *Anais do XXI Congresso de Engenharia Biomédica*, v.1, p. 83, Salvador, Bahia, Nov.

Apresentação de pôster: “Calorímetro diferencial para análise do aquecimento gerado por transdutor ultra-sônico de 1 MHz aplicado em Fisioterapia” no I CONAFISIO UFRJ, 2008, RJ, com premiação em segundo lugar.