



**COPPE/UFRJ**

DESENVOLVIMENTO DE PROTOCOLO PARA AVALIAR OS PADRÕES DE  
AQUECIMENTO GERADOS POR DIFERENTES MANOBRAS TERAPÊUTICAS  
EM ULTRASSOM DE FISIOTERAPIA

Jaqueline Nunes Burigo de Sá

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

Abril de 2009

DESENVOLVIMENTO DE PROTOCOLO PARA AVALIAR OS PADRÕES DE  
AQUECIMENTO GERADOS POR DIFERENTES MANOBRAS TERAPÊUTICAS  
EM ULTRASSOM DE FISIOTERAPIA

Jaqueline Nunes Burigo de Sá

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. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

---

Prof. Eduardo Tavares Costa, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2009

Burigo de Sá, Jaqueline Nunes

Desenvolvimento de Protocolo para Avaliar os Padrões de Aquecimento Gerados por Diferentes Manobras Terapêuticas em Ultrassom de Fisioterapia/  
Jaqueline Nunes Burigo de Sá – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XIII, 54 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

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

Referências Bibliográficas: p. 49-51.

1. *Phantom* Ultrassônico. 2. Ultrassom terapêutico. 3. Padrões de Aquecimento. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque e Marco Antônio von Krüger. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## **Agradecimentos**

A Deus pela minha vida e por seu imenso amor.

Aos meus pais José e Elizabeth por me guiarem todos estes anos. Por estarem sempre presentes, respeitando todas as minhas decisões e participando ativamente da minha vida em todos os momentos, fazendo de minhas alegrias e vitórias as deles próprios. Por nunca permitirem que a desistência fosse o motivo do fracasso, e por me fazerem acreditar que com humildade e verdade se vai ao longe.

Ao meu marido Leonardo, amor da minha vida, por deixar transparecer sempre seu orgulho com as minhas conquistas. Por ser o grande incentivador da minha carreira, ser meu exemplo de batalhador e por enxugar minhas lágrimas nas horas difíceis.

À minha filha Luísa, que está prestes a chegar para mudar minha vida, por ser a pessoa mais próxima de mim nestes momentos finais.

Aos meus irmãos Márcio e Daniel por demonstrarem seu amor e carinho cada um a seu modo, deixando sempre a certeza que não estou sozinha nesta vida.

Ao meu enteado Rafael que soube dividir o computador comigo nos finais semana.

A todos da minha família, que torcem por mim sempre, estando longe ou perto.

À minha amiga Aída por suas orações.

Aos meus orientadores Wagner e Markão, por serem excelentes “ouvidos”, sabendo transformar as dificuldades em algo divertido, aliviando assim o peso da jornada. Por terem me aceitado e me apoiado durante estes anos, apesar dos inúmeros problemas. Ao Wagner por sempre encontrar o ponto de equilíbrio entre o professor e o amigo, por acreditar que todas as idéias têm um lado bom e que tudo pode ser feito desde que haja boa vontade. E ao Markão por ser a boa vontade em pessoa e tornar tudo possível.

Aos amigos do LUS: Isabela, Viviane, Priscila, Rejane, Kelly, Lorena, Rodrigo, Daniel, Vinícius, Felipe, Júlio, Christiano, Marcelo, Abílio, por sermos mais do que colegas, por sermos companheiros, um verdadeiro time. Agradeço a Deus por todos os momentos que passamos juntos desde o início deste Mestrado, os momentos de

desespero e os de descontração. Que o sucesso seja apenas mais um resultado dos muitos que já alcançamos, pois o que vale mesmo não é o destino, mas sim a estrada.

Aos amigos Thais e Maggi, que participaram de perto de todas as dificuldades deste projeto, partilhando de minhas angústias e acertos. Por dedicarem seu tempo e seus neurônios à nossa amizade.

Às instituições CAPES e CNPq pelo apoio financeiro sem o qual nada teria sido possível.

Ao meu cãozinho Chico, pelas longas horas deitado aos meus pés me fazendo companhia.

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

DESENVOLVIMENTO DE PROTOCOLO PARA AVALIAR OS PADRÕES DE AQUECIMENTO GERADOS POR DIFERENTES MANOBRAS TERAPÊUTICAS EM ULTRASSOM DE FISIOTERAPIA

Jaqueline Nunes Burigo de Sá

Abril/2009

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho descreve o desenvolvimento e operação de um *phantom* para avaliar os padrões de aquecimento gerados por diferentes manobras terapêuticas em ultrassom aplicado a Fisioterapia. Foi utilizado um tubo de alumínio preenchido por material mimetizador de propriedades térmicas e acústicas de tecidos moles. Sete termopares foram dispostos ao longo do diâmetro do tubo a 2 cm de profundidade e o *phantom* foi submetido à aplicação de ultrassom fisioterapêutico com um transdutor de 1 MHz, em três protocolos: aplicação estática (com variação de tempo e intensidade), varredura longitudinal a  $2 \text{ W/cm}^2$  (com variação de velocidade), varredura circular a  $2 \text{ W/cm}^2$  (com variação de área e de velocidade). A variação da temperatura no tempo e no espaço foi registrada e comparada com padrões considerados ideais em fisioterapia. Três resultados foram obtidos: variação de temperatura insuficiente (subterapêutica), ideal (terapêutica) e hiperaquecimento. Após análise dos resultados, observou-se que a varredura com movimento circular em uma área 3,77 vezes o tamanho da ERA estimada do transdutor foi a que apresentou variação de temperatura mais próxima do desejável. Os resultados concordam com a literatura no que diz respeito ao aquecimento por US de tecidos biológicos ser altamente dependente dos parâmetros em jogo e das particularidades para cada caso. Considerando que há uma grande variedade de protocolos em uso pelos fisioterapeutas, é possível que muitos deles não alcancem a temperatura em nível terapêutico para produzir os efeitos de tratamento.

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

DEVELOPMENT OF A PROTOCOL TO EVALUATE HEATING PATTERNS  
GENERATED BY DIFFERENT THERAPEUTIC ULTRASOUND APPLICATION  
PROCEDURES

Jaqueline Nunes Burigo de Sá

April/2009

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

This work describes the development and operation of a phantom designed to evaluate the thermal field generated by different physiotherapeutic ultrasound application procedures. It consists of an aluminum tube filled with tissue mimicking material both for acoustic and thermal properties of tissues. Seven thermocouples were distributed along the phantom diameter at a 2 cm depth. The phantom irradiation was performed with a 1-MHz transducer according with three protocols: static application (with variation in time and intensity), longitudinal application (with speed variation) and circular application (with area and speed variation). Temperature as a function of time and space was evaluated and compared to recommended temperature levels for physiotherapy. Three temperature conditions were achieved: below therapeutic level, therapeutic level and overheating. The results show that temperature increase achieved with the transducer moving in circles over an area representing 3.77 times the transducer ERA was in the range of the recommended temperature. The results agree with literature regarding the dependence of the heating patterns of biologic tissues on many parameters and specific situations. Considering that there is a wide variety of protocols in use by physical therapists, it is highly possible that several of them are failing in reaching the necessary heating to produce the aimed treatment.

## SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	01
1.1 Objetivos.....	02
1.1.1 Objetivo Geral .....	02
1.1.2 Objetivos Específicos .....	03
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	04
2.1 Efeitos Terapêuticos do Calor .....	05
2.1.1 Vasodilatação.....	05
2.1.2 Mudanças na velocidade de condução nervosa na “taxa de disparo muscular”.....	05
2.1.3 Aumento do limiar da dor.....	06
2.1.4 Mudanças na força muscular .....	06
2.1.5 Aumento da taxa metabólica .....	06
2.1.6 Aumento na extensibilidade do colágeno.....	07
2.2 Métodos Utilizados para Determinação da Dose .....	07
2.3 Protocolos de Aplicação .....	11
CAPÍTULO 3 - MATERIAIS E MÉTODOS .....	14
3.1 <i>Phantom</i> Elaborado .....	14
3.1.1 Material mimetizador de propriedades acústicas e térmicas .....	14
3.1.2 Termopares e estrutura de suporte.....	18
3.1.3 Montagem final .....	23

3.2 Arranjo Experimental .....	23
3.2.1 Equipamentos .....	23
3.2.2 Montagem e coleta de sinais .....	25
3.3 Protocolos de Aplicação do Ultrassom.....	26
3.4 Análise dos Resultados.....	34
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS .....	36
4.1 Aplicação Estática .....	36
4.2 Varredura com Movimento Longitudinal.....	37
4.3 Varredura com Movimento Circular usando Máscara Pequena.....	38
4.4 Varredura com Movimento Circular usando Máscara Grande .....	41
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO.....	43
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO.....	48
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	48
ANEXO I – Curvas de Calibração dos Termopares.....	51

## Lista de Figuras

Figura 3.1.1.1 - Material mimetizador de tecidos em processo de mistura no agitador..	15
Figura 3.1.1.2 - Material mimetizador de tecidos em processo de retirada de bolhas de ar na bomba a vácuo.....	15
Figura 3.1.1.3 - Material mimetizador em processo de aquecimento.....	16
Figura 3.1.2.1 - Dimensões do tubo.....	19
Figura 3.1.2.2 - Esquema de distribuição dos termopares.....	19
Figura 3.1.2.3 - Tubo (vista superior).....	20
Figura 3.1.2.4 - Tubo (vista lateral).....	20
Figura 3.1.2.5 - Curva de calibração dos termopares.....	22
Figura 3.2.1.1 - Painel frontal do equipamento de Ultrassom Ibramed Sonopulse.....	24
Figura 3.2.1.2 - Dispositivo para aquisição de sinais Spider 8 ( painel frontal).....	24
Figura 3.2.1.3 - Dispositivo para aquisição de sinais Spider 8 (vista posterior).....	25
Figura 3.2.2.1 - Diagrama de blocos do sistema experimental.....	26
Figura 3.3.1 – Máscaras.....	27
Figura 3.3.2 - Posicionamento da máscara.....	28
Figura 3.3.3 - Esquema do transdutor.....	28
Figura 3.3.4 - Esquema demonstrando a varredura longitudinal.....	30
Figura 3.3.5 - Esquema demonstrando a varredura circular com máscara pequena.....	31
Figura 3.3.6 - Esquema demonstrando a varredura circular com máscara grande.....	32
Figura 3.3.7 - Chave utilizada para a máscara longitudinal/ Dispositivo conectado .....	33
Figura 3.3.8 - Chaves utilizadas nas máscaras circulares.....	34
Figura 3.3.9 – Metrônomo.....	34
Figura 3.4.1 - Gráficos das três curvas do protocolo de aplicação e da média traçada..	35
Figura 4.3.1 - Gráficos das curvas registradas por cada um dos termopares.....	39

Figura 4.3.2 - Gráficos mostrando as médias das curvas para as variações de temperatura nos termopares.....40

## Lista de Tabelas

<b>Tabela 2.2.1:</b> Coeficientes de absorção para tecidos biológicos para duas frequências.....	10
<b>Tabela 3.1.1.1:</b> Ingredientes utilizados na composição do material mimetizador.....	14
<b>Tabela 3.1.1.2:</b> Proporções dos ingredientes utilizados para preparar o material mimetizador.....	16
<b>Tabela 3.1.1.3:</b> Propriedades acústicas e térmicas do material mimetizador comparadas às dos tecidos humanos.....	17
<b>Tabela 3.1.2.1:</b> Temperatura em graus Celsius registradas pelo termopar de referência e pelos utilizados no estudo.....	21
<b>Tabela 3.3.1:</b> Áreas correspondentes às máscaras.....	29
<b>Tabela 4.1.1:</b> Aplicação Estática (5 minutos) - Média das variações máximas de temperatura em cada termopar, nas intensidades de 0,5 a 2 W/cm <sup>2</sup> .....	36
<b>Tabela 4.1.2:</b> Aplicação Estática (10 minutos) - Média das variações máximas de temperatura em cada termopar, nas intensidades de 0,5 a 2 W/cm <sup>2</sup> .....	37
<b>Tabela 4.2.1:</b> Varredura com Movimento Longitudinal (10 minutos) - Médias das variações máximas de temperatura em cada termopar, na intensidade de 2 W/cm <sup>2</sup> nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s.....	38
<b>Tabela 4.3.1:</b> Varredura com Movimento Circular usando Máscara Pequena (10 minutos) - Médias das variações máximas de temperatura em cada termopar na intensidade de 2 W/cm <sup>2</sup> nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s.....	41

<b>Tabela 4.4.1:</b> Varredura com Movimento Circular Máscara Grande (10 minutos) Médias das Variações máximas de temperatura em cada termopar na intensidade de 2 W/cm <sup>2</sup> nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s.....	42
--	----

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

As técnicas de ultrassom (US) em Medicina são conhecidas principalmente por suas aplicações em imagem, porém desde 1927 sabe-se que o US é capaz de produzir efeitos (reversíveis ou não) nos sistemas biológicos. Este foi, portanto, o ponto de partida tanto para os estudos sobre segurança como sobre terapia por ultrassom (WOOD & LOOMIS, 1927, *apud* ter HAAR, 2007).

Há décadas o ultrassom terapêutico vem sendo utilizado pelos fisioterapeutas como recurso adicional ao tratamento de pacientes com diferentes patologias (ROBERTSON, 2002).

O equipamento utilizado para este fim oferece um feixe sem foco, porém com energia suficiente para gerar efeitos biofísicos nos tecidos. A energia é entregue de modo contínuo ou pulsado por um transdutor circular que varia de 2 a 4,5 cm<sup>2</sup> de área de face (ZISKIN & LEWIN, 1993), em uma frequência entre 0,7 e 3,3 MHz, de forma a maximizar a absorção de energia à profundidade de 2 a 5 cm de tecido mole (LEHMANN, 1953, CAMERON, 1999). Quanto menor a frequência mais profunda será a penetração do feixe, uma vez que a atenuação diminui (KOLLMANN, *et al.*, 2005). Vários estudos sobre US indicam uma variedade de efeitos físicos que podem ser classificados em térmicos e atérmicos. Sua habilidade em aumentar a temperatura dos tecidos corresponde aos efeitos térmicos e sua capacidade em formar micro-correntes e cavitação, o que altera a permeabilidade de membrana, são os efeitos não térmicos (LEHMANN, 1953, CAMERON, 1999).

As mudanças de temperatura mais pronunciadas são observadas nas interfaces entre tecidos de diferentes impedâncias acústicas (LEHMANN, 1953). Segundo a literatura, para obter efeitos térmicos, o tecido deve ser aquecido a uma temperatura entre 40° e 45° C por 5 a 10 minutos (CAMERON, 2004, LEHMANN, 1967, FUIRINI & LONGO, 2002). Temperaturas abaixo de 40° C não resultarão em efeitos térmicos (apenas atérmicos) e acima de 45° C geram proteinólise e destruição tecidual (FUIRINI & LONGO, 2002) podendo ser usado nestes casos para destruição de células tumorais, por exemplo (ter HAAR, 2007).

Por estar acoplado diretamente sobre a pele por meio de um gel à base de água, o transdutor expõe os tecidos a um campo acústico irregular (Zona de Fresnel), podendo gerar pontos de aquecimento chamados “hot spots”. Para evitar aquecimento exagerado

em determinadas áreas do tecido causando possível dano celular especifica-se que o transdutor deva gerar um campo acústico onde a taxa de variação entre os picos de intensidade e a intensidade média deva ser de no máximo 6:1. Esta taxa é chamada Taxa de Não-Uniformidade do Feixe e é uma característica construtiva do transdutor (WATSON, 2004, KITCHEN, 2003).

Por este motivo, os fisioterapeutas são orientados a realizar a movimentação do transdutor para obter melhor distribuição da energia, prevenir os “hot spots” e as ondas estacionárias (DEMMINK & HELDERS, 2003).

Apesar de ser utilizado com frequência, o ultrassom ainda não teve seus protocolos de aplicação terapêutica cientificamente validados. Em revisão realizada por SÁ *et al*, (2006), os autores relatam escassas evidências científicas dos efeitos do ultrassom sobre os tecidos biológicos e relacionam este fato a inúmeras falhas metodológicas, incluindo falta de informações sobre a calibração dos aparelhos, tamanho da ERA (*Estimated Radiating Area*), gravidade da doença, critérios de elegibilidade dos pacientes e grupo controle. BLUME *et al* (2005), após extensa revisão bibliográfica concluem que não existem parâmetros estabelecidos de dosimetrias nas terapias com US e que seus efeitos vêm sendo descritos de forma empírica. Várias revisões e meta-análises também relatam existir uma lacuna entre o uso do ultrassom e as evidências científicas que confirmem seus efeitos (WARDEN & MCMEEKEN, 2002). Pelo anteriormente exposto fica evidente a necessidade de se desenvolver métodos controlados (experimentais) para estudar o aquecimento de tecidos por US. O presente trabalho espera contribuir neste sentido.

## **1.1 Objetivos**

### **1.1.1 Objetivo Geral**

Desenvolver uma técnica que permita a avaliação do campo térmico gerado por transdutores ultrassônicos de Fisioterapia em função de seu posicionamento, movimentação e tempo de aplicação, em procedimentos fisioterapêuticos de rotina.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

Avaliar, em relação aos valores esperados de temperatura para produção de efeitos terapêuticos, o campo térmico gerado:

- por diferentes padrões espaciais de movimentação do transdutor ultrassônico;
- por diferentes velocidades de movimentação do transdutor ultrassônico.

Por meio da análise das curvas de variação de temperatura, este trabalho pretende estudar os padrões de aquecimento gerados pelo US em diversos protocolos, procurando estabelecer qual a variação de temperatura máxima em cada protocolo, assim como o tempo de manutenção do aquecimento do *phantom* acima do limite estabelecido como ideal, para se obter os efeitos do aquecimento.

## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTOS TEÓRICOS

No início das investigações nesta área, os pesquisadores acreditavam que, apesar de haver efeitos mecânicos como a cavitação, os efeitos biológicos advinham principalmente do aquecimento. LEHMANN, 1953, afirmou que os efeitos biológicos podem ser prevenidos resfriando os tecidos 3 a 4 °C mesmo quando a intensidade e o tempo são maiores, em pesquisa verificando lesões em cauda de ratos após aplicação de US por 30 min. Quanto menor a duração do pulso em relação à pausa (*duty cycle*), menor é o aumento da temperatura, portanto para obter efeitos térmicos geralmente opta-se pelo modo de aplicação contínua.

Apesar de saber-se hoje que boa parte dos efeitos biológicos deve-se aos mecanismos não térmicos, o aquecimento gerado por campo ultrassônico permanece como uma das aplicações terapêuticas importantes e é o assunto de maior interesse para o presente estudo.

É sabido que o ultrassom produz um efeito de aquecimento seletivo nas interfaces com o osso e com a pele. HUNTER, *apud* LEHMANN, 1953, mediu a temperatura do perióstio e encontrou um aumento de  $3,1 \pm 0,1$  °C em relação ao tecido conectivo localizado ao redor do osso. Isto acontece devido à reflexão do feixe causada pela diferença de impedância acústica entre os meios que formam a interface.

KOLLMANN *et al.* (2005) compararam quatro equipamentos de diferentes fabricantes, investigando 41 modos operacionais (contínuo e pulsado) e intensidades diferentes usados terapeuticamente. Com uma câmera termográfica de infravermelho captaram o padrão térmico emitido pela superfície metálica do transdutor durante 5 minutos de funcionamento em contato com o ar. Observaram que a superfície do transdutor pode aquecer até 82 °C nestas condições, sendo que o recomendado é que chegue a no máximo 50 °C. Os autores relacionam esse problema a um defeito no dispositivo de segurança do equipamento ou à presença de uma camada de gel ressecado que pode ter se formado sobre a superfície do transdutor após várias aplicações sem que fosse feita uma limpeza adequada.

## **2.1 Efeitos terapêuticos do calor**

O calor tem seus efeitos terapêuticos bem conhecidos, a seguir serão listados os principais:

### **2.1.1. Vasodilatação**

A dilatação dos vasos periféricos é um efeito desejado, em determinadas situações, por aumentar o aporte sanguíneo e a nutrição para os tecidos periféricos (DOWNEY *et al.*, 1968).

Um indivíduo em repouso em um ambiente com temperatura entre 26 e 30°C apresenta flutuações no fluxo sanguíneo periférico para controlar a perda e conservação do calor corporal pela superfície. Quando o ambiente passa para 32 a 34 °C os vasos da pele se dilatam completamente para obter maior dissipação do calor. Caso isto não seja suficiente, o indivíduo passa a produzir suor (DOWNEY *et al.*, 1968).

O aquecimento superficial gera dilatação dos vasos no local aplicado e, através da ativação do sistema simpático, dos vasos localizados nas extremidades (CAMERON, 1999). A resposta ao aquecimento ou resfriamento local também depende da temperatura central do indivíduo. Se o paciente está numa baixa temperatura, o aquecimento local de uma extremidade terá uma resposta menor do que quando o paciente está normalmente aquecido (DOWNEY *et al.*, 1968). Outro fator importante a ser observado é a insuficiência vascular, que impede as respostas adequadas ao aquecimento, podendo gerar lesão tecidual (DOWNEY *et al.*, 1968). Os autores ainda relatam que aparentemente não existe uma correlação entre o aumento da temperatura muscular profunda e o fluxo sanguíneo, como acontece na pele.

### **2.1.2. Mudanças na velocidade de condução nervosa e na “taxa de disparo muscular”**

A velocidade de condução nervosa aumenta 2 m/s para cada 1 °C de aumento de temperatura. Entretanto as implicações clínicas deste efeito ainda não são bem entendidas, isto poderia contribuir para diminuir a percepção da dor ou esta seria resultado do aumento da circulação provocado pelo aquecimento. Também se observa

alteração na taxa de disparo nervoso com o aumento da temperatura (CAMERON, 1999).

Tem-se demonstrado que a elevação da temperatura muscular a 42 °C gera diminuição da taxa de disparo das fibras musculares intrafusais do tipo II e gama eferentes e também um aumento na taxa de disparo das fibras tipo Ib do Órgão Neurotendinoso de Golgi. Estas alterações poderiam contribuir para a redução da taxa de disparo do motoneurônio alpha reduzindo assim o espasmo muscular (CAMERON, 1999).

### **2.1.3. Aumento do limiar de dor**

Vários estudos mostram que a aplicação local de calor pode aumentar o limiar de dor. O aquecimento provoca a ativação dos termorreceptores, que apresentam um efeito “comporta” imediato na transmissão da sensação dolorosa via medula espinhal (CAMERON, 1999).

### **2.1.4. Mudanças na força muscular**

A força muscular diminui durante os 30 minutos iniciais após aplicação de calor superficial ou profundo. Porém retorna ao estado inicial 2 h depois. Isto se deve às alterações na velocidade de condução nervosa (CAMERON, 1999).

### **2.1.5. Aumento da taxa metabólica**

Atividade enzimática aumenta entre 39 e 43 °C, com a reação aumentando 13% para cada grau (KITCHEN, 2003; CAMERON, 1999). A atividade enzimática e a taxa metabólica continuam aumentando até 45 °C, quando as enzimas começam a se desnaturar.

O aumento da atividade enzimática vai aumentar as reações bioquímicas intracelulares, isto pode acelerar o processo de cicatrização, mas também aumenta a ação das colagenases na destruição da cartilagem articular em pacientes com processos inflamatórios como Artrite Reumatóide (AR). O aquecimento a 41 °C libera duas vezes mais oxigênio do que na temperatura de 36 °C, facilitando a cicatrização (CAMERON, 1999).

### **2.1.6. Aumento na extensibilidade do colágeno**

O máximo aumento da extensibilidade é obtido quando o tecido é mantido entre 40 °C e 45 °C, por 5 a 10 minutos (CAMERON, 2004, SPEED, 2001).

Clinicamente, um aumento de 3 a 4 °C mantido por 5 minutos é suficiente para aumentar a extensibilidade do colágeno (ROBERTSON, 2005). Durante 10 minutos após o aquecimento, ainda é possível obter este efeito antes do resfriamento do tecido (SPEED, 2001).

Além disso, estudos realizados por Ng G.Y.F. *et al.*, (2004), em animais indicam que a aplicação do ultra-som contínuo a  $2\text{W}/\text{cm}^2$  melhora a força tênsil do tendão de ratos em cicatrização.

Para que ocorra o aquecimento, é necessário calcular-se uma dose adequada. Geralmente opta-se pelo uso do modo contínuo para obtenção de calor, apesar de o modo pulsado não ser absolutamente atérmico, o que acontece é que parte do calor produzido é compensada por dissipação e por mecanismos biológicos (CAMBIER *et al.*, 2001).

### **2.2 Métodos Utilizados para Determinação da Dose**

O tempo de tratamento e a intensidade são largamente usados para descrever a dosagem em US terapêutico. Na aplicação estática, toda a área abaixo do feixe (ERA) recebe a energia ultrassônica pelo mesmo período de tempo, porém está sujeita à não-uniformidade do feixe, podendo gerar os pontos de hiperaquecimento. Para evitar isso, utiliza-se a aplicação com movimento do transdutor. Porém, neste caso, a energia será distribuída em uma área maior do que a secção transversa do feixe, então, muitas áreas não estarão em contato com o feixe durante todo o tempo de aplicação da técnica. Vários autores sugeriram métodos para compensar esta perda de contato, porém sem um conceito claro de “tempo de exposição local”, que foi considerado como sendo o tempo de exposição de cada ponto específico do tecido (GREY, 2003).

Da mesma forma como em US diagnóstico, a exposição à terapia por US pode ser descrita em termos de pressão acústica ou intensidade. A descrição de intensidade para exposições pulsadas apresenta alguns problemas. A pressão acústica no campo é variável espacialmente e o ato de pulsar introduz uma variação adicional. É possível calcular uma intensidade baseada na pressão máxima medida no campo (a intensidade

de pico espacial) ou baseada em uma média de pressão sobre uma área específica como, por exemplo, a largura de feixe de 3 dB de um perfil de pressão (intensidade média espacial). Quando se descreve a entrega de energia, também é importante distinguir se a média foi calculada apenas sobre os períodos de tempo “on” (média de pulso) ou se foi calculada ao longo do tempo, incluindo os períodos “on” e “off” (média temporal) (ter HAAR, 2007).

Pode-se observar que um grande número de intensidades pode ser levantado, sendo que as mais comuns são:  $I_{SPTA}$  (*spatial peak, temporal average intensity*) que corresponde à intensidade média temporal, com pico espacial;  $I_{SATA}$  (*spatial average, temporal average intensity*) que corresponde à intensidade média temporal, com média espacial e  $I_{SPPA}$  (*spatial peak, pulse average intensity*) que corresponde à intensidade média de pulso, com pico espacial). Em geral, o aquecimento tecidual é melhor predito pela  $I_{SATA}$  (ter HAAR, 2007).

LEHMANN *et al.* (1954), em um estudo para comparar os efeitos da terapia por US contínuo com a Diatermia por Microondas, estipularam um tempo variando de 5-10 minutos, e a intensidade variando de 2,5 a 14 Watts, de forma que a temperatura dos tecidos estivesse logo abaixo daquela que causaria dor periostal. Sugeriram que o US teria uma eficácia comparada à da terapia por Microondas, embora o aquecimento das interfaces fosse mais nítido na terapia por US. Em compensação, o tempo de tratamento com US foi menor que o da terapia por Microondas.

GÜRSEL *et al.* (2004) usaram um tempo de 10 minutos para tratar uma área de 15 cm<sup>2</sup>, com um transdutor de 6,2 cm<sup>2</sup> a 1 MHz de frequência e intensidade de 1,5 W/cm<sup>2</sup> para tratar desordens de tecidos moles do ombro, mas não observaram melhora dos pacientes em seu estudo.

No Brasil, as fontes mais consultadas como referências para estabelecimento das doses são os manuais dos equipamentos.

Segundo um destes manuais, a dose (D) do US é dada pelo produto entre a Intensidade (I) e o Tempo de aplicação (T) (KW, 2005).

$$D = I \cdot T \quad (1)$$

De acordo com o Manual IBRAMED (2005), o tempo é geralmente calculado dividindo-se o tamanho da área a ser tratada pela ERA do transdutor, com isso obtêm-se

o número de vezes que a ERA cabe dentro da área de aplicação e aplica-se um 1 min/cm<sup>2</sup>, sendo o tempo máximo de 15 minutos.

Ter HAAR, *apud* DEMMINK & HELDERS (2003) sugeriu que se a área tratada fosse igual a duas vezes o tamanho da área de radiação efetiva (ERA) do transdutor a energia ultrassônica entregue ao tecido seria a metade, e conseqüentemente o efeito térmico também seria a metade. Por este motivo, muitos fisioterapeutas costumam duplicar o tempo de aplicação quando a área é duas vezes o tamanho da ERA (DEMMINK & HELDERS, 2003).

Já o manual da empresa KW sugere um tempo de um ou dois minutos para cada 10 cm<sup>2</sup>. Segundo CAMERON (1999), a área de tratamento deve ser igual ao dobro da ERA e o tempo de aplicação pode variar de cinco a dez minutos.

GREY (2003) estudou o tempo de exposição local do tecido de duas formas: (i) através de um modelo matemático onde padrões ideais de varredura foram construídos, e (ii) amostragem da aplicação manual de 22 terapeutas usando um digitalizador. Um modelo de transdutor e vários tamanhos de modelos de tecidos foram utilizados. A partir destes padrões de aplicação a distribuição da exposição local foi calculada. O modelo de cálculo consistiu de um círculo, representando a secção transversa do feixe, que se movia sobre a superfície do tecido. Relatando a posição do feixe em relação às coordenadas do tecido, os períodos de exposição local foram encontrados. O autor usou para calcular o tempo médio de exposição a seguinte fórmula:

$$\text{Tempo total do tratamento} = \text{tempo médio de exposição planejado} \times \text{área da lesão} / \text{ERA} \quad (2)$$

Ele concluiu que em condições ideais, a fórmula permite calcular o tempo médio de exposição local aumentando o tempo total de tratamento de acordo com a razão entre a área a ser tratada e a área de radiação efetiva do transdutor. Porém o autor observa que há uma grande variação na exposição dos diferentes pontos da superfície do tecido e o mesmo considera esta variação inerente à característica dinâmica da aplicação. Desta forma, a região central da lesão tem um tempo médio de exposição maior do que as bordas. Já nas aplicações manuais, o tempo médio de exposição foi muito menor que o planejado, e as estratégias de movimentação foram diversas. Ele sugere ainda que a utilização de linhas como 'guias' tendem a diminuir esta variação e aproximar a aplicação da ideal.

Para determinação da intensidade do US,  $I(x)$ , a uma determinada profundidade  $x$  a equação mais utilizada é a equação (3)

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-ax} \quad (3)$$

onde ( $a$ ) é o coeficiente de absorção e ( $I_0$ ) é a intensidade inicial (IBRAMED, 2005, FUIRINI & LONGO, 2002). O coeficiente de absorção de cada tecido pode ser obtido em uma tabela como a seguir:

**Tabela 2.2.1 - Coeficientes de absorção para tecidos biológicos para duas frequências**

Tecido	Coeficiente de absorção	
	1MHz (mm)	3MHz (mm)
Pele	0,62	1,86
Gordura	0,14	0,42
Músculo *	0,76	2,28
Osso	3,22	--

\* Feixe ultrassônico perpendicular às fibras musculares.

(Cameron,1999)

Outra maneira de se calcular a dose é por meio do valor de profundidade média (Pmd), que é a profundidade para cada tecido na qual a intensidade é reduzida à metade, e é dada pela seguinte equação:

$$Pmd = 0,69 a^{-1} \quad (4)$$

sendo ( $a$ ) o coeficiente de absorção.

Porém, de acordo alguns estudos, vários parâmetros influem na formação do campo térmico (DAMIANOU *et al.*,1997, HYNYNEN 1991), sendo que um dos mais importantes seria a razão de perfusão do sangue, principalmente quando se fala em largos tempos de insonação, como nos tratamentos fisioterapêuticos. Estes parâmetros não são considerados nas equações acima.

Uma opção para aproximar este cálculo da realidade é a modelagem pela Equação Biotérmica (5):

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T) + \rho_b c_b \omega_b (T - T_a) + Q(\vec{r}) \quad (5)$$

onde  $T$  é a temperatura no tempo  $t$  e no ponto  $(x,y,z)$ ,  $\rho_t$  é a densidade do meio,  $c_t$  é o calor específico do meio,  $k_t$  a condutividade do meio,  $\omega_b$  é a razão de perfusão sanguínea,  $\rho_b$  é a densidade do sangue,  $c_b$  é o calor específico do sangue,  $T_a$  a temperatura do sangue arterial e  $Q(x,y,z)$  a potência acústica depositada por unidade de volume. O primeiro termo do lado direito da equação (5) descreve o processo de difusão, o segundo termo descreve o resfriamento devido à transferência de calor para os vasos sanguíneos presentes dentro e fora da região de estudo. O terceiro termo descreve o campo térmico originado pela absorção da onda ultra-sônica e se obtém a partir de:

$$Q(\vec{r}) = \mu_a(\vec{r}, T) \frac{|P_m(\vec{r})|^2}{\rho c_s} \quad (6)$$

onde  $\mu_a(\vec{r}, T)$  é o coeficiente de absorção dependente da posição e temperatura,  $P_m$  é a pressão acústica e  $\rho c_s$  é a impedância acústica do meio (MEANEY, CAHILL, ter HAAR, 1998, FILONENKO & KHOKHLOVA, 2001).

A aplicação da dose é realizada com a adoção de um protocolo terapêutico. A seguir serão descritos os protocolos mais comuns.

### 2.3 Protocolos de Aplicação

A maioria dos manuais e livros pesquisados orienta o terapeuta a realizar movimentos circulares com o transdutor quando da utilização do equipamento de US, porém, não há maiores esclarecimentos a respeito das características deste movimento, como velocidade, sentido, seqüência de movimentos, etc.

Quatro protocolos de aplicação com especificação de movimento foram encontrados na literatura:

- a) O primeiro, em um livro intitulado *Physical Agents in Rehabilitation – From Research to Practice* (CAMERON, 1999). Neste é apresentado o protocolo de aplicação descrito abaixo:
  - Posicionar o transdutor sobre a área de tratamento utilizando um meio de contato (gel/água).

- Quando o meio é gel, deve-se realizar uma movimentação do transdutor a 4 cm/s para promover uniformização da distribuição de energia sobre a área a ser tratada e evitar onda estacionária. O movimento deve ser realizado de forma que o centro do transdutor mude de posição, expondo toda a área de tratamento de forma similar.

Pode-se observar que este protocolo apenas especifica a velocidade de movimentação, mas é falho no que diz respeito ao tipo de movimento a ser aplicado.

- b) O segundo, um trabalho apresentado em 1999 no *World Congress of Physical Therapy* em Yokohama-Japão intitulado *Towards an evidence-based model for determining treatment dosage in therapeutic ultrasound*, onde se procura relacionar a frequência da irradiação com a velocidade do movimento. Foi utilizada uma amostra de tecido suíno onde obviamente a perfusão sanguínea não é considerada. Nesta pesquisa o movimento se limitou ao proporcionado por um dispositivo mecânico motorizado que faz um movimento oscilatório. Na frequência de 3 MHz, os autores obtiveram melhor efeito de penetração com movimentos mais lentos do transdutor (1 Hz), e na frequência de 1 MHz os movimentos mais rápidos (3 Hz) obtiveram melhor penetração (GOH, *et al.*, 1999).
- c) O terceiro, um artigo publicado em 2003 no periódico *Advances in Physiotherapy* com o título *The Effect of Moving an Ultrasound Transducer on Tissue Heating*, utilizou tecido suíno fresco e comparou, por meio de um sistema de imagem térmica, as aplicações estática e dinâmica (à velocidade de 3 cm/s). Para este estudo foi utilizado US na frequência de 2 MHz com intensidade de 2 W/cm<sup>2</sup> numa área igual ao dobro da ERA do transdutor. Para compensar o aumento da área, os autores dobraram o tempo de aplicação na técnica dinâmica. A imagem obtida pela câmera após a aplicação do US foi comparada com uma imagem inicial em faixas demarcadas de 0,5 a 4,5 cm de profundidade num passo de 0,5 cm, criando uma diferença de padrão de aquecimento. Os autores verificaram que na técnica estática havia dois pontos de superaquecimento, a pele e o osso. Já na técnica dinâmica, o aquecimento no osso não foi observado. O pico de aquecimento ósseo foi observado em frente aos ossos com formato côncavo e internamente aos ossos com formato convexo, o que reforça a idéia de que picos de temperatura são resultantes de focalização do feixe. Nesse caso, a

focalização foi feita pelo próprio osso. Os autores concluíram que os efeitos de superaquecimento causados pela geometria do tecido e suas propriedades térmicas e acústicas podem ser evitados utilizando a técnica de movimentação. Entretanto observaram que, quando a área de tratamento corresponde ao dobro da ERA, a simples duplicação do tempo de tratamento não garante a homogeneidade do aquecimento, pois uma área central recebe o feixe continuamente e, portanto, aquece mais que a periferia. Para garantir um aquecimento mais homogêneo, a área deveria ser o quádruplo da ERA (com o tempo respectivamente multiplicado por quatro), pois desta forma o feixe não passaria continuamente sobre o centro da região tratada (DEMMINK & HELDERS, 2003).

- d) GREY (2003) em estudo já descrito anteriormente, avaliou o tempo de exposição local aplicando um simulador de feixe de US em modelos de tecido. Utilizou em seu experimento movimento do transdutor em linhas paralelas sobrepostas, e obteve uma exposição maior na região central e menor nas bordas da área de tratamento.

## CAPÍTULO 3

### MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo, foi desenvolvido um *phantom* que utiliza termopares para coletar e registrar o seu comportamento térmico após a exposição ao ultra-som. Este processo está apresentado a seguir.

#### 3.1 *Phantom* Elaborado

O *phantom* elaborado é constituído de uma estrutura de suporte formada por um tubo de alumínio transpassado por sete termopares e preenchido por um material mimetizador das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos moles. A seguir serão descritos esses elementos.

##### 3.1.1 Material mimetizador das propriedades acústicas e térmicas

Foi utilizado um material desenvolvido por BASTO (2007), neste mesmo laboratório, que é constituído de PVC, ágar e grafite, e mimetiza as propriedades acústicas e térmicas dos tecidos moles.

A receita original utiliza os ingredientes listados na tabela 3.1.1.1 e os passos para sua realização estão indicados a seguir:

**Tabela 3.1.1.1 - Ingredientes utilizados na composição do material mimetizador**

Água	110 ml (massa de água+detergente)
Agar	3,17 g
Detergente (Anti-espumante)	11 g
Glicerina	13,98 g
Pó PVC	6,18 g
Pó grafite	0,38 g

Fonte: BASTO (2007)

- 1 - Misturar o pó de PVC e o grafite com detergente sem espuma.
- 2 - Adicionar o pó de ágar misturando bem com uma haste de vidro até formar uma massa.
- 3 - Adicionar glicerina e água.
- 4 - Colocar o Becker com o agitador magnético para agitar por 30 min. sem aquecer (Figura 3.1.1.1)

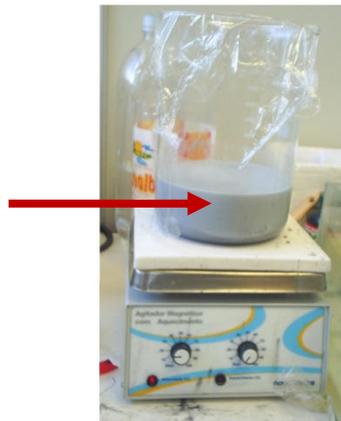


Figura 3.1.1.1 - Material mimetizador de tecidos (seta) em processo de mistura no agitador.

- 5 - Depois, colocar na bomba a vácuo por pelo menos 2 h para retirar as bolhas de ar (Figura 3.1.1.2).

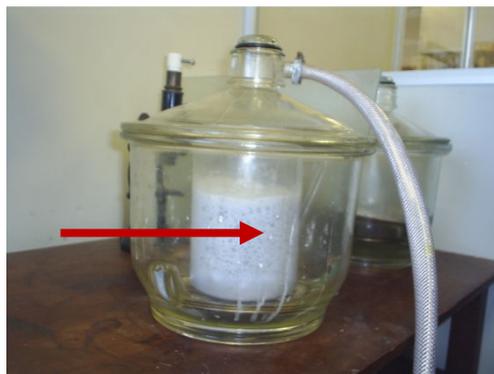


Figura 3.1.1.2 - Material mimetizador de tecidos em processo de retirada de bolhas de ar na bomba a vácuo. É possível visualizar as bolhas (seta).

6 - Colocar o Becker na Balança e tarar a balança com o Becker.

7 - Levar o Becker ao aquecedor até atingir a temperatura de 80 °C misturando lentamente para homogeneizar a temperatura sem gerar bolhas (Figura 3.1.1.3).

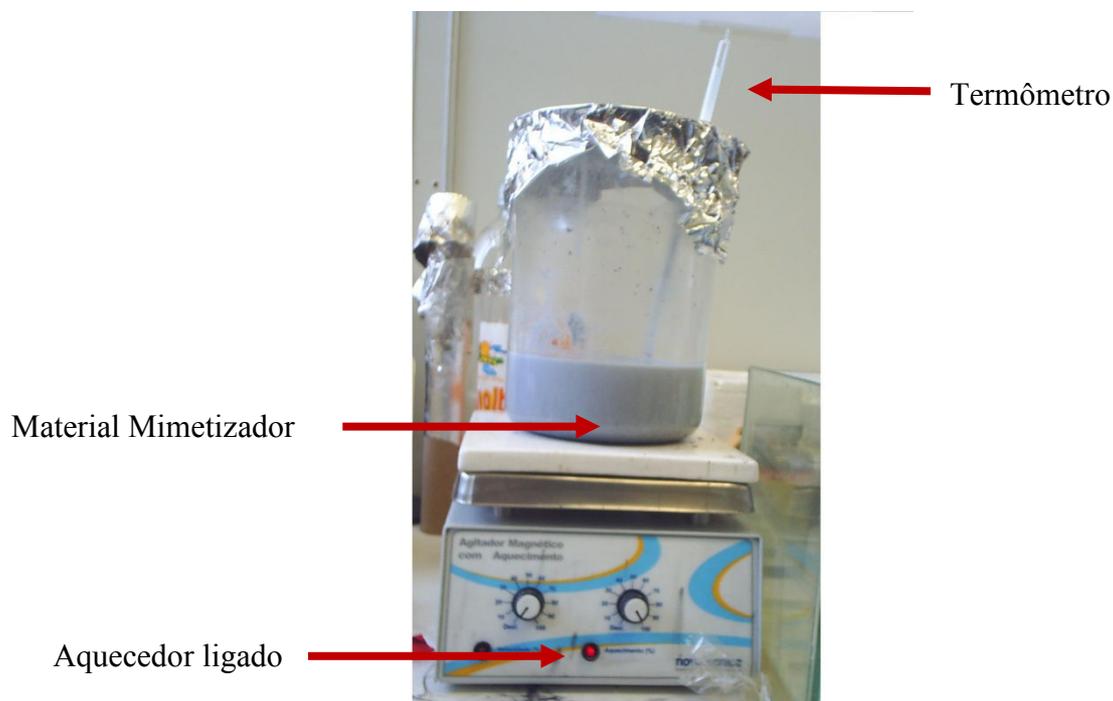


Figura 3.1.1.3 - Material mimetizador em processo de aquecimento

8 - Pesar novamente o Becker e acrescentar a diferença de massa em água.

9 - Esfriar o phantom até 45 °C sem fazer bolinhas de ar.

No experimento a receita foi adaptada para que fossem produzidos 600 g de material mimetizador, mantendo as mesmas proporções originais.

**Tabela 3.1.1.2 - Proporções dos ingredientes utilizados para preparar o material mimetizador**

	% massa	massa	cumulativo
H2O	74,23	445,40	445,40
Detergente	8,17	48,99	494,40
Agar	2,35	14,12	508,51
Glicerina	10,38	62,27	570,78
Pó de PVC	4,59	27,53	598,31
Pó de Graf	0,28	1,69	600,00
<i>Phantom</i>		600,00	600,00

As propriedades do *phantom* utilizado estão expostas na tabela 3.1.1.3

**Tabela 3.1.1.3 - Propriedades acústicas e térmicas do material mimetizador comparadas às dos tecidos humanos**

<b>Propriedades medidas para o <i>phantom</i> utilizado neste experimento</b>		
<b>Propriedades Acústicas Transdutor de 1 MHz</b>	<b>Média do Tecido Humano</b>	<b><i>Phantom</i> utilizado</b>
Velocidade de Propagação (m/s)	1540 ± 6	1520,21 m/s ± 35,96
Atenuação (dB/cm)	0,7 ± 0,05	0,22 dB/cm ± 0,01
<b>Outras propriedades não medidas para este experimento (Fonte: Basto, 2007)</b>		
<b>Propriedades Térmicas</b>	<b>Média do Tecido Humano</b>	<b><i>Phantom</i></b>
Difusividade Térmica (mm <sup>2</sup> /s)	1,13 ± 0,01	1,13 ± 0,01
Condutividade Térmica (W/m/°C)	0,51 ± 0,05	0,53 ± 0,03
Calor Específico(J/Kg/°C)	3750 ± 150	3477 ± 204,28

Importante notar que algumas das propriedades termo-acústicas do material apresentavam características mais semelhantes à da gordura do que dos tecidos moles em geral (músculos, ligamentos). A atenuação medida foi de 0,22 dB/cm ± 0,01 e a velocidade de propagação foi de 1520,21 m/s ± 35,96. Sabe-se que a gordura é um dos tecidos que menos aquece quando da aplicação da diatermia, sendo este um aspecto que será abordado no capítulo de discussão.

### 3.1.2 Termopares e estrutura de suporte

Após a produção do material mimetizador, o mesmo é colocado ainda quente dentro de um tubo de alumínio com diâmetro interno de 9,5 cm e altura de 7 cm (Figuras 3.1.2.1 e 3.1.2.2) e deixado assim para esfriar até que se solidifique. O tubo foi transfixado por sete termopares do tipo E (constantan-crommel), dispostos de forma linear ao longo do diâmetro do Tubo, a 2 cm de profundidade, sendo um posicionado no centro do tubo e os outros de forma simétrica a 1, 2 e 3 cm de distância em relação ao central (Figuras 3.1.2.2 a 3.1.2.4). A escolha do alumínio como material mais adequado à estrutura de suporte, deveu-se ao fato deste ser um material com boa condutividade térmica, de forma que o calor fosse sendo transmitido ao ambiente externo de forma natural por condução, não ficando acumulado dentro do *phantom*.

A escolha do posicionamento dos termopares a 2 cm de profundidade foi baseada em experimentos realizados neste laboratório, com o mesmo transdutor e o mesmo material mimetizador, onde sete termopares foram posicionados longitudinalmente ao centro do feixe e perpendiculares à superfície de aplicação do US. Estes termopares estavam distantes 10 mm um em relação ao outro, sendo que o primeiro foi posicionado a 10 mm de profundidade em relação à superfície do *phantom*. Observou-se que, nestas condições, o termopar que registrou maior variação de temperatura foi aquele localizado a 2 cm de profundidade. (OMENA *et al*, 2007)

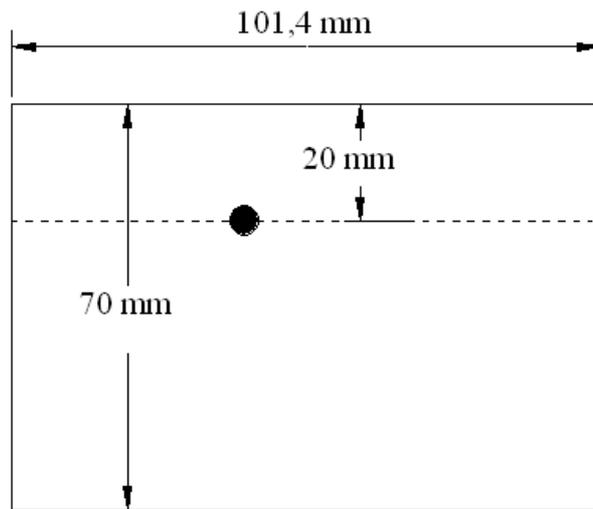


Figura 3.1.2.1 - Dimensões do tubo (vista lateral).

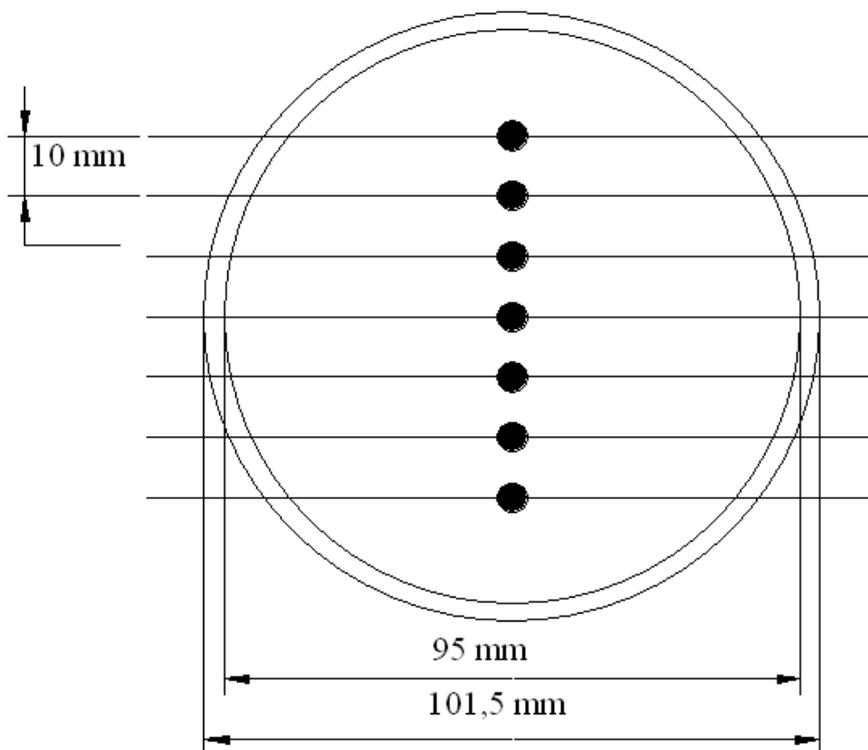


Figura 3.1.2.2 - Esquema de distribuição dos termopares (vista superior).

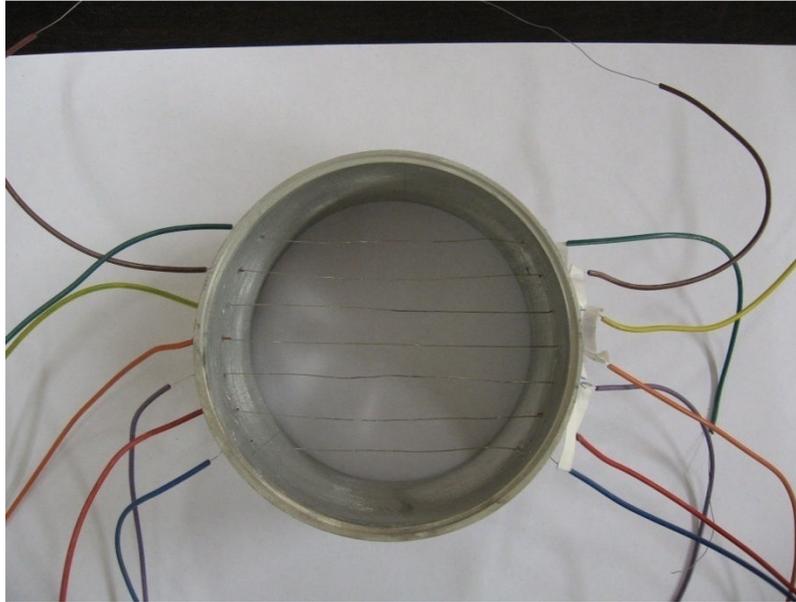


Figura 3.1.2.3 - Tubo (vista superior). Pode-se visualizar os fios dos termopares. Do lado de fora do tubo estes estão revestidos por tubos plásticos. A junção entre os fios de constantan e cromel foi posicionada ao longo do diâmetro do tubo, conforme o esquema acima.



Figura 3.1.2.4 - Tubo (vista lateral), Nesta posição é possível ver a cola de silicone utilizada para fixação dos fios à parede do tubo, bem como o posicionamento dos fios em relação à altura do tubo.

Os termopares já montados no tubo de alumínio e conectados ao SPIDER 8 foram colocados dentro de uma caixa de isopor contendo uma resistência e um agitador. A temperatura no interior desta caixa foi monitorada por termopares calibrados no

Laboratório de Transferência e Transmissão de Calor (LTTC-COPPE/UFRJ). Foi gerado um aquecimento no interior da caixa ao se conectar a resistência a uma fonte de tensão. Assim, um aumento de temperatura é produzido tendendo à situação de equilíbrio quando a perda de calor é equivalente à geração do mesmo. Os termopares foram aquecidos somente pelo ar no interior da câmara que apresentava uma temperatura homogênea em função da agitação.

Na situação de equilíbrio, as temperaturas dos vários termopares são registradas e comparadas com as obtidas pelos termopares calibrados. Repetindo este procedimento para pelo menos três níveis de temperatura, pôde-se levantar as curvas de calibração dos sete termopares. Esta calibração foi realizada uma só vez.

Antes de analisar as curvas de variação de temperatura propriamente ditas, foi feita uma análise da curva de calibração dos termopares que será exibida a seguir (Figura 3.1.2.5). Esta curva foi traçada a partir dos dados que constam na tabela 3.1.2.1 e relaciona cinco valores em graus Celsius da temperatura medida pelo termopar de referência, que foi calibrado no LTTC, com os valores obtidos pelos outros seis termopares de Constantan-Cromel que foram confeccionados para este estudo. Um dos canais do SPIDER 8 deixou de funcionar durante a execução do trabalho, portanto, para o termopar utilizado neste canal, optou-se por utilizar os dados obtidos pelo termopar simétrico.

**Tabela 3.1.2.1 – Temperaturas em graus Celsius registradas pelo termopar de referência e pelos termopares utilizados no estudo. Foram utilizados cinco valores de referência.**

REF	20 mm	10 mm	central	- 10 mm	- 20 mm	- 30 mm
<b>26,2</b>	25,9	25,8	26,0	26,5	26,3	26,1
<b>29,3</b>	29,2	29,2	29,5	29,8	29,6	29,3
<b>33,6</b>	33,7	33,7	34,0	34,2	33,9	33,8
<b>38,3</b>	38,5	38,6	39,0	39,1	38,9	38,7
<b>52,6</b>	53,1	53,3	53,6	53,6	53,4	53,2



Figura 3.1.2.5 – Curva de calibração dos termopares.

Após a obtenção destas medidas, foram traçadas as retas de regressão linear a partir das quais foram obtidas as equações abaixo (Equações 8 a 13), respectivamente:

$$1,030x - 0,980 = y \quad R^2 = 1,000 \quad (8)$$

$$1,039x - 1,300 = y \quad R^2 = 0,999 \quad (9)$$

$$1,045x - 1,188 = y \quad R^2 = 0,999 \quad (10)$$

$$1,025x - 0,229 = y \quad R^2 = 1,000 \quad (11)$$

$$1,028x - 0,602 = y \quad R^2 = 1,000 \quad (12)$$

$$1,027x - 0,753 = y \quad R^2 = 0,999 \quad (13)$$

A curva ideal seria  $y = x$ , ou seja, coeficiente angular igual a 1 e cruzando o eixo vertical em  $y = 0$ . Nota-se, portanto, que os coeficientes angulares são próximos à unidade, variando a partir da segunda casa decimal. Da mesma forma, as retas de regressão cruzam o eixo vertical em valores próximos ao zero.

### **3.1.3 Montagem final**

Os termopares foram envolvidos por tubos de silicone apenas no trecho que passa pela parede do tubo de alumínio. Isto foi feito para evitar o contato direto dos fios com o alumínio, que poderia gerar interferência no sinal. A fixação dos fios ao tubo foi feita com cola de silicone quente.

Com o material mimetizador pronto, e colocado dentro do tubo com os termopares, o sistema foi então ligado a um equipamento para fazer aquisição dos sinais.

## **3.2 Arranjo Experimental**

A seguir serão descritos os equipamentos utilizados, a montagem do experimento, a coleta de sinais e os protocolos testados.

### **3.2.1 Equipamentos**

Para este estudo foram utilizados: equipamento de Ultrassom terapêutico Ibramed 1 MHz, ERA nominal  $3,5\text{cm}^2$  (Figura 3.2.1.1), equipamento para aquisição de sinais SPIDER 8 (SPIDER 600Hz – 4,8Hz , fabricado por: HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK – HBM, Alemanha) (Figuras 3.2.1.2 e 3.2.1.3), com software de aquisição CATMAN 4.5 HBM Software Controller; Aplicativo LabView®, microcomputador tipo PC, metrônomo da marca Shelter USA.

Além disto, foi elaborado um sistema de chaves elétricas ligadas a um dispositivo para emitir som. Quando as chaves são acionadas o dispositivo emite um sinal sonoro. O sistema foi utilizado, juntamente com o metrônomo para controlar a velocidade média de movimentação do transdutor nos protocolos dinâmicos, conforme será esclarecido posteriormente.



Figura 3.2.1.1 - Painel frontal do equipamento de Ultrassom Ibramed Sonopulse.



Figura 3.2.1.2 - Dispositivo para aquisição de sinais Spider 8 (vista do painel frontal).

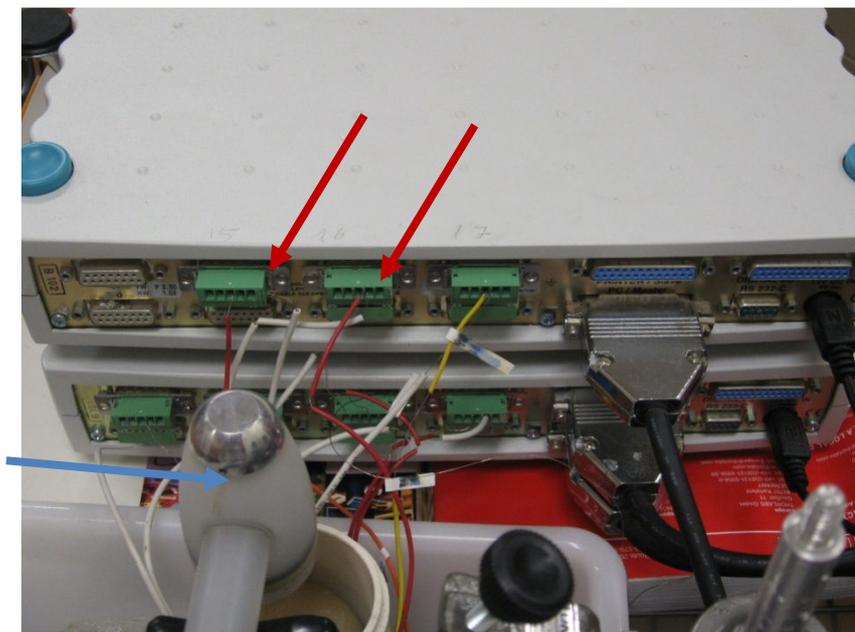
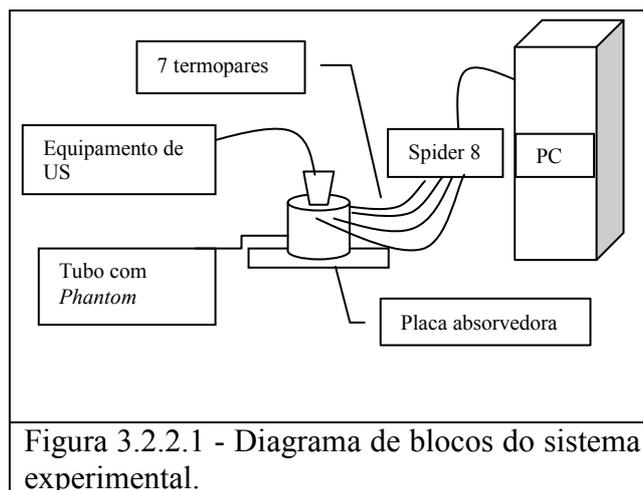


Figura 3.2.1.3 - Dispositivo para aquisição de sinais Spider 8 (vista posterior). As setas vermelhas mostram as conexões onde são ligados os fios dos termopares (são 7 no total). A seta azul mostra o transdutor utilizado no equipamento de US.

### 3.2.2 Montagem e coleta de sinais

Os termopares foram ligados ao Spider 8 (interligado ao PC). Este adquire o sinal por meio de sete canais independentes com blindagem eletromagnética e realiza a conversão análogo-digital. O software CATMAN gerencia os dados do SPIDER 8, armazenando-os numa matriz do tipo Excel. O software ainda traça curvas de temperatura para cada um dos termopares, para monitoração da aquisição do sinal. Os dados foram tratados por um programa em LabView chamado LUÍSA, elaborado no próprio Laboratório de US do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, pelo doutorando Luís Eduardo Maggi. O aparelho de US foi calibrado periodicamente com balança de radiação (Figura 3.2.2.1).



### 3.3 Protocolos de Aplicação do Ultrassom

Após montado o equipamento, foram realizadas varreduras utilizando o aparelho de US com transdutor de 1 MHz e com intensidades variando entre  $0,5$  e  $2 \text{ W/cm}^2$ , num passo de  $0,5 \text{ W/cm}^2$  em cada um dos protocolos a seguir:

- A. Aplicação do US estático sobre o termopar central e a área correspondente à ERA por 5 min.
- B. Aplicação do US estático sobre o termopar central e a área correspondente à ERA por 10 min.

Após observar os resultados dos protocolos estáticos, optou-se por realizar os protocolos dinâmicos apenas com a intensidade de  $2 \text{ W/cm}^2$ , tendo-se em vista que o objetivo é analisar o comportamento térmico e esta intensidade foi a que mais produziu calor. Seguem-se os protocolos:

- C. Aplicação do US em movimento longitudinal sobre o diâmetro do tubo no sentido do posicionamento dos termopares. Foram realizados movimentos nas seguintes velocidades 2, 4 e 6 cm/s. por 10 minutos cada.
- D. Aplicação do US em movimento circular de forma que o centro do transdutor passasse sempre sobre o termopar localizado a 1 cm do centro. Foram realizadas aplicações nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s. por 10 minutos cada.
- E. Aplicação do US em movimento circular de forma que o centro do transdutor passasse sempre sobre o termopar localizado a 2 cm do centro. Foram realizadas aplicações nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s. por 10 minutos cada.

Para guiar o posicionamento do transdutor durante os protocolos, confeccionaram-se algumas peças em PVC (máscaras), que foram colocadas sobre o *phantom* (Figuras 3.3.1 e 3.3.2). As peças delimitavam a área a ser tratada e, durante a aplicação, o transdutor permanecia com sua borda externa sempre em contato com a máscara. Desta forma, procurou-se garantir o trajeto do transdutor.

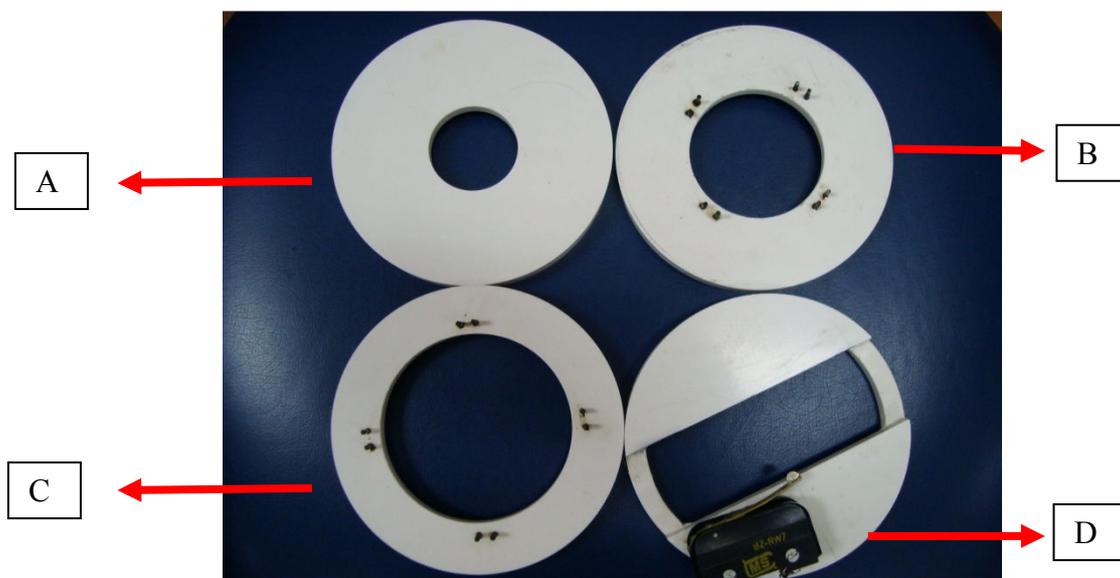


Figura 3.3.1 - Máscaras: A, máscara utilizada para centralizar o transdutor nos protocolos estáticos (Protocolos 1 e 2); B, máscara para guiar o movimento circular do transdutor (protocolo 4 – Máscara Pequena); C, máscara para guiar o movimento circular do transdutor (protocolo 5 – Máscara Grande); D, máscara utilizada para guiar o movimento longitudinal do transdutor (protocolo 3 – Longitudinal)

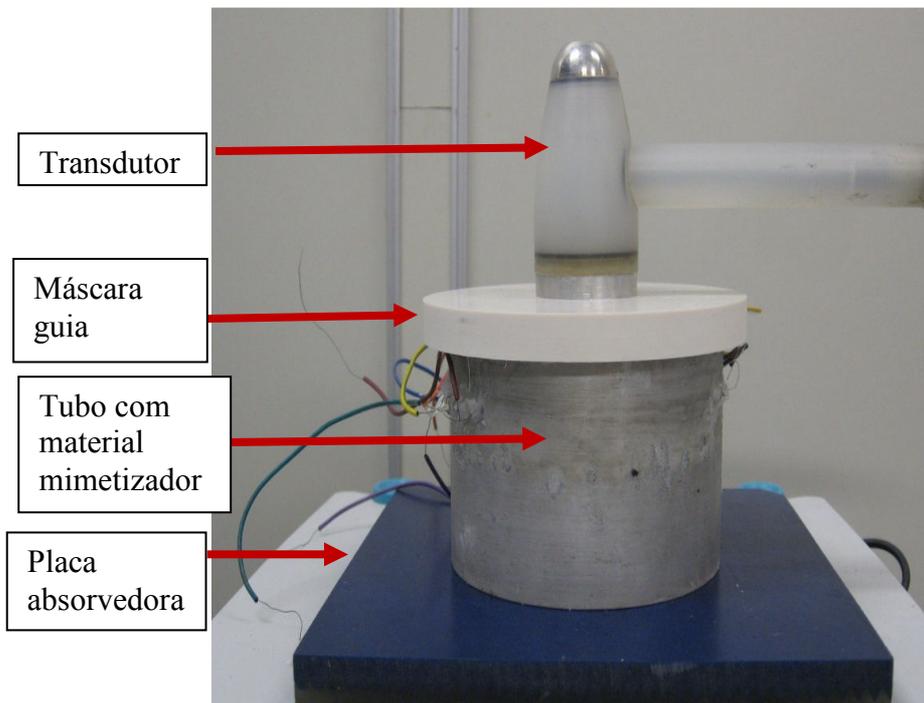


Figura 3.3.2 - Posicionamento da Máscara

O diâmetro do transdutor é de 38 mm, enquanto que, por ser a ERA nominal  $3,5 \text{ cm}^2$ , calcula-se um feixe com diâmetro de 21 mm. Como as máscaras foram construídas para delimitar o movimento do transdutor, é necessário calcular a área real exposta ao feixe ultrassônico. Figura 3.3.3.

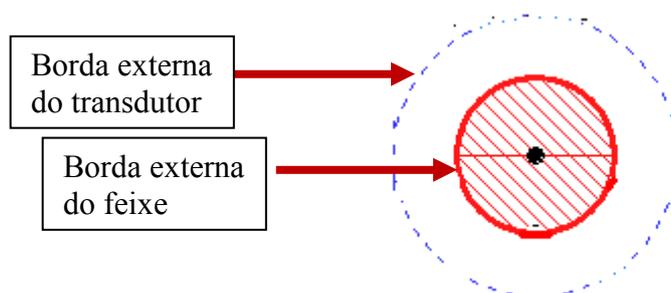


Figura 3.3.3 – Esquema do transdutor (círculo tracejado em azul) e da ERA (círculo em vermelho).

Na máscara estática, a área é igual à ERA, ou seja,  $3,5 \text{ cm}^2$  (ERA nominal). Já na máscara longitudinal, que tem uma largura de 38 mm e um comprimento de 98 mm, a área de exposição ao feixe foi calculada em  $16,6 \text{ cm}^2$ , enquanto que a área total é de  $34,12 \text{ cm}^2$  (figura 3.3.4). A máscara pequena tem um diâmetro de 58 mm, sendo calculada uma área de exposição ao feixe igual a  $13,2 \text{ cm}^2$ , para uma área total de  $26,41$

cm<sup>2</sup> (Figura 3.3.5). A máscara grande tem diâmetro igual a 78 mm, sendo a área de exposição ao feixe igual a 26,37 cm<sup>2</sup> e a área total igual a 47,76 cm<sup>2</sup> (Figura 3.3.6). Estas medidas estão resumidas na tabela 3.3.1. Além destes dados, a tabela também mostra a relação entre o tamanho da área de exposição ao feixe e a ERA do transdutor, já que este é um parâmetro muito citado pelos autores para determinação da dose do US. Esta relação é de 1:1 para a aplicação estática, 4,74:1 para a aplicação longitudinal, 3,77:1 na varredura circular com máscara pequena e 7,53:1 na varredura circular com máscara grande.

**Tabela 3.3.1 - Áreas correspondentes às máscaras**

<b>Máscaras</b>	<b>Área total</b>	<b>Área de exposição ao Feixe</b>	<b>Relação entre Área de Exposição/ERA</b>
Estática	11,34 cm <sup>2</sup>	3,5 cm <sup>2</sup>	1
Longitudinal	34,12 cm <sup>2</sup>	16,6 cm <sup>2</sup>	4,74
Circular Pequena	26,41 cm <sup>2</sup>	13,2 cm <sup>2</sup>	3,77
Circular Grande	47,76 cm <sup>2</sup>	26,37 cm <sup>2</sup>	7,53

A varredura longitudinal está esquematizada na figura 3.3.4, onde o círculo hachurado em vermelho representa o feixe de US e as linhas vermelhas delimitam a área de exposição ao feixe. O círculo pontilhado em azul representa o perímetro do transdutor que percorre a área total da máscara (delimitada em azul) deslizando o centro do transdutor sobre os sete termopares.

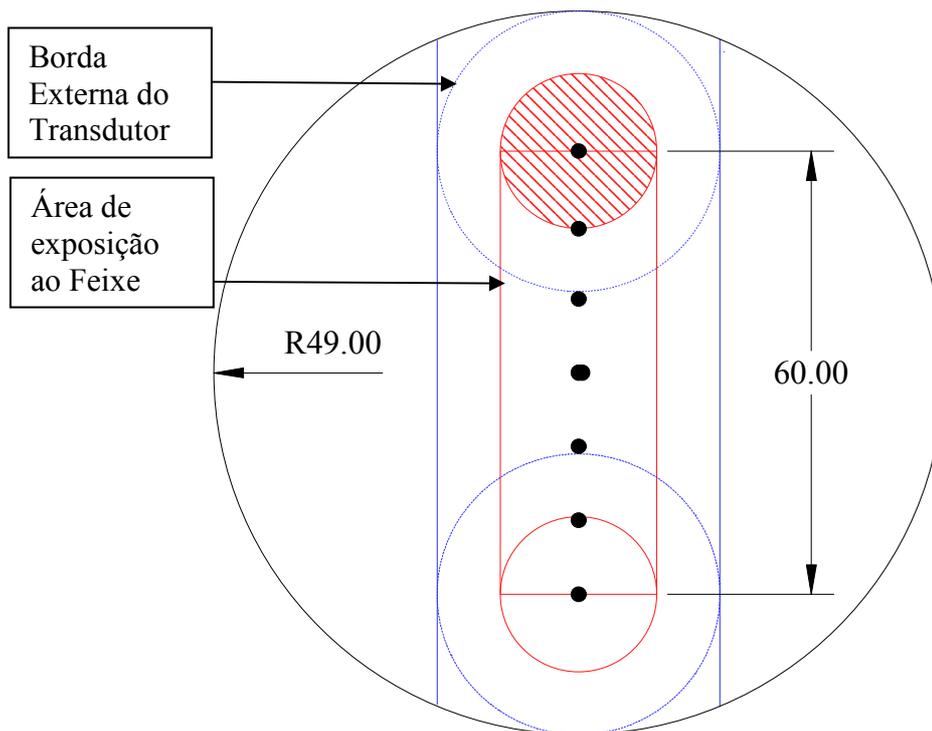


Figura 3.3.4 – Esquema demonstrando a varredura longitudinal. Os valores mostrados na figura estão em mm.

A figura 3.3.5 esquematiza a varredura com movimentos circulares utilizando a máscara pequena. É interessante observar que o círculo hachurado, que representa o feixe ultrassônico, tangencia o centro da máscara durante todo o percurso, enquanto que a borda externa do feixe delimita a área de exposição representada pelo círculo em vermelho. A seta arqueada representa o trajeto do centro do feixe, que foi propositalmente traçado para que o mesmo passasse sobre os termopares localizados a 10 mm do termopar central. O transdutor está representado pelo círculo tracejado em azul e a sua borda externa tangencia o círculo azul com linha contínua, que representa o perímetro da máscara delimitando sua área total.

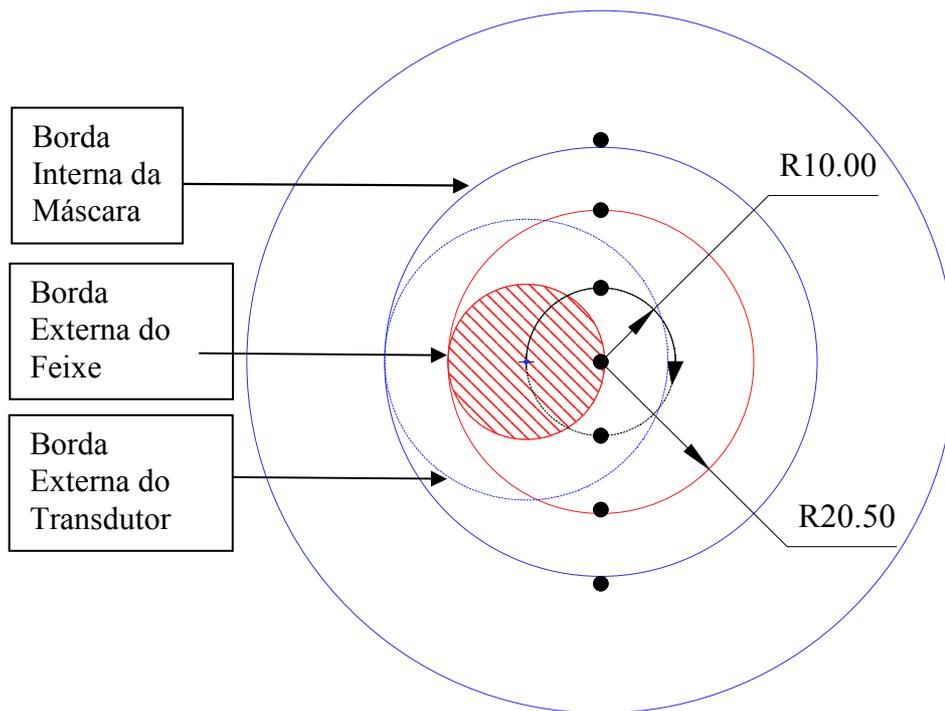


Figura 3.3.5 – Esquema demonstrando a varredura circular com máscara pequena. Os valores mostrados na figura são medidas de raios em mm.

A varredura circular com a máscara grande está esquematizada na figura 3.3.6. A área exposta ao feixe está delimitada por duas linhas vermelhas e tem o formato de um anel. Apesar de ser sobreposta pelo transdutor durante a varredura, a porção central do *phantom*, delimitada pela borda interna do feixe, não recebe irradiação diretamente. A seta arqueada representa o trajeto do centro do feixe, que foi propositalmente traçado para passar sobre os termopares localizados a 20 mm do termopar central. A linha preta representa a borda da máscara, que é tangenciada pela borda do transdutor, representado por um círculo tracejado em azul, durante o movimento.

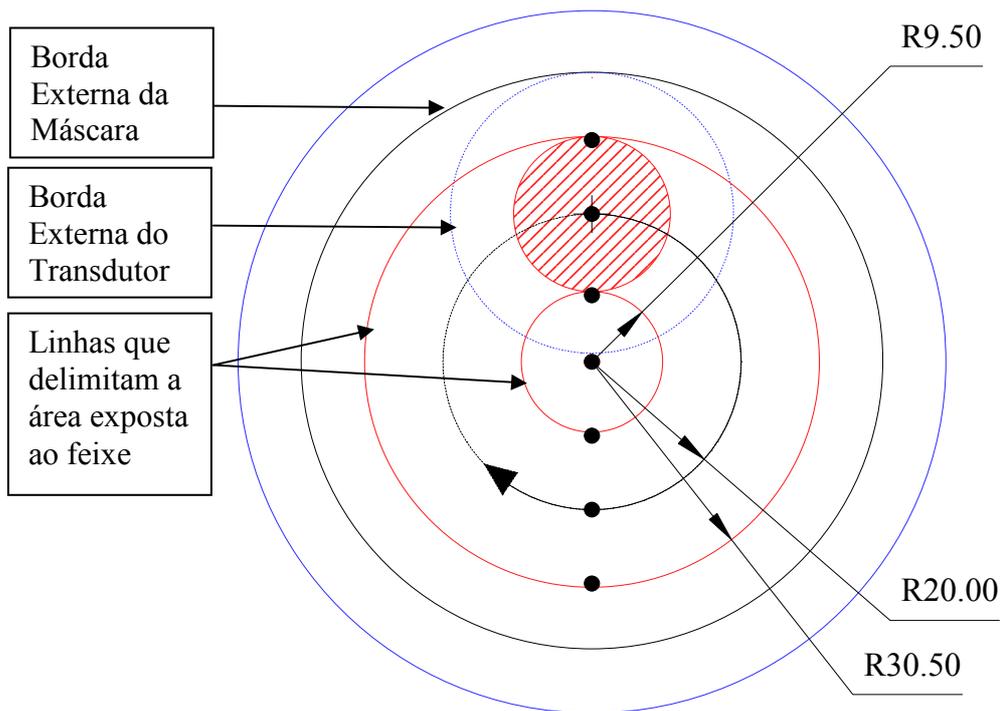


Figura 3.3.6 - Esquema demonstrando a varredura circular com máscara grande. Os valores mostrados são medidas de raio em mm.

Segundo o protocolo já estabelecido as velocidades de deslocamento do transdutor são; 2, 4 e 6 cm por segundo. Para controlar a velocidade utilizou-se um circuito de chaves equidistantes interligadas a um dispositivo sonoro (Figuras 3.3.7 e 3.3.8). Durante a movimentação do transdutor, as chaves são acionadas emitindo um ‘bip’. A frequência de repetição destes ‘bips’ era função da velocidade. A correspondência entre a velocidade de deslocamento e a frequência dos ‘bips’ por minuto é calculada pela equação abaixo (7). Ela fornece o número de vezes por minuto que as chaves deveriam ser acionadas para o percurso e velocidade selecionados. Este cálculo foi realizado individualmente para cada uma das máscaras, tendo em conta o percurso percorrido pelo centro do transdutor. Um metrônomo (Figura 3.3.9) foi ajustado para tocar na frequência estabelecida após o cálculo para cada uma das velocidades. Desta forma, o operador pode sincronizar o toque das chaves com o som do metrônomo, procurando manter a velocidade constante durante toda a aplicação.

P – Percurso do transdutor [cm]

V – Velocidade de deslocamento do transdutor [cm/s]

T – Período [s]

F – Frequência [Hz]

Nch – Número de toques nas chaves por período

BPM –[bips por minuto]

$$T = P \frac{P}{V}$$

$$F = \frac{1}{T}$$

$$BPM = 60 \times F \times Nch$$

(7)

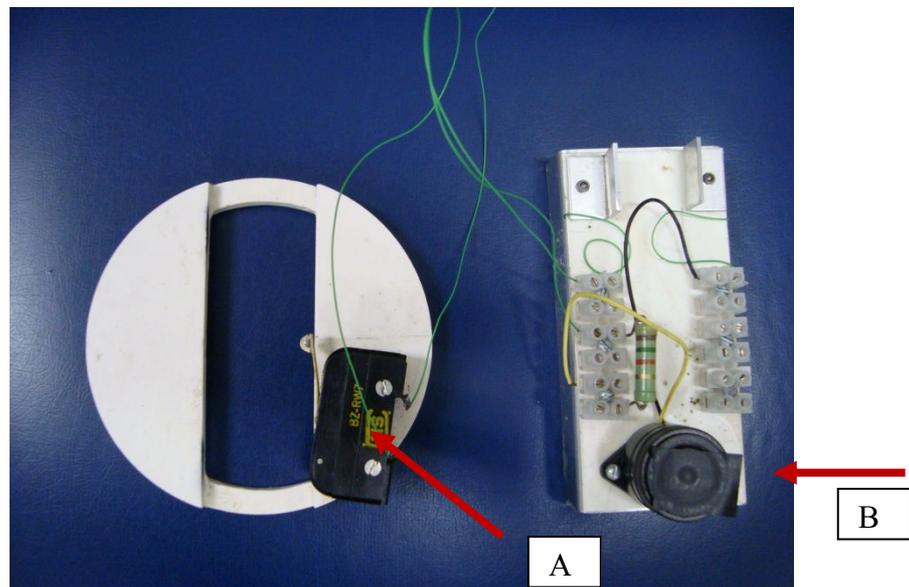


Figura 3.3.7 – A) Chave utilizada para a máscara longitudinal, ao passar, o transdutor empurra a meia esfera transparente acionando a chave; B) Dispositivo conectado à chave, quando a mesma é acionada, o dispositivo emite um som.

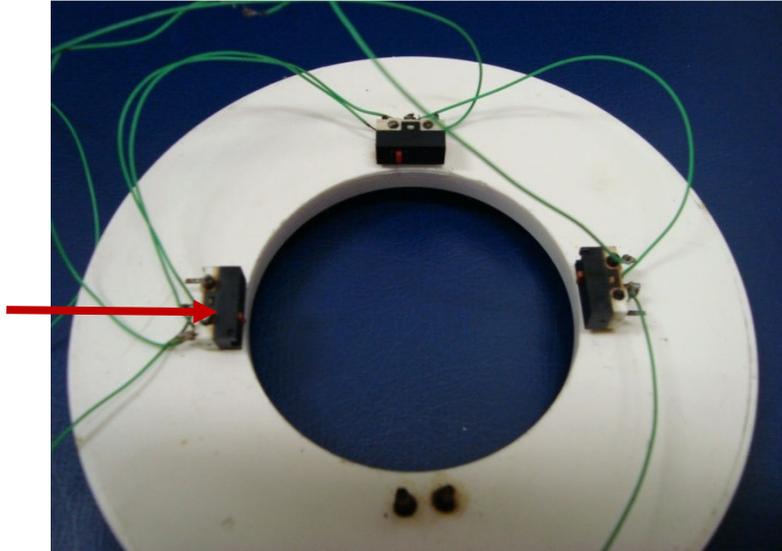


Figura 3.3.8 - Chaves utilizadas nas máscaras circulares. Ao passar, o transdutor aciona o pequeno botão vermelho em cada chave, que, por estar conectada ao dispositivo mostrado na figura 3.3.7, emite um som.



Figura 3.3.9 – Metrônomo utilizado para auxiliar na sincronização da velocidade de varredura do transdutor sobre o *phantom*.

Todos os protocolos foram realizados três vezes, de forma que os resultados apresentados a seguir são as médias destas.

### 3.4 Análise dos Resultados

Para análise dos resultados, foi elaborado um programa em LabView chamado LUÍSA, onde os sinais foram filtrados (passa-baixas de 3ª ordem usando 40 pontos) e

foi feita uma média das três curvas de variação da temperatura para cada termopar. O software também registra quando o  $\Delta T$  ultrapassa um valor pré-estabelecido pelo usuário e o tempo (s) em que a curva permaneceu acima deste valor. Para esta análise, foi estabelecido um valor de  $\Delta T$  de 3 °C, considerando que a temperatura corporal normal gira em torno de 37 °C e preconiza-se que os efeitos térmicos desejados sejam alcançados quando os tecidos se encontram a uma temperatura entre 40 e 45 °C por, no mínimo, 5 minutos (CAMERON, 2004, LEHMANN *et al*, 1967, FUIRINI & LONGO, 2002).

Para facilitar a interpretação, o software LUÍSA traça curvas com as três repetições de cada protocolo para cada termopar separadamente e, em uma outra janela, traça curvas para cada termopar das médias das três repetições, marcando com diferença de cor o período em que a curva permaneceu acima do limite estipulado, no caso, 3 °C, conforme exemplificado na figura 3.4.1.

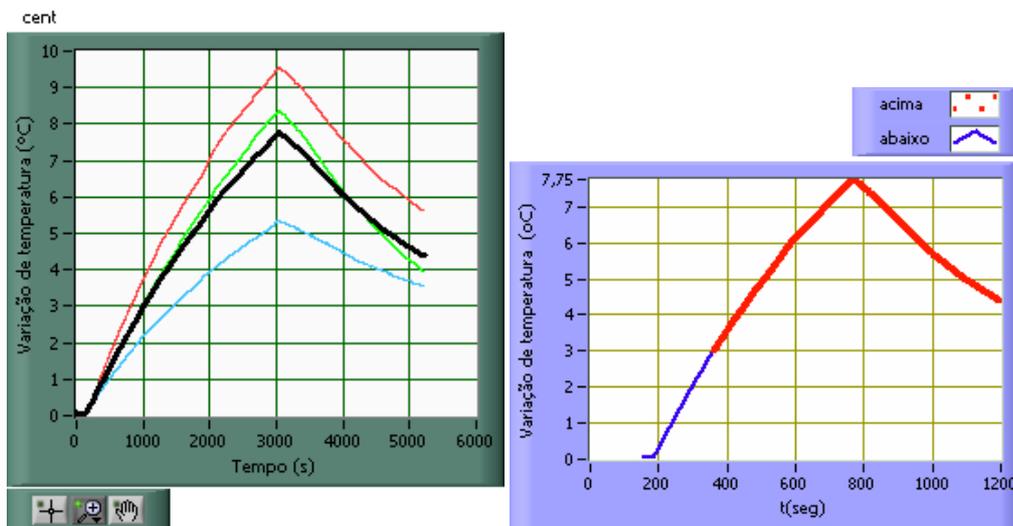


Figura 3.4.1 – (a) Gráfico das três curvas do protocolo de aplicação de 2 W/cm<sup>2</sup> com movimento circular com a máscara pequena durante 10 minutos para o termopar central, apresenta as repetições em cores e a média em preto. (b) Gráfico da média traçada na figura (a) em azul, com o período em que permaneceu acima de 3 °C em vermelho.

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

As tabelas a seguir foram elaboradas com os dados resultantes do cálculo das médias das três amostras coletadas para cada protocolo. Os dados sombreados são referentes aos termopares que registraram uma variação de temperatura acima de 3 °C por mais de 300 segundos (5 minutos). Os termopares localizados simetricamente a 10, 20 e 30 mm do central, são diferenciados de seu par simétrico por um sinal de (-). Outros termopares alcançaram um  $\Delta T$  de 3 °C, porém por tempos inferiores a 5 minutos, por este motivo não estão destacados.

#### 4.1 Aplicação Estática

A aplicação estática, foi realizada em quatro intensidades (0,5/1,0/1,5/2,0 W/cm<sup>2</sup>) e em dois tempos diferentes (5 e 10 minutos), os resultados são mostrados nas tabelas 4.1.1 e 4.1.2.

**Tabela 4.1.1 - Aplicação Estática (5 minutos) - Média das variações máximas de temperatura ( $\Delta T$ ) em cada termopar, nas intensidades de 0,5 a 2 W/cm<sup>2</sup>. Tempo (segundos) em que  $\Delta T$  permaneceu acima de 3°C.**

Termopar	Varição de temperatura a 0,5W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3°C	Varição de temperatura a 1,0W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3°C	Varição de temperatura a 1,5W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3°C	Varição de temperatura a 2,0W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3°C
-30	0,2	0	0,1	0	0,2	0	0,4	0
-20	0,3	0	0,4	0	0,5	0	0,6	0
-10	0,9	0	2,8	0	3,4	101	4,4	247,6
central	2,3	0	3,9	167	5,7	345,8	7,9	453
10	2,8	0	2,1	0	3,0	105	4,0	203,8
20	0,7	0	0,4	0	0,4	0	0,6	0
30	0,4	0	0,2	0	0,2	0	0,4	0

\* Os dados sombreados são referentes aos termopares que registraram uma variação de temperatura acima de 3°C por mais de 300 segundos (5 minutos).

**Tabela 4.1.2 - Aplicação Estática (10 minutos) - Média das variações máximas de temperatura ( $\Delta T$ ) em cada termopar, nas intensidades de 0,5 a 2 W/cm<sup>2</sup>. Tempo (segundos) em que  $\Delta T$  permaneceu acima de 3 °C.**

Termopar	Varição de temperatura a 0,5 W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C	Varição de temperatura a 1,0W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C	Varição de temperatura a 1,5 W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C	Varição de temperatura a 2,0 W/cm <sup>2</sup>	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C
-30	0,2	0	0,6	0	0,5	0	0,9	0
-20	0,3	0	0,9	0	0,9	0	1,6	0
-10	1,3	0	3,9	316,2	5,1	553,4	6,8	837,4
central	2,9	0	5,9	634	8,1	804,2	11,4	969,6
10	3,3	157,4	3,6	234,4	4,7	499,8	7,7	875,2
20	1,2	0	0,9	0	0,8	0	1,7	0
30	0,5	0	0,6	0	0,4	0	0,9	0

\* Os dados sombreados são referentes aos termopares que registraram uma variação de temperatura acima de 3°C por mais de 300 segundos (5 minutos).

Após a realização da etapa de aplicações estáticas, observou-se que o tempo de 5 minutos seria insuficiente para realização do aquecimento nos padrões de interesse durante as aplicações de movimento, pois as áreas de irradiação seriam maiores, distribuindo, portanto, a energia aplicada. Por este motivo, optou-se por utilizar, para as aplicações seguintes (com movimento), somente o tempo de 10 minutos e também a intensidade de 2 W/cm<sup>2</sup>, por ser a que produziu maior quantidade de calor na aplicação estática.

#### **4.2 Varredura com Movimento Longitudinal**

A varredura longitudinal foi realizada utilizando sempre a mesma máscara, no tempo de 10 minutos, variando apenas a velocidade de movimentação do transdutor. Os resultados estão expostos na tabela 4.2.1.

**Tabela 4.2.1 – Varredura com Movimento Longitudinal (10 minutos) - Médias das variações máximas de temperatura ( $\Delta T$ ) em cada termopar, na intensidade de  $2 \text{ W/cm}^2$  nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s. Tempo (segundos) em que  $\Delta T$  permaneceu acima de  $3 \text{ }^\circ\text{C}$ .**

Termopares/Velocidades	Vel 2 cm/s		Vel 4 cm/s		Vel 6 cm/s	
	$\Delta T$ Max ( $^\circ\text{C}$ )	$\Delta t$ (s) acima de $3 \text{ }^\circ\text{C}$	$\Delta T$ Max ( $^\circ\text{C}$ )	$\Delta t$ (s) acima de $3 \text{ }^\circ\text{C}$	$\Delta T$ Max ( $^\circ\text{C}$ )	$\Delta t$ (s) acima de $3 \text{ }^\circ\text{C}$
-30mm	3,2	78	3,2	59,4	2,2	0
-20mm	2,9	0	3,0	0	2,2	0
-10mm	2,4	0	2,6	0	2,5	0
central	2,1	0	2,6	0	2,7	0
10mm	2,4	0	2,8	0	2,5	0
20mm	2,9	0	2,6	0	2,5	0
30mm	3,2	78	3,2	59,4	2,2	0

\* Nenhum dos termopares registrou uma variação de temperatura acima de  $3 \text{ }^\circ\text{C}$  por mais de 300 segundos (5 minutos).

Para os três protocolos realizados, nenhum termopar alcançou os limites estipulados como ideais para este estudo. Observa-se, no entanto, que houve aquecimento acima de  $3 \text{ }^\circ\text{C}$  nos termopares localizados a 30 mm do central para as velocidades de 2 e 4 cm/s, sendo que, para a velocidade de 6 cm/s, nenhum termopar alcançou  $3 \text{ }^\circ\text{C}$  e a variação entre eles foi de, no máximo,  $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$ .

### 4.3 Varredura com Movimento Circular Usando Máscara Pequena

A varredura com movimento circular foi realizada com duas máscaras, sendo que os resultados com a máscara pequena estão expostos na tabela 4.3.1, enquanto que, com a máscara grande, os resultados serão apresentados no próximo tópico. A figura a seguir (4.3.1) mostra as curvas de cada uma das aplicações em cores, e a média das três curvas, em preto, para cada um dos sete termopares na varredura com máscara pequena na velocidade de 2 cm/s.

Os gráficos exemplificados nas figuras 4.3.1 a 4.3.2 foram obtidos para todos os protocolos pelo software LUÍSA em LabView, elaborado para análise dos resultados. Estes estão resumidos na tabela 4.3.1.

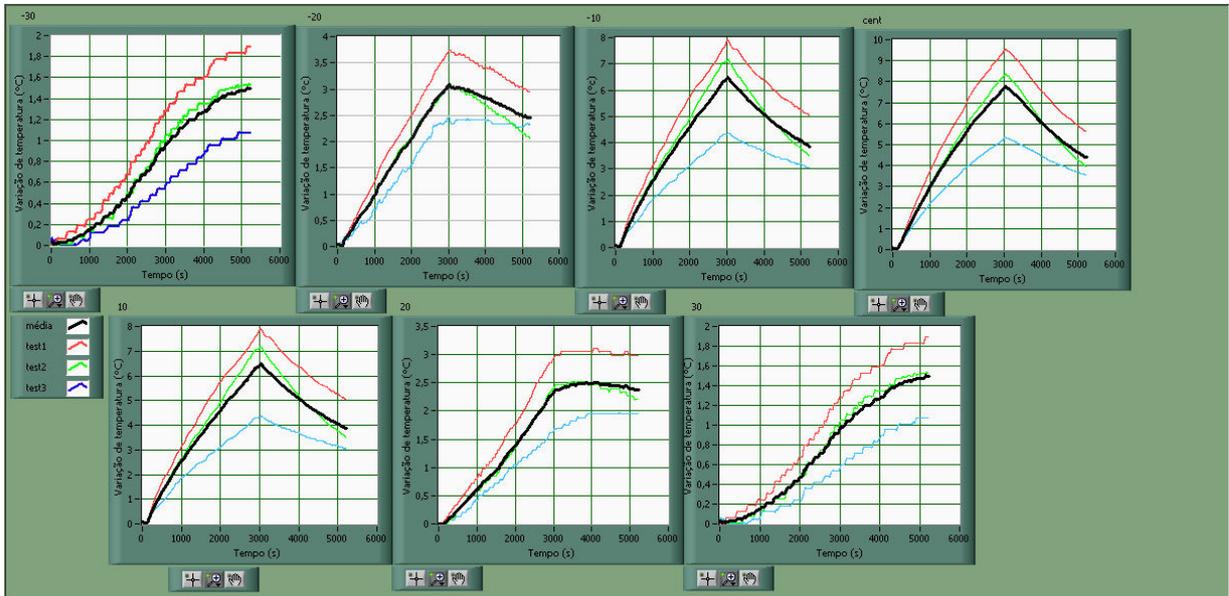


Figura 4.3.1 - Gráficos das curvas registradas por cada um dos termopares durante as três aplicações do protocolo de movimento circular com máscara pequena, na velocidade de 2 cm/s. Os três gráficos superiores mostram as curvas correspondentes aos termopares localizados a -30, -20 e -10 mm do termopar central. O gráfico localizado no centro corresponde ao termopar central, enquanto que os três gráficos inferiores representam os termopares representam os termopares localizados a 10, 20 e 30 mm do central respectivamente.

A figura 4.3.2 mostra curvas representando as médias para cada termopar, sendo que estas são mostradas em azul quando a variação de temperatura está abaixo de 3 °C e em vermelho quando esta variação ultrapassa 3 °C.

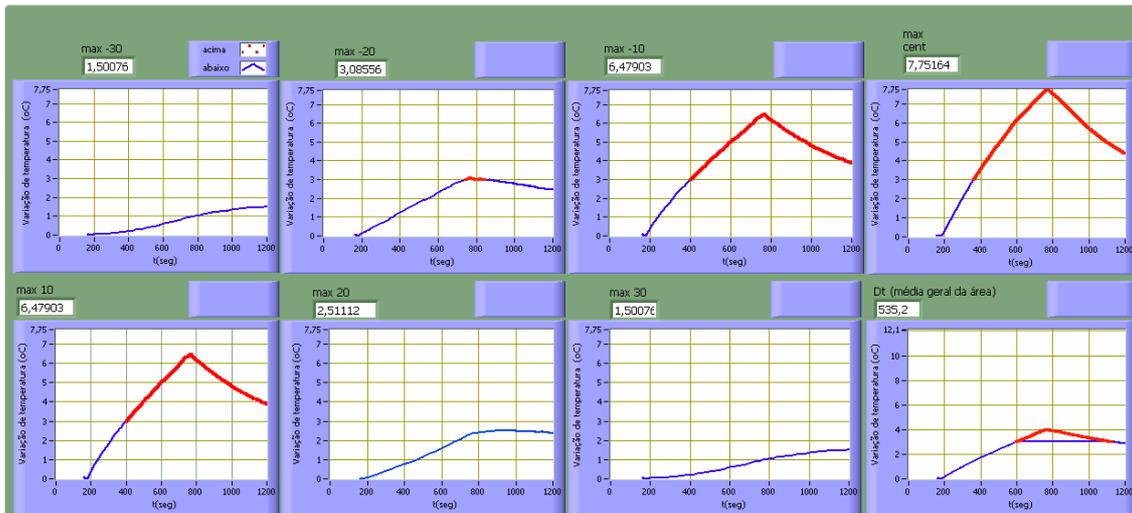


Figura 4.3.2 - Gráficos mostrando as médias das curvas para as variações de temperatura nos termopares -30, -20 e -10 mm e central acima, 10, 20 e 30 mm abaixo, bem como um gráfico com a média geral da variação de temperatura na área do *phantom*. Exemplificado para o protocolo com máscara pequena na velocidade de 2 cm/s.

**Tabela 4.3.1 - Varredura com Movimento Circular usando Máscara Pequena (10 minutos) - Médias das variações máximas de temperatura em cada termopar na intensidade de  $2 \text{ W/cm}^2$  nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s. Tempo (segundos) em que  $\Delta T$  permaneceu acima de  $3 \text{ }^\circ\text{C}$ .**

Termopares/Velocidades	Vel 2 cm/s.		Vel 4 cm/s		Vel 6 cm/s	
	$\Delta T$ Max ( $^\circ\text{C}$ )	$\Delta t$ (s) acima de $3 \text{ }^\circ\text{C}$	$\Delta T$ Max ( $^\circ\text{C}$ )	$\Delta t$ (s) acima de $3 \text{ }^\circ\text{C}$	$\Delta T$ Max ( $^\circ\text{C}$ )	$\Delta t$ (s) acima de $3 \text{ }^\circ\text{C}$
-30mm	1,5	0	0,9	0	0,8	0
-20mm	3,1	101	1,4	0	2,2	0
-10mm	6,5	799	4,2	421	4,2	426,2
central	7,7	839,8	4,5	501,2	4,5	503,4
10mm	6,5	799	3,5	194,6	3,7	276,4
20mm	2,5	0	1,4	0	1,3	0
30mm	1,5	0	0,9	0	0,8	0

\* Os dados sombreados são referentes aos termopares que registraram uma variação de temperatura acima de  $3 \text{ }^\circ\text{C}$  por mais de 300 segundos (5 minutos).

Vale notar que os limiares de temperatura e tempo foram alcançados para todas as três velocidades.

#### 4.4 Varredura com Movimento Circular Usando Máscara Grande

A tabela 4.4.1 mostra os resultados da varredura com movimento com a máscara grande nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/s.

**Tabela 4.4.1 – Varredura com Movimento Circular Máscara Grande (10 minutos) - Médias das Variações máximas de temperatura em cada termopar na intensidade de 2 W/cm<sup>2</sup> nas velocidades de 2, 4 e 6 cm/seg. Tempo (segundos) em que  $\Delta T$  permaneceu acima de 3 °C.**

Termopares/ Velocidades	Vel 2 cm/seg.		Vel 4 cm/seg		Vel 6 cm/seg	
	$\Delta T$ Max (°C)	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C	$\Delta T$ Max (°C)	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C	$\Delta T$ Max (°C)	$\Delta t$ (s) acima de 3 °C
-30 mm	1,4	0	1,5	0	2,8	0
-20 mm	3,1	26,4	1,8	0	4,7	645,8
-10 mm	1,9	0	1,6	0	3,1	232,4
central	2,0	0	1,7	0	2,5	0
10 mm	1,9	0	1,8	0	3,0	82,4
20mm	2,1	0	2,0	0	4,5	645
30 mm	1,4	0	1,5	0	2,8	0

\* Os dados sombreados são referentes aos termopares que registraram uma variação de temperatura acima de 3 °C por mais de 300 segundos (5 minutos).

Para esta aplicação, os limiares pré-estabelecidos foram atingidos apenas em um caso.

## CAPÍTULO 5

### DISCUSSÃO

Este trabalho teve como motivação básica a carência de informações científicas sobre os padrões de aquecimento gerados pela aplicação de ultrassom em procedimentos fisioterapêuticos. Foi proposto e elaborado um *phantom* contendo uma matriz de termopares que permite o registro das temperaturas produzidas pelos protocolos de aplicação da terapia. Foram estudados três protocolos básicos: estático, movimento circular e movimento longitudinal; porém com variações de tempo e intensidade para os protocolos estáticos, de área e velocidade para os movimentos circulares e de velocidade para os movimentos longitudinais.

Inicialmente foi proposto um protocolo em que o transdutor margeasse o perímetro do tubo, porém, observou-se que nesta aplicação o centro do transdutor passaria entre os termopares localizados a 2 e 3 cm do centro. Desta forma, os critérios para comparação entre este e os outros protocolos não seriam equivalentes, pois, nos outros casos, o centro do transdutor sempre passa sobre um dos termopares. Assim, decidiu-se excluir este protocolo.

Sobre a metodologia utilizada neste estudo, pode-se apontar algumas observações: (i) Os termopares idealizados e confeccionados para este trabalho apresentam a desvantagem de ser frágeis à manipulação, correndo o risco de se romperem durante a retirada do material mimetizador de dentro do tubo; (ii) o material mimetizador não apresentou uma vida útil longa, sendo que, para este estudo, utilizou-se o mesmo *phantom* por no máximo 6 dias, sendo então substituído por um novo, já que não é possível garantir suas propriedades após este período; (iii) o tubo foi feito de alumínio, assumindo-se a hipótese de que, sendo um material com características condutoras de calor, não concentraria o calor produzido no interior do *phantom*, permitindo que o mesmo fosse transmitido ao meio externo por condução. Esta escolha foi baseada em experiência prévia realizada neste laboratório com um tubo de PVC (OMENA *et al*, 2007). Porém não foi considerada a possibilidade de que a característica refletora do alumínio à onda ultrassônica pudesse influenciar nos protocolos realizados, em especial naqueles que se aproximaram da borda do *phantom*; (iv) todos os experimentos tiveram como temperatura inicial a temperatura ambiente, que era medida por um termopar externo ao sistema experimental e variava em média 0,5 °C

Em algumas aplicações, houve erro de leitura de um dos termopares, ou por excesso de ruído ou mau contato com o adaptador do SPIDER 8, muitas vezes causado pelo gel ou pela água usada no experimento que oxidavam as extremidades dos termopares. Quando este erro ocorreu em um dos termopares simétricos, optou-se por utilizar os dados do termopar correspondente contralateral. Quando ocorreu com o termopar central, os dados foram descartados e as aplicações realizadas novamente.

Em relação às aplicações estáticas, pode-se observar que o aquecimento se apresenta de forma decrescente do centro para as bordas e com certa simetria (para 5 e 10 minutos). Para as aplicações com 5 minutos (Tabela 4.1.1), pode-se observar que somente o termopar central (e nas duas maiores intensidades) alcançou os parâmetros de tratamento estabelecidos neste estudo. Sabendo-se que os protocolos com movimentação do transdutor implicam aquecimento de uma área maior, estes foram implementados sempre com 10 minutos, uma vez que as aplicações com 5 minutos mostraram-se ineficazes.

Já para o protocolo estático com 10 minutos (Tabela 4.1.2), apesar de certa assimetria nos resultados, o aquecimento ocorreu no termopar central e naqueles localizados a 10 mm deste (menos para a intensidade de  $0,5 \text{ W/cm}^2$ ). Sabendo-se que o feixe do US tem simetria cilíndrica (em princípio), pode-se supor que uma área circular com raio de 10 mm a uma profundidade de 2 cm em relação à superfície de aplicação comporte-se da mesma forma. Neste ponto vale notar duas observações importantes, a primeira é que esta área é menor que a da face do transdutor e a segunda é que o termopar central ultrapassou os limites de segurança biológica ( $8 \text{ }^\circ\text{C}$ ), tomando-se a temperatura corporal como  $37 \text{ }^\circ\text{C}$ , nada se podendo afirmar sobre o meio que está entre a face do transdutor e o termopar. No que se refere aos outros termopares, todas as médias ficaram abaixo de  $8^\circ\text{C}$ . Porém para um dos experimentos (Estática 10 min.  $2\text{W/cm}^2$ ), o termopar 10 mm ultrapassou este valor em uma das amostras.

Diante destes resultados com o transdutor estático, optou-se por executar a aplicação dos outros protocolos somente com a intensidade de  $2 \text{ W/cm}^2$ , por haver apresentado maior produção de calor, levando-se novamente em conta que a movimentação do transdutor implicaria tratar uma área maior, mantendo o mesmo fluxo de calor.

De acordo com a equação sugerida por TER HAAR (1987) *apud* CAMBIER *et al.* (2001), para a frequência de 1 MHz e intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2$  espera-se aumento de temperatura numa taxa média de  $0,8 \text{ }^\circ\text{C/min.}$ , porém não relata a profundidade deste

aquecimento. CAMBIER *et al.* (2001), em experimento com cadáver, posicionaram termistores a 1 cm, 3 cm e 5 cm de profundidade e registraram aumento de 1,49, 0,37 e 0,09 °C por minuto, respectivamente, usando a intensidade de 1 W/cm<sup>2</sup> e tempo de 10 min., em aplicação estática, com a frequência de 1 MHz.

Nas mesmas condições (frequência e intensidade), porém a 2 cm de profundidade, o cálculo da taxa de aquecimento deste experimento foi de 0,6 °C/min., o que parece ser coerente com os resultados dos experimentos feitos por CAMBIER *et al.* (2001), já que espera-se que os valores sejam decrescentes à medida que a profundidade aumenta.

ATKINS & DUCK (2003) realizaram um experimento com ultrassom terapêutico de 3 MHz, modo pulsado 1:4, numa intensidade de 1,0 W/cm<sup>2</sup> de forma estática sobre um *phantom* que mimetiza as propriedades térmicas e acústicas dos tecidos. Após 10 minutos de insonação, observou-se que o aumento máximo de temperatura foi de 0,8 °C à profundidade de 1 cm

No presente estudo, na varredura longitudinal (Tabela 4.2.1), o aquecimento aconteceu de forma mais uniforme em todos os termopares, com um aquecimento maior nas bordas do *phantom* nas velocidades de 2 e 4 cm/s. Pode-se supor algumas explicações para este comportamento: (i) primeiramente, o tubo de alumínio poderia estar agindo como um refletor da onda ultrassônica, apesar de ser um bom condutor de calor, apresenta uma alta impedância acústica em relação ao material do *phantom*; (ii) outra explicação seria o fato de que na varredura longitudinal, ao se mudar o sentido do movimento (ida e volta), há uma pequena parada do transdutor nas extremidades.

Esta forma de aplicação promoveu boa uniformidade em relação à distribuição do calor, porém não alcançou os limiares dos parâmetros propostos neste experimento. Provavelmente devido à não adequação do tempo de aplicação em relação à área do *phantom* delimitada pela máscara. Conforme a sugestão encontrada em várias referências (GREY, 2003, DEMMINK & HELDERS, 2003, CAMERON, 1999, IBRAMED, 2005, KW, 2005), o tempo de aplicação deve estar relacionado ao tamanho da área de tratamento, assim como ao tamanho da ERA do transdutor. Seria interessante futuramente, testar esta forma de aplicação com uma área menor ou um tempo maior para verificar esta possibilidade.

Na aplicação com máscara pequena (Tabela 4.3.1), onde foi planejado que o centro do transdutor passasse sobre os termopares localizados a 10 mm do centro, foram obtidos os resultados mais semelhantes aos encontrados na literatura, com um

aquecimento maior no centro e decrescente em direção às bordas nos três protocolos feitos com esta máscara. A velocidade que proporcionou maior aquecimento com mais longa duração em relação às outras duas foi a de 2 cm/s, sendo que a diferença foi menor entre as velocidades de 4 e 6 cm/s.

Nesta forma de aplicação, seria possível supor que uma área aproximadamente circular com raio de 10 mm e a 2 cm de profundidade em relação à superfície de aplicação teria alcançado os limites terapêuticos pré-estabelecidos para este estudo, em todas as velocidades testadas, sendo que os melhores resultados foram obtidos com a velocidade de 2 cm/s. Os resultados mais semelhantes ao desta varredura foram os da aplicação estática por 10 minutos na intensidade de  $2 \text{ W/cm}^2$ , com a vantagem de que, na aplicação com movimento, os valores médios do termopar central não ultrapassaram o limite de segurança, que seria  $8^\circ\text{C}$ . Em duas amostras o termopar central registrou variação de temperatura acima deste valor.

Um outro estudo comparou a aplicação estática do US terapêutico contínuo a 2 MHz e  $2 \text{ W/cm}^2$  em tecido suíno com a aplicação em movimento circular a 3 cm/s, em uma área que representava o dobro da ERA. A imagem térmica foi adquirida e permitiu observar que na aplicação estática, havia duas zonas de hiperaquecimento, uma no tecido subcutâneo e outra no osso. Já na aplicação com movimento, a zona de hiperaquecimento se limitou à região subcutânea. Concluíram que o movimento do transdutor evita os picos de aquecimento causados pela geometria dos tecidos, principalmente o osso. Entretanto observaram que, quando a área de tratamento corresponde ao dobro da ERA, a simples duplicação do tempo de tratamento não garante a homogeneidade do aquecimento, pois uma área central recebe o feixe continuamente e, portanto, aquece mais que a periferia. Para garantir um aquecimento mais homogêneo, a área deveria ser o quádruplo da ERA (com o tempo respectivamente multiplicado por quatro), pois desta forma o feixe não passaria continuamente sobre o centro da região tratada (DEMMINK & HELDERS, 2003).

Os resultados deste trabalho mostram que mesmo a área irradiada sendo próxima do quádruplo da ERA (no caso a relação Área/ERA é 3,77), o centro permanece aquecendo mais do que a periferia, contradizendo a suposição de DEMMINK & HELDERS (2003). Pode-se pensar que o não aquecimento da periferia deva-se ao fato de haver uma área maior exposta ao resfriamento por condução, enquanto que o centro apresenta dificuldade em perder calor.

Na aplicação com máscara grande (Tabela 4.4.1), onde o centro do transdutor passa sobre os termopares localizados a 20 mm do centro, o aquecimento maior foi observado exatamente nestes termopares, seguidos por aqueles localizados a 10 mm e pelo central. Apenas o protocolo com velocidade de 6 cm/s. alcançou os limites estabelecidos, sendo que isto aconteceu apenas nos termopares a 20 mm do central. A área como um todo não foi aquecida acima dos limiares esperados. Pode-se supor, pelas características da varredura, que o aquecimento dentro dos parâmetros aconteça em uma área semelhante a um anel com centro localizado no termopar central. A espessura exata desta faixa de aquecimento não é possível de ser estabelecida, acredita-se que esteja em torno de 1 cm e sabe-se que não é maior do que 2 cm, já que os termopares adjacentes não registram variações de temperatura dentro dos parâmetros estabelecidos. A diferença entre os resultados com a máscara pequena e a média em relação à área de aquecimento observada pode ser devida principalmente ao fato de se ter mantido o mesmo tempo de aplicação, mesmo com o aumento da área. São necessários, portanto, novos experimentos que busquem uma melhor adequação do tempo de aplicação para a área desta máscara.

Alguns resultados dos protocolos com máscara grande chamam atenção e merecem ser comentados: o maior aquecimento foi obtido pela movimentação com velocidade de 6 cm/s, ao contrário da aplicação com máscara pequena, onde o maior aquecimento aconteceu com a velocidade 2 cm/s. O segundo maior aquecimento obtido neste protocolo foi com a velocidade de 2 cm/s. Com base nestas observações, observa-se que a relação velocidade/aquecimento possa ter um comportamento não-linear.

Apesar de o *phantom* utilizado neste trabalho apresentar propriedades térmicas e acústicas semelhantes às dos tecidos moles, existem algumas limitações que merecem ser destacadas: (i) a primeira delas se refere ao fato de que o resfriamento local realizado pelo fluxo sanguíneo não está sendo representado no modelo experimental. (ii) outra questão a se considerar, seria o fato de que, por baixo do *phantom* desenvolvido havia uma placa absorvedora, posicionada propositalmente para evitar hiperaquecimento devido à reflexão da onda ultrassônica. Em situações reais de aplicação em animais ou em seres humanos, a menos que a aplicação seja feita na porção baixa do tronco (região lombar) lateralmente às vértebras, a onda ultrassônica sempre encontrará à sua frente uma camada óssea, que é altamente refletora e também atenuadora. Há muito se sabe que o ultrassom aquece de forma mais intensa a interface osso/tecidos moles. Um estudo de BENDER *et al* (1953) utilizou termopares nas

corticais e medulas ósseas de cães e aplicava US de forma estática e dinâmica, realizando testes com US pulsado (em diferentes ciclos de carga) e contínuo. Seus resultados já mostravam que tanto a cortical óssea como a medula eram aquecidas muito acima das médias dos tecidos moles e que, apesar de as aplicações com US pulsado e aplicações com movimento gerarem um aumento menor da temperatura nestes pontos, o aquecimento ósseo existia. Portanto, é possível crer que, em situações de aplicação *in vivo* haja não só um aumento da variação de temperatura causado por reflexão da onda pelo osso como também um hiperaquecimento da interface osso/tecido mole, bem como dos tecidos ósseos em geral. Este aquecimento será diferente de região para região do corpo, assim como de indivíduo para indivíduo, devido às características teciduais, ou seja, à quantidade e espessura das camadas interpostas entre a superfície de aplicação e o osso. DEMMINK & HELDERS, (2003) também encontraram diferença no aquecimento ósseo devido ao formato da superfície óssea. Em ossos onde a superfície sobre a qual a onda ultrassônica incidia era convexa, o ponto de maior aquecimento se localiza dentro do próprio osso, enquanto que nos ossos que recebiam a incidência do US sobre uma superfície côncava, o ponto de maior aquecimento ocorre nos tecidos moles à frente do osso, sugerindo que o formato da superfície óssea pode gerar uma reflexão focalizada da onda ultrassônica.

Como o principal objetivo foi estudar o padrão de movimento e sua influência sobre a distribuição de calor, e não os limites de aquecimento, os resultados aqui obtidos são úteis na construção do conhecimento sobre a forma de aplicação do US em Fisioterapia.

Uma possibilidade de seguimento deste estudo seria planejar um modelo que levasse os efeitos do resfriamento em consideração. Outra sugestão de aprimoramento desta pesquisa seria a de estudar os padrões de aquecimento em *phantom* com camadas de diferentes coeficientes de absorção e atenuação, como acontece nos tecidos humanos.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSÃO

Foi elaborado um protocolo para avaliação dos padrões de aquecimento gerados por manobras terapêuticas de ultrassom em Fisioterapia. Para utilização deste protocolo foi projetado e construído um *phantom* que monitora constantemente a temperatura, com sete termopares. O *phantom* contém um material mimetizador das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos.

Foram testados três protocolos de aplicação, sendo um estático e dois dinâmicos.

Os resultados com protocolo estático permitem conhecer o padrão de aquecimento para transdutor de 1 MHz nas intensidades de 0,5/1,0/1,5/2,0 W/cm<sup>2</sup>, como também o tempo de duração do aquecimento em níveis terapêuticos (e até acima deste). Neste caso foi possível observar que o tempo de 5 minutos não é suficiente para gerar uma variação acima de 3 °C na temperatura, por no mínimo 5 minutos. Já no tempo de 10 minutos, estes valores podem ser alcançados a 20 mm de profundidade em uma área circular com um raio de aproximadamente 10 mm utilizando-se intensidades a partir de 1,0 W/cm<sup>2</sup> no modo contínuo.

Os protocolos dinâmicos mostraram que o melhor aquecimento para a frequência 1 MHz, intensidade de 2 W/cm<sup>2</sup>, e tempo de 10 minutos, foi obtido com a varredura circular em uma área 3,77 vezes o tamanho da ERA na velocidade de 2 cm/s, sendo que, apesar de a área se aproximar do quádruplo da ERA, o aquecimento é maior no centro do que na periferia.

O protocolo que obteve menor variação entre os termopares foi o que utilizou varredura longitudinal, porém, o tempo e a intensidade utilizados neste estudo não foram capazes de gerar aquecimento em níveis terapêuticos.

Portanto, conclui-se que o aquecimento por US de tecidos biológicos é altamente dependente dos parâmetros em jogo e das particularidades para cada caso, e, portanto, dada a variedade atual dos modos de aplicação de US em fisioterapia, é bem provável que em muitos casos a temperatura em nível terapêutico não esteja sendo alcançada enquanto que em outras situações possa estar ocorrendo hiperaquecimento nas interfaces dos tecidos moles com os ossos.

É importante, portanto que se faça um estudo controlado dos protocolos terapêuticos em voga, para que se estabeleçam as bases para uma aplicação eficaz deste recurso terapêutico.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

BASTO, R.L.Q. 2007 **Construção de um Phantom Sintético com Propriedades Termofísicas e Ultra-sônicas Similares às do Tecido Biológico**. Dissertação M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BENDER, L.F., HERRICK, J.F., KRUSEN, F.H. “Temperatures Produced in Bone by Various Methods Used in Ultrasonic Therapy”. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, pp. 424-33, July.

BLUME, K., MATSUO, E., LOPES, M.S., LOPES, L.G., 2005 “Dosimetria Proposta para o Tratamento por Ultra-som – Uma Revisão de Literatura”. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v.18, n.3, pp.53-64, Jul./Set.

CAMBIER, D., D’HERDE, K., WITVROUNW, E., *et al.*, 2001 “Therapeutic Ultrasound: Temperature Increase at Different Depths by Different Modes in a Human Cadaver”, **Journal of Rehabilitation Medicine**, v 33, pp 212-215.

CAMERON, M.H., 1999, **Physical Agents in Rehabilitation – From Research to practice**, 1ª ed., W.B. Saunders Company, USA.

CAMERON, M.H., 2004, “Letter to the Editor”. **Physical Therapy**, v. 85, n.10, Oct.

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.

DAMIANOU, C. A., SANGHVI, N. T., FRY, F. MAASS-MORENO, R., 1997, “Dependence of ultrasonic attenuation and absorption in dog soft tissues on temperature and thermal dose”, **J. Acoustical Society of America**, v.102, pp. 628–34.

DOWNEY, J. A., DARLING, R. C., MILLER, J. M., 1968 “The Effects of Heat, Cold, and Exercise on the Peripheral Circulation”, **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, June.

FILONENKO, E. & KHOKHLOVA, V.A., 2001, “Effect of acoustic nonlinearity on heating of biological tissue induced by high intensity focused ultrasound”, **Acoustical Physics**. v. 47, n. 4, pp. 541-549.

FUIRINI JR., N. & LONGO, G.J., 2002 **Ultra-som**, KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos LTDA, 2ed., pp. 02-56.

GOH, A.C., FUJIWARA, T., MIYOSHI, K. *et al.*, 1999 “Towards an Evidence-based Model for Determining Treatment Dosage in Therapeutic Ultrasound”. **WCPT Congress** in Yokohama, Japan, May, 23 to 28.

GREY, K., 2003 “Distribution of Treatment Time in Physiotherapeutic Application of Ultrasound”. **Physiotherapy**, v.89, n.12, Dec.

GÜRSEL, Y.K., ULUS, Y., BILGIC, A., *et al.*, 2004, “Adding Ultrasound in the Management of Soft Tissue Disorders of the Shoulder: A Randomized Placebo-Controlled Trial”. **Physical Therapy**. v.84, n.4, pp. 336-43, April.

HYNYNEN, K., 1991, “The role of nonlinear ultrasound propagation during hyperthermia treatments” **Medical Physics**, v. 18, pp. 1156–1163.

IBRAMED, 2005, “Sonopulse III 1.0 MHz e 3.0 MHz – Manual de Operação”.

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

KOLLMANN, C., VACARIU, G., SCHUHFRIED, O., *et al.*, 2005, “Variations in the Output Power and Surface Heating Effects of Transducers in Therapeutic Ultrasound”. **Arch. Phys Med Rehabil.**, v. 86, pp 1318-24, Jul.

KW, 2005, “Sonomaster – Equipamento eletromédico por ultra-som para terapia”. KW Industria Nacional de Tecnologia Eletrônica LTDA, revisado em dez/2005.

LEHMANN, J.F., 1953, “The Present Status of Ultrasonic Therapy”. **Arch. Phys Med Rehabil** , pp 741-749, Dez.

LEHMANN, J.F., ERICKSON, D.J., MARTIN, G.M., *et al.*, 1954, “Comparison of Ultrasonic and Microwave Diathermy in the Physical Treatment of Periarthritis of the Shoulder”. **Arch. Phys Med Rehabil.**Out.

LEHMANN, J.F., DELATEUR, B.J., WARREN, G., *et al.*, 1967 “Bone and Soft Tissue Heating Produced by Ultrasound”. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**; v 48, pp 397-401.

MEANEY, P., CAHILL, M. D., TER HAAR, G., 1998, “The intensity dependence of focused ultrasound lesion position”, **SPIE**.3249, pp. 246-256.

NG, G.Y.F., NG, C.O.Y., SEE, E.K.N., 2004, “Comparison of Therapeutic Ultrasound and Exercises for Augmenting Tendon Healing in Rats”. **Ultrasound in Med & Biol.**, v.30, n° 11, pp 1539-43.

OMENA, T.P., MAGGI, L.E. PEREIRA, W.C.A., *et al.*, 2007, “Análise do Aquecimento de um Meio Mimetizador de Tecido Biológico Irradiado por Ultra-som

Fisioterapêutico” **3º Congresso Internacional de Fisioterapia**, Salvador-BA, 20 a 23 de Maio. **Fisioterapia Brasil**, Suplemento Especial nº3, ano 8, Maio/Junho.

ROBERTSON, V.J., 2002, “Dosage and treatment response in randomized clinical trials of therapeutic ultrasound”. **Physical Therapy in Sport**, v.3, pp. 124-133.

ROBERTSON, V.J., 2005 **Arch. Phys Med Rehabil** Vol 86, Apr.

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”. Anais do XX **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, São Pedro/SP, 22 - 26 out/2006, pp. 815-818.

SPEED, C.A., 2001, “Therapeutic Ultrasound in Soft Tissue Lesions” **Rheumatology** n.40, pp. 1331-36.

TER HAAR, G., 2007 “Therapeutic Applications of Ultrasound”. **Progress in Biophysics & Molecular Biology**, v.93, pp. 111-129.

WARDEN, S.J., MCMEEKEN, J.M., 2002 “Ultrasound Usage and Dosage Sports Physiotherapy”, **Ultrasound in Med. & Biol.**, vol. 28, n. 8, pp. 1075-1080.

WATSON, T., 2004, “Ultrasound dose calculation”. Disponível em: <<http://www.electrotherapy.org/downloads.htm>>. Acesso em: 20 abr. 2006.

ZISKIN, M.C., LEWIN, P.A., 1993 **Ultrasound exposimetry**. CRC Press: Boca Raton USA.

## ANEXO I

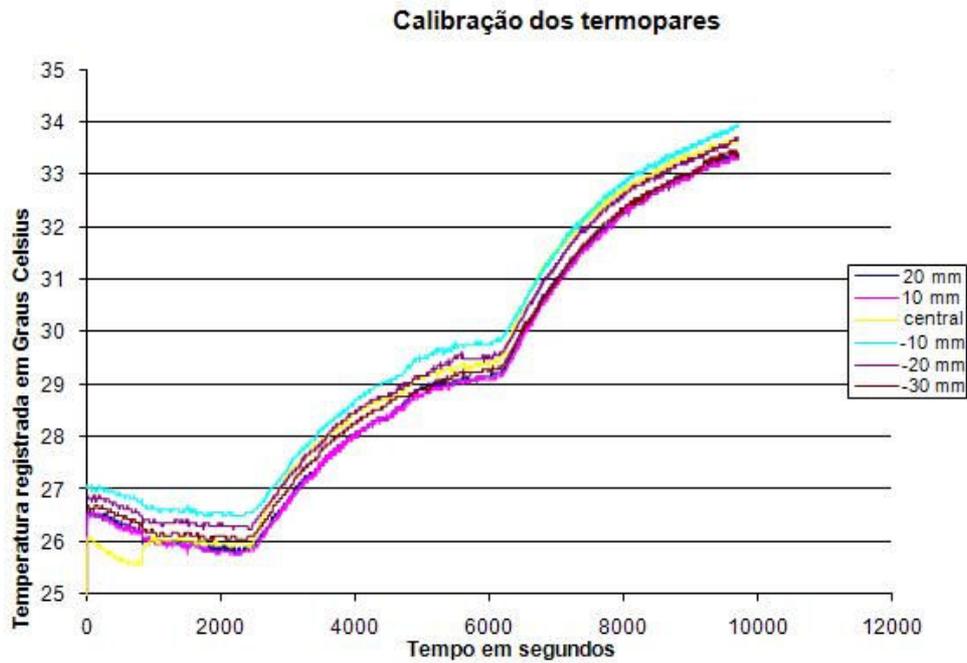
### Curvas de Calibração dos Termopares

O experimento para calibração dos termopares foi realizado de forma contínua, sendo que o registro dos dados do experimento foi dividido em dois arquivos, apenas devido à limitação de capacidade de armazenamento de dados do software utilizado. A partir de cada um dos bancos de dados foi gerada uma curva de calibração. É importante observar que a segunda curva é apenas a continuação da primeira, embora o tempo tenha sido zerado automaticamente pelo software.

Os valores de tensão aplicada à resistência, bem como as temperaturas registradas pelo termopar de referência durante o tempo do experimento foram organizados em duas tabelas, uma para cada arquivo de dados. Os valores sombreados foram os dados registrados nos momentos utilizados para traçar as retas de regressão citadas no texto, bem como para elaboração da coluna de referência na tabela 4.1.

**Tabela A – Valores de tensão, temperaturas de referência e tempo em segundos da primeira parte do experimento de calibração.**

<b>Voltagem</b>	<b>Temperatura de referência</b>	<b>Tempo (em segundos) da amostra</b>
0	26,7	845
0	26,4	1300
0	26,2	2400
40	26,2	2460
40	27,9	3780
40	28,7	4600
40	29,2	5720
40	29,3	6150
60	29,3	6190
60	31,5	7450
60	32,2	8100
60	32,6	8600
60	33,2	9600



**Tabela B - Valores de tensão, temperaturas de referência e tempo em segundos da segunda parte do experimento de calibração.**

<b>Voltagem</b>	<b>Temperatura de referência</b>	<b>Tempo (em segundos) da amostra</b>
60	33,5	150
60	33,6	940
80	33,7	990
80	34	1240
80	36,2	2200
80	37,7	3300
80	38,1	3700
80	38,3	4100
120	38,4	4140
120	43,2	4960
120	46,6	5580
120	49,2	6270
120	50,3	6670
120	50,8	6970
120	51,7	7570
120	52,3	8170
120	52,6	8470
120	52,6	8570

### Calibração dos Termopares 2

