



IMAGENS TERMOGRÁFICAS DO PADRÃO DE AQUECIMENTO EM *PHANTOM*
DE TRIPLA CAMADA IRRADIADO POR ULTRASSOM TERAPÊUTICO A 1 E
3 MHz

Rafael Bittencourt Alves

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: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Rio de Janeiro

Agosto de 2013

IMAGENS TERMOGRÁFICAS DO PADRÃO DE AQUECIMENTO EM *PHANTOM*
DE TRIPLA CAMADA IRRADIADO POR ULTRASSOM TERAPÊUTICO A 1 E
3 MHz

Rafael Bittencourt Alves

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.

Examinada por:

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Christiano Bittencourt Machado, Ph. D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2013

Alves, Rafael Bittencourt

Imagens Termográficas do Padrão de Aquecimento em
Phantom de Tripla Camada Irradiado Por Ultrassom
Terapêutico a 1 e 3 MHz/ Rafael Bittencourt Alves. – Rio
de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

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

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Biomédica, 2013.

Referências Bibliográficas: p. 71-84.

1. Ultrassom Terapêutico. 2. *Phantom* de tripla
camada. 3. Aquecimento. I. von Krüger, Marco Antônio *et*
al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE,
Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

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

IMAGENS TERMOGRÁFICAS DO PADRÃO DE AQUECIMENTO EM *PHANTOM*
DE TRIPLA CAMADA IRRADIADO POR ULTRASSOM TERAPÊUTICO A 1 E
3 MHz

Rafael Bittencourt Alves

Agosto/2013

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O aquecimento promovido pelo ultrassom terapêutico é um importante fator motivador para sua utilização na prática clínica de fisioterapia, por isso é objeto de estudo frequente. Contudo, são poucos os trabalhos que demonstram o aquecimento como resultado da propagação ultrassônica em modelos de *phantom* multicamadas. Este estudo teve como objetivo caracterizar a partir de imagens térmicas obtidas por câmera infravermelha, o padrão de aquecimento de *Phantom* em tripla camada (gordura/músculo/osso) submetido à irradiação ultrassônica a 1 e 3 MHz, nas intensidades 1 e 2 W/cm² com durações de 1, 1,5 e 2 minutos. Os resultados apresentados apontam um maior aquecimento na interface gordura/músculo em ambas as frequências e melhor distribuição do calor ao longo da profundidade para 1 MHz. Para todos os protocolos utilizados foram observados “pontos quentes” com temperatura acima da faixa terapêutica nas regiões correspondentes a gordura e músculo, enquanto que no *phantom* de osso, as temperaturas máximas ficaram abaixo da faixa terapêutica (40° C). O modelo experimental mostrou ser útil para o estudo do aquecimento em *phantom* multicamadas irradiado por UST. A análise dos resultados indicou a importância de melhorar este modelo experimental, incorporando neste estudo e efeito de perfusão sanguínea, assim como o ajuste das propriedades térmicas para valores mais próximos do tecido biológico.

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

THERMOGRAPHIC IMAGES STANDARD HEATING IN PHANTOM OF TRIPLE
LAYER SPENT IN A THERAPEUTIC ULTRASOUND 1 AND 3MHz

Rafael Bittencourt Alves

August /2013

Advisors: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

The heating of tissues by ultrasound is widely explored as a clinical tool in physical therapy and this is the motivation for its frequent study. However the warming resulting from of ultrasonic propagation in multilayered tissues remains not very well understood. This study is aimed to characterize the heating pattern of the temperature in a triple layer Phantom (fat / muscle / bone). Thermal images were obtained with infrared camera subjecting this phantom to ultrasonic irradiation of 1 and 3 MHz at intensities of 0.5, 1, 1.5 and 2 W/cm² for durations of 1, 1.5 and 2 minutes. It was observed higher warming at the fat / muscle interface for both frequencies, and for the case of 1 MHz a more homogeneous heat distribution along the depth as compared with the case of 3 MHz using. For all protocols used "hot spots" were observed with temperatures above the therapeutic range in the fat and muscle layers. In the bone layer the maximum temperature didn't reached the temperature of 40°C, considered therapeutic. The experimental model proved to be an useful working model for studying the heating caused by ultrasound propagation in multilayer medium. The analysis of the results indicate the importance of improving this experimental model by incorporating the effect of blood perfusion as well as adjusting the thermal properties to values closer to biological tissues.

Sumário

1	Introdução	1
2	Objetivo	3
2.1	Objetivos Específicos:	3
3	Revisão de literatura	4
3.1	Ultrassom terapêutico	4
3.2	Aquecimento por Ultrassom Terapêutico	7
3.3	Efeitos terapêuticos promovidos pelo aquecimento tecidual	14
3.4	Efeitos atérmicos	17
3.5	Protocolos de aplicação	20
3.6	Conceitos básicos em ultrassom	21
3.7	Tempo de aplicação terapêutica	25
3.8	Calibração do equipamento de ultrassom terapêutico	26
3.9	<i>Phantom</i> mimetizador de tecido biológico	26
3.10	Métodos de avaliação da distribuição do calor	29
3.11	Calorimetria: Conceitos gerais	30
3.11.1	Calor (Q)	30
3.11.2	Condutividade térmica	30
3.11.3	Calor específico	31
4	Materiais e métodos	32
4.1	Confecção dos <i>phantoms</i>	32
4.1.1	Equipamentos utilizados na confecção dos <i>phantoms</i>	32
4.1.2	Procedimento para confecção dos <i>phantoms</i>	32
4.1.3	<i>Phantom</i> de tecido adiposo (gordura)	33
4.1.4	<i>Phantom</i> de músculo	33

4.2	Caracterização das propriedades acústicas dos <i>phantoms</i>	34
4.3	Caracterização da propriedades térmicas dos <i>phantoms</i>	35
4.4	Equipamento de ultrassom terapêutico.....	36
4.5	Mapeamento do transdutor ultrassônico.....	36
4.6	Câmera infravermelha	38
4.7	<i>Phantom</i> de tripla camada	38
4.8	Montagem experimental.....	40
4.9	Procedimento experimental.....	42
4.10	Análise das imagens	43
5	Resultados.....	45
5.1	Densidade e propriedades acústicas e térmicas dos <i>phantoms</i>	45
5.2	Propriedades térmicas dos <i>phantoms</i>	46
5.3	Padrão Aquecimento a 1 MHz	46
5.3.1	Análise dos padrões de aquecimento a 1 MHz	48
5.4.1	Análise dos padrões de aquecimento a 3 MHz	55
6	Discussão	62
7	Conclusão.....	70
8	Referências Bibliográficas	71

1 Introdução

A irradiação de ondas ultrassônicas em tecido biológico humano é utilizada no tratamento de diversas patologias. Esse tipo de terapia é amplamente aplicado na prática clínica dos Fisioterapeutas, além de ser usada para fins diagnósticos. No entanto, ainda não há uma padronização da relação de dose-resposta (BAKER e ROBERTSON, 2001; PRENTICE, 2011). Isto se deve pela carência de trabalhos conclusivos a respeito da indução dos efeitos fisiológicos no tecido biológico e a eficácia da terapia por ultrassom (BAKER *et al.*, 2001).

Os equipamentos de ultrassom terapêutico (UST) comerciais empregam frequências de 1 e 3 MHz e intensidades que variam entre 0,1 e 3 W/cm² (FISH, 1990). A onda ultrassônica é aplicada nos tecidos de maneira contínua ou pulsada, por meio de transdutores que geralmente apresentam áreas da face de 2 a 5 cm² (TER HAAR, 1999; ROBERTSON *et al.*, 2009). A absorção dessa onda pelo tecido biológico pode gerar efeitos térmicos e não térmicos (mecânicos), que dependem da frequência, modo (contínuo e pulsado), intensidade, tempo e área de aplicação. O aquecimento é frequentemente investigado nos trabalhos mais recentes sobre a terapia por ultrassom, além de ser um importante fator motivador para a utilização da técnica por fisioterapeutas. (KEMMERER e OELZE., 2011; REIS *et al.*, 2012; SANTOS *et al.*, 2012).

O aquecimento tecidual estimula efeitos fisiológicos como: vasodilatação, aumento do fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, melhora do aporte de oxigênio e de nutrientes (MERRICK *et al.*, 2003). De acordo com LEHMAN (1967), os efeitos terapêuticos ocorrem quando o tecido é aquecido na faixa entre 40 a 45° por, no mínimo, cinco minutos. A partir do limite superior desta faixa ocorre superaquecimento, que pode induzir a morte celular. O aumento da permeabilidade da membrana

plasmática, a promoção da microcirculação e, conseqüente, cicatrização tecidual são alguns dos efeitos não térmicos atribuídos ao tratamento por UST (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

À medida que a onda ultrassônica se propaga pelo tecido biológico, ocorrem efeitos físicos como, atenuação, refração e reflexão, que são responsáveis pela perda progressiva da intensidade da onda. (FISH, 1990)

Experimentos que visam quantificar e qualificar os efeitos físicos da aplicação do UST são comumente realizados em corpos de prova, conhecidos como *phantoms*, pois por meio desses é possível obter um maior controle das variáveis do problema (MAGGI, 2011, REIS *et al.*, 2012; BASTO, 2007; DEMMINK *et al.*, 2003; YAMASAKI, 2008). Estes *phantoms* são confeccionados com materiais, que quando submetidos a um processo de mistura e aquecimento, podem se tornar mimetizadores das propriedades acústicas e térmicas específicas de determinados tecidos biológicos, como o ósseo, muscular e adiposo (gordura). Imagens térmicas obtidas por câmeras infravermelhas são usadas para o mapeamento do feixe acústico e observar a elevação e distribuição da temperatura nos *phantoms* quando submetidos à irradiação ultrassônica (MARTIN e FERNANDEZ, 1997; MACEDO *et al.*, 2002; SANTOS *et AL.*, 2012).

NIKAWA *et al.* (2011) construíram um *phantom* com atenuação e velocidade de propagação de tecido muscular. Os autores compararam as frequências de 2,5 e 1 kHz e intensidade de 0,4 W/cm². Após análise de imagens térmicas, notou-se que a área mais superficial do *phantom* aqueceu mais quando comparado as áreas mais profundas em ambas as frequências e que a irradiação da onda sonora a 2,5 MHz aqueceu duas vezes mais, com uma variação de 6 graus e a profundamente de alcance do aquecimento foi três vezes maior quando comparado a de 1 MHz.

O comportamento térmico promovido pelo UST nos tecidos biológicos ainda é uma incógnita aos profissionais fisioterapeutas. Com intuito de caracterizar o padrão de aquecimento promovido pelo UST, serão confeccionados e testados acústica e termicamente *phantom* de tripla camada de diferentes tecidos.

2 Objetivo

Caracterizar o padrão de aquecimento em *phantom* tripla camada (gordura/músculo/osso) de espessuras teciduais similares ao compartimento anterior do terço médio do braço.

2.1 Objetivos Específicos

- Confeccionar *phantoms* correspondentes aos tecidos adiposo e muscular e caracterizar suas propriedades acústicas e térmicas.
- Caracterizar as propriedades acústicas e térmicas de um material comercial mimetizador das propriedades mecânicas do tecido ósseo;
- A partir de imagens térmicas obtidas por câmera infravermelha, analisar a distribuição espacial do aquecimento em um *Phantom triplacamada*, submetido à irradiação ultrassônica, de 1 e 3 MHz, nas intensidades 1 e 2 W/cm², com duração de 1, 1,5 e 2 minutos.

3 Revisão de literatura

Neste capítulo será abordada a evolução e atual situação no mundo sobre os aspectos do ultrassom terapêutico, em particular sobre o aquecimento.

3.1 Ultrassom terapêutico

O Ultrassom Terapêutico (UST) vem sendo aplicado na prática clínica de fisioterapia há décadas (ROBERTSON, 2009), e é um recurso amplamente utilizado em programas de tratamento fisioterapêutico de diversas doenças de origem traumato-ortopédicas, desportivas, neurológicas e reumatológicas, tais como: tendinite, bursite, artrite, neurite, espasmo, ruptura e contratura muscular, rigidez articular, úlcera de decúbito, fibrose e fraturas (ANDREWS *et al.*, 2000; OLSSON *et al.*, 2008)

O equipamento de UST consiste de um gerador de corrente elétrica alternada de alta frequência, conectado a uma cerâmica com propriedades piezelétricas. Um gerador transmite o sinal elétrico para a cerâmica onde é criado um campo elétrico variável que acarreta deformações na mesma, gerando vibrações que dão origem a ondas mecânicas de alta frequência (FISH, 1990).

Durante a propagação da energia ultrassônica são produzidas ondas mecânicas. Essas ondas podem ser longitudinais ou transversais e são classificadas de acordo com a forma. As ondas geradas pelos equipamentos de UST são longitudinais e se manifestam por uma série de compressões e rarefações das partículas que ocorrem na mesma direção da propagação da onda, uma vez que os tecidos moles do corpo humano podem ser considerados como um fluido. Nas ondas transversais o movimento é perpendicular à direção de propagação da onda (GUIRRO *et al.*, 1996).

A distribuição de energia ao longo do campo acústico não é homogênea, e possui duas áreas distintas: o campo próximo ou a zona de Fresnel, e o campo distante

ou zona de Fraunhofer. Na primeira, a intensidade de energia apresenta variações bruscas, enquanto que na segunda, a intensidade de energia decresce suavemente com a distância da fonte, tornando-se mais regular (BASSOLI, 2001). O campo próximo é utilizado para fins terapêuticos.

O feixe ultrassônico não é uniforme, mesmo estando em um meio homogêneo. Esta característica é medida em termos de Relação de Não-uniformidade do Feixe (RNF), definida como a razão entre o pico de intensidade e a intensidade média do feixe. Podem ocorrer áreas específicas de concentração maior de energia, conhecidos como “*hot spots*” ou “pontos quentes”. Por este motivo são realizados movimentos circulares ou longitudinais com a face do transdutor no local de aplicação durante todo o tempo de irradiação.

As frequências empregadas em fisioterapia se situam na faixa de 0,75 a 3 MHz, no entanto, a maioria dos equipamentos disponíveis no mercado operam com frequências entre 1 e 3 MHz. Frequências de 5 MHz são utilizadas na área de Fisioterapia estética e dermatologia. A escolha da frequência utilizada para o tratamento depende da profundidade do tecido lesionado. Frequências mais altas são absorvidas mais rapidamente pelos tecidos, desta forma, apenas uma pequena intensidade de onda alcança às camadas mais profundas. A escolha da utilização do UST de 3 MHz é feita para tratamento de lesões mais superficiais como fáscia plantar acometida com fascite, inflamações de tendões superficiais como o tendão patelar e calcâneo e epicondilites, no entanto, frequências a 1 MHz são absorvidas mais lentamente e atingem profundidades maiores e assim são aplicadas em tratamento de estruturas mais profundas (TEAR HAAR., 1987; PRENTICE., 2011), como o músculo piriforme na região glútea, músculo vasto intermédio na região anterior da coxa e músculo braquial na região anterior do braço (DI DIO, 2002)

De acordo com SPEED (2001), a profundidade em que ocorrem os efeitos da terapia por ultrassom é de 3 a 5 cm, para frequência de 1 MHz e 1 a 2 cm, para 3 MHz. Durante a irradiação da onda ultrassônica no tecido biológico, há uma profundidade específica para cada frequência na qual a intensidade da onda é reduzida à metade, esta distância é denominada profundidade de meio-valor. A 1 MHz, a profundidade de meio-valor está em torno de 2-3 cm para PRENTICE (2004) e 1,1 cm para KITCHEN (2003); enquanto que a 3 MHz a profundidade de meio-valor é de 0,8-1,6 cm para PRENTICE (2004), e 0,4 cm para KITCHEN (2003).

A intensidade é expressa em watts por centímetro quadrado (W/cm^2) e é definida como a quantidade de energia que passa através da unidade de área na unidade de tempo. A potência gerada pelo equipamento é a quantidade de energia que incide em uma determinada superfície, e é expressa em watts (W). Esta energia é dependente da frequência, amplitude, e das características do feixe (SPEED, 2001).

A energia ultrassônica pode ser emitida para os tecidos de modo contínuo ou pulsado. Quando o transdutor é excitado sem interrupções, a onda ultrassônica é emitida de forma contínua, isto favorece a obtenção dos efeitos térmicos (LEHMANN, 1953). Já no modo pulsado, ocorrem pausas regulares na entrega de energia para os tecidos, variando a intensidade emitida ao longo do tempo. Os intervalos entre os pulsos variam de acordo com o equipamento, em 50%, 20% ou 10% (percentual que representa a relação entre a duração do pulso e a duração do período de repetição). Quanto menor este percentual, menor a elevação da temperatura, pois a energia é gradativamente dissipada durante a fase de não irradiação.

A escolha de um dos modos depende dos efeitos biofísicos que se deseja com o tratamento (McDIARMID e BURNS, 1987). Devido a não interrupção da emissão da energia ultrassônica para os tecidos, os efeitos térmicos do UST são atribuídos ao modo

contínuo e os não térmicos ao modo pulsado. O modo de aplicação ainda é motivo de dúvida na prática clínica. Um estudo realizado por CARLOS *et al.* (2012) com 50 indivíduos portadores de artrite reumatoide, demonstrou que o ultrassom contínuo associado a exercícios teve melhor resposta no controle da dor e melhora no arco de movimento quando comparado a aplicação do ultrassom pulsado associado a exercícios, as sessões foram aplicadas três vezes por semana durante oito semanas. Em outro estudo para o tratamento de trauma direto em tendão calcâneo de ratos, BERTOLINE *et al.* (2012) utilizaram protocolo com 1 MHz de frequência, intensidade a $0,4 \text{ W/cm}^2$ durante 3 minutos 5 dias consecutivos, comparando os modos de aplicação contínuo e pulsado. Os resultados apontaram uma redução precoce da dor e edema quando aplicado o modo pulsado.

3.2 Aquecimento por Ultrassom Terapêutico

Entre 1930 e 1940, o US foi introduzido na prática médica como um recurso terapêutico, utilizado particularmente para produzir calor em tecidos profundos (BASSOLI, 2001). Hoje, o aquecimento promovido pela irradiação ultrassônica é um dos principais fatores motivadores da sua utilização na prática clínica, visto que ele traz como consequência alterações fisiológicas e mecânicas nas regiões de interesse que precedem a indução de efeitos terapêuticos.

Quando a onda ultrassônica se propaga através dos tecidos, ela é atenuada. Essa atenuação ocorre pelos mecanismos de absorção e espalhamento (FISH, 1990). A parte da onda absorvida é a principal responsável pela geração de calor. Isso ocorre porque oscilações das partículas sobre sua posição de origem são transformadas em energia térmica que é proporcional a intensidade entregue ao tecido, quando essa energia não é

suficientemente dissipada por meios fisiológicos como a circulação sanguínea, ocorrerá um aumento da temperatura local.

O aquecimento tecidual por ultrassom é resultado da interação da onda com as propriedades acústicas dos tecidos. As características do tecido incluem o tipo (pele, gordura, músculo ou osso), o calor específico [J/(kg.K)], a condutividade térmica [W/(cm² °C)], a densidade [g/cm³], o coeficiente de atenuação [dB/(cm⁻¹.MHz)] e a área de tratamento [cm²] (MAGGI *et al.* 2008). O aquecimento também está relacionado à intensidade acústica $I(x)$ fornecida ao tecido ao longo de sua profundidade x (cm), como descrita na Equação (1)

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad \text{Eq. 3.1}$$

Onde, I_0 é a intensidade (W/cm²) na profundidade zero, α é o coeficiente de atenuação de intensidade (dB.cm⁻¹.MHz⁻¹) e x é a profundidade (cm).

Os parâmetros do equipamento de UST como, frequência, intensidade, ERA (área de radiação efetiva), além do tempo de aplicação, área de tratamento e técnicas de aplicação e fatores de resfriamento, como a circulação sanguínea, influenciam na geração de calor.

Para DEMMINK., *et al* (2003) parâmetros térmicos, tais como a distribuição de intensidade, a condutividade térmica do tecido através do qual os UST se propaga e o tempo de tratamento, são parâmetros que desempenham importante participação na profundidade de aquecimento.

É sabido que o UST produz um efeito de aquecimento seletivo nas interfaces. (ROBERTSON, 2009). Segundo (LEHMANN, 1953), a temperatura do periósteo aumenta cerca de 3,1 °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. Efeitos térmicos significativos podem ser obtidos usando intensidade entre 0,5 e 1 W/cm² (KITCHEN, 2003).

Segundo ROBERTSON (2005), um aumento de 3 a 4°C mantido por 5 minutos é suficiente para aumentar a extensibilidade do colágeno, e em consequência reduz a rigidez articular (STARKEY, 2007). Para que os efeitos fisiológicos esperados com a utilização do UST sejam alcançados, a temperatura tecidual deve ser elevada até a faixa de 40-45°C e mantida por, pelo menos, 5 minutos (MERRICK *et al.*, 2003, PRENTICE, 2011), Este fato é corroborado por CAMERON (2004), e acrescenta que para que este efeito seja otimizado, esta faixa de temperatura pode ser mantida até por 10 minutos. Desta forma, os efeitos fisiológicos provocados pelo aquecimento como vasodilatação e aumento do fluxo sanguíneo são estimulados. Quando a temperatura tecidual ultrapassa esta faixa, podem ocorrer efeitos deletérios aos tecidos com danos celulares irreversíveis. De maneira antagônica, se após a aplicação da terapia por US não forem alcançadas temperaturas acima de 40°C, os efeitos terapêuticos podem não ocorrer (MAGGI *et al.*, 2006). O superaquecimento promovido pela irradiação ultrassônica pode ser tão destrutivo a ponto de ser utilizado para fins terapêuticos como morte de células tumorais. (HABASH *et al.*, 2006)

O cálculo adequado da dose deve ser respeitado para a geração de calor, para que não ocorra superaquecimento ou temperaturas insuficientes para a indução de efeitos terapêuticos. 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).

NIKAWA *et al.* (2011) realizou testes em um modelo esquemático similar ao deste estudo, porém com um *phantom* único sem camadas e com propriedades acústicas

inespecíficas, ou seja, atenuação de gordura e velocidade de propagação de músculo. Os autores compararam as frequências de 2,5 e 1 MHz, ou seja, fora dos padrões de utilização terapêutica em fisioterapia e intensidade de 0,4 W/cm². Após a verificação das imagens notou-se maior aquecimento na região do *phantom* mais próxima ao cabeçote em ambas as frequências. Além disso, a irradiação da onda sonora a 2,5 kHz aqueceu duas vezes mais, com uma variação de 6 graus e a profundidade de alcance do aquecimento foi três vezes maior quando comparado a de 1 MHz. Estes resultados apontam a evidência que frequências mais altas aquecem mais e mais profundamente que frequências mais baixas, contrariando as afirmações teóricas da literatura (TEAR HAAR, 1987; FISH, 1990; PRENTICE, 2011).

DEMMINK *et al.* (2003) avaliaram a distribuição do aquecimento promovido pelo UST na pata traseira de porcos, para isto foram escolhidas frequências de 0,86, 2 e 3 MHz, em protocolo de tratamento dinâmico e estático. Os padrões de temperatura foram avaliados por meio de imagens térmicas feitas em intervalos de 1 minuto, durante a irradiação ultrassônica de 5 minutos. As imagens de referência foram subtraídas da imagem térmica em 1, 2, 3 4 e 5 minutos. Este estudo mostrou que as diferentes frequências não demonstraram mudanças no limite de profundidade de aquecimento para ambas as técnicas de aplicação.

SANTOS *et al.* (2011) realizaram um estudo de investigação do padrão de aquecimento por meio de imagens geradas por câmera infravermelha. Para isto foi confeccionado um *phantom* com características anatômicas e propriedades acústicas similares ao tecido mamário. As técnicas estacionária e com movimentos circulares, foram comparadas em protocolos de frequências a 1 e 3 MHz, intensidade de 1,0 W/cm². As temperaturas alcançadas com irradiação a 3 MHz foram mais elevadas na superfície e no fundo do *phantom*, para ambas as técnicas de aplicação.

KADRI *et al.* (2007) realizaram um estudo para estabelecer um modelo matemático com base nos resultados experimentais do aquecimento de um *phantom* gelatinoso homogêneo. Foram utilizados cinco termopares ao longo da profundidade no *phantom* – de 1 a 5 cm com intervalos de 1 cm. Foi adotado um protocolo com frequência do transdutor a 3 MHz, intensidades nominais de 0,5, 1,0 e 1,5 W/cm², aplicados durante 10 minutos em uma área duas vezes a área de radiação efetiva (ERA) do transdutor e velocidade de movimento de 120 ciclos/minuto. Maior aquecimento e resfriamento mais rápido foi notado no termopar mais superficial, posicionado a 1 cm do transdutor. A magnitude do aumento da temperatura diminuiu com a profundidade e com a redução da intensidade nominal. O estudo concluiu que o aquecimento por UST em um meio homogêneo pode ser estimado por um modelo matemático simples, entretanto, como eles foram desenvolvidos com base em apenas um experimento, o autor afirma que são necessários mais dados experimentais para os modelos serem validados.

3.2.1 Ações do aquecimento sobre a vascularização

A dilatação dos vasos periféricos é um efeito desejado, em determinadas situações, por aumentar o aporte sanguíneo e a nutrição para os tecidos periféricos em decorrência do aumento do fluxo sanguíneo (GUYTON & HALL, 2002). 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 (GYTON & HALL, 2002).

O aquecimento superficial gera dilatação dos vasos no local de aplicação do calor, e por meio da ativação do sistema simpático, ocorre efeito vasodilatador também nas extremidades (CAMERON, 1999). A resposta ao aquecimento ou resfriamento local também depende da temperatura central do indivíduo. Se o paciente encontra-se em ambiente de baixa temperatura ou submete-se a aplicação de crioterapia (terapia por frio), o aquecimento local de uma extremidade terá uma resposta menor do que quando o paciente está normalmente aquecido. Outro fator importante a ser observado é a insuficiência vascular, que impede as respostas adequadas ao aquecimento, podendo gerar lesão tecidual. Aparentemente não existe uma correlação entre o aumento da temperatura muscular profunda e o fluxo sanguíneo, como acontece na pele.

DIONÍSIO & VOLPON (1999) submeteram uma amostra de 10 coelhas à lesão por esmagamento do músculo reto femoral em ambas as coxas, em um lado foi realizado o tratamento e o outro usado como controle. O tratamento iniciou após 24 horas da lesão e foi realizado com frequência a 1 MHz e intensidade de 0,5 W/cm² por 2 minutos, durante 10 dias consecutivos. Os resultados não mostram diferença na vascularização na área onde foi aplicada a irradiação do UST.

3.2.2 Aumento da taxa metabólica

A atividade enzimática aumenta entre 39 e 43° C, com a reação aumentando 13% para cada grau (KITCHEN, 2003; CAMERON, 1999) e continua a aumentar junto a taxa metabólica até 45° C. A partir desta temperatura as enzimas iniciam o processo de desnaturação.

A elevação da atividade enzimática estimula as reações bioquímicas intracelulares, o que acelera o processo de cicatrização, no entanto, quando o UST é

aplicado nas articulações sinoviais e atingem temperaturas elevadas, por aumentar a ação da collagenase, enzima que estimula o processo síntese do cálcio e pode promover destruição da cartilagem articular. Este processo pode ser exacerbado em pacientes com processos inflamatórios como Artrite Reumatoide (AR). No que diz respeito a facilitação da cicatrização tecidual, quando o tecido é aquecido a 41°C ocorre uma liberação de oxigênio duas vezes maior quando comparada a 36° C, tornando este processo mais acelerado (CAMERON, 1999).

Utilizam-se valores de intensidade de 0,5 W/cm² ou inferiores para que sejam atingidas as maiores velocidades de cicatrização em tecidos como pele, tendões e ossos, em qualquer espécie (LEHMANN & DeLAUTEUR, 1994; LOW & REED, 2001). Há evidências de que níveis de UST superiores a 1,5 W/cm² exerçam um efeito adverso nos tecidos em processo de reparação. Para ROBERTSON (2009) este efeito ocorre apenas com intensidades superiores a 2,5 W/cm².

3.2.3 Aumento da extensibilidade de colágeno

O Máximo aumento da extensibilidade é obtido quando o tecido é mantido entre 40 e 45° C, por 5 a 10 minutos (CAMERON, 2004, SPEED, 2001). Em contraposição a esta afirmativa, ROBERTSON (2006) diz que tecidos a base de colágenos, como tendão, cápsula articular e ligamentos, não alteram suficientemente a rigidez ou extensibilidade se aquecidos na faixa terapêutica, e sugere que os benefícios temporários na amplitude de movimento alcançado com a utilização do UST estejam mais relacionados a modulação da atividade das fibras de dor do que alterações nas propriedades mecânicas.

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).

3.3 Efeitos terapêuticos promovidos pelo aquecimento tecidual

O aumento da temperatura pode promover nos tecidos o tixotropismo ou efeito tixotrópico. Este efeito promove aumento da elasticidade tecidual e redução da consistência tecidual fibrótica (ALTER, 1999; ENOKA, 2000) e é uma mudança no estado físico de um material. Em decorrência disto são alcançados alguns efeitos terapêuticos como, melhora do espasmo muscular e, aumento da extensibilidade das estruturas colágenas, como tendões, ligamentos e cápsulas articulares (PRENTICE, 2004; SPEED, 2001). Além destes, o ultrassom também pode promover a redução do processo inflamatório quando aplicado nas primeiras horas após a lesão (PALIWAL; MITRAGOTRI, 2006) Tais efeitos podem produzir alívio da dor, melhora do edema e da rigidez articular, promovendo maior amplitude de movimento (VAN DER WINDT *et al.*, 1999). Embora os efeitos do UST de 1 MHz (baixa frequência) possam durar mais tempo, as altas frequências (3 MHz) podem aquecer os tecidos três a quatro vezes mais rapidamente quando comparado ao de 1 MHz. As baixas intensidades de saída do equipamento levam mais tempo para atingir a temperatura desejada para alcançar os efeitos terapêuticos (STARKEY, 2001).

HAYES *et al.* (2004) avaliaram o aquecimento no tríceps sural de 18 voluntários, utilizando termopares inseridos a 2,5cm de profundidade. O aquecimento foi gerado por um equipamento de ultrassom a 1 e 3MHz, a 1,5W/cm², em modo contínuo, durante 10 minutos. O estudo concluiu que o ultrassom a 1 MHz não produziu

aquecimento vigoroso (aumento de 40° C), nem aumento de temperatura até 40°C durante os 10 minutos de irradiação, nesta profundidade. Já a 3 MHz, houve aquecimento nos tecidos profundos (contradizendo a literatura) , a 2,5 cm, sendo necessário interromper o tratamento em todos os pacientes por queixas de dor (durou 3 minutos e 21 segundos para elevar a temperatura em 4° C e 4 minutos para alcançar 40° C).

MERRICK *et al.* (2003) compararam o aquecimento intramuscular produzido por protocolos idênticos com três equipamentos de ultrassom fisioterapêutico de 3 MHz de fabricantes diferentes e calibrados (Omnisound 3000C, Dynatron 950, Excell Ultra III): modo contínuo, intensidade de 1,5 W/cm², área de aplicação duas vezes a área de superfície do transdutor, movimento de aplicação de 4 cm/s, tempo de irradiação 10 minutos. O estudo contou com seis voluntários que foram submetidos a três sessões (em cada sessão foi utilizado um equipamento diferente). Um termopar tipo-T implantável foi inserido a 1,6 cm de profundidade no músculo tríceps sural esquerdo. Os resultados apresentaram uma diferença na magnitude do aquecimento tecidual produzido pelos três equipamentos, embora todos tenham promovido um aumento de temperatura maior do que 4°C, o que é considerado como aquecimento vigoroso. Para um dos aparelhos, o tratamento foi interrompido com 6 minutos de irradiação em todos os voluntários, por motivo de desconforto na temperatura atingida, que se encontrava em torno de 41°C. Os demais equipamentos seguiram o protocolo de irradiação de 10 minutos, entretanto, não foram totalmente eficientes no aquecimento: um deles conseguiu elevar a temperatura até 40°C (temperatura mínima para produzir os efeitos fisiológicos do calor) em apenas dois dos seis voluntários, e o outro, em três dos seis voluntários.

3.3.1 Aumento do limiar de dor

Diversos estudos demonstram 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). Este efeito “comporta” é baseado na estimulação de grande número de fibras aferentes A β , que após estímulos térmicos ou mecânicos no mesmo segmento ativa interneurônios produtores de encefalinas, que inibem as fibras C da dor (MELZACK & WALL, 1965)

3.3.2 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 as alterações na velocidade de condução nervosa (CAMERON, 1999). Este efeito ainda é controverso, pois de acordo com CAMBIER (2001) o UST aplicado em modo contínuo promove em consequência do aquecimento, um aumento na velocidade de condução do estímulo nervoso, o que facilitaria a contração muscular e consequentemente a geração de força.

3.3.3 Melhora na resistência tecidual

Em um estudo realizado por Ng G.Y.F. *et al.*, (2004), em animais, indicaram que a aplicação do ultrassom contínuo a $2\text{W}/\text{cm}^2$ melhora a força tensil do tendão de ratos em cicatrização.

3.3.4 Regeneração Nervosa

Para avaliar o poder de regeneração nervosa promovido pelo UST, MONTE-RASO *et al.*, (2006) utilizaram 20 ratos *Wistar* divididos em dois grupos, somente esmagamento do nervo ciático e esmagamento com intervenção da terapia por ultrassom. Iniciado no primeiro dia pós-operatório e mantido durante dez dias consecutivos, foi aplicado um protocolo de irradiação ultrassônica pulsada (1:5), a intensidade de 0,4 W/cm², 1 MHz de frequência com duração 2 minutos. Por meio da avaliação pré e pós-operatória do Índice Funcional do Ciático, foi concluído que o UST de baixa intensidade acelerou a regeneração do nervo ciático do rato, demonstrável com maior significância no 21º dia pós-operatório.

3.4 Efeitos atérmicos

Além dos efeitos térmicos, a absorção da onda ultrassônica pode gerar influências mecânicas, sem que haja aquecimento nos tecidos biológicos propagados. De acordo com ROBERTSON *et al.* (2009), a aplicação do UST pode favorecer os efeitos mecânicos em relação aos efeitos térmicos, por permitir o emprego da mesma intensidade de pico enquanto mantém a taxa de aquecimento reduzida.

São classificados como efeitos atérmicos a micromassagem molecular, a fluência acústica, as ondas estacionárias e a cavitação, estes dois últimos não apresentam relevância clínica. O aumento da permeabilidade da membrana plasmática, promoção da microcirculação e consequente cicatrização tecidual, fluência acústica são alguns dos efeitos não térmicos atribuídos ao tratamento por UST (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

Desses efeitos não térmicos, a cavitação, que é a formação de bolhas gasosas no interstício celular, durante a fase de baixa pressão da onda. A cavitação se manifesta de

duas maneiras, estável quando as bolhas são formadas e se movimentam pelo tecido gerando a micromassagem molecular, e instável ou transiente, que ocorre quando as bolhas crescem e sofrem colapso com posterior liberação de grande quantidade de energia (FISH, 1990). Este tipo de cavitação pode causar lise celular com alteração de temperatura e pressão tecidual. De acordo com DYSON (1990), não existem evidências que ocorram efeitos danosos de cavitação *in vivo* em tecidos tratados com ultrassom de baixa intensidade.

Apesar dos efeitos não térmicos serem atribuídos pela cavitação em alguns estudos (NYBORG, 2001), parece ser improvável que esta ocorra em tecido biológico vivo. FRENKEL *et al.* (2000). Efeitos não térmicos como, cavitação e micromassagem podem levar a regeneração de tecidos moles e ósseos, devido ao estímulo da atividade dos fibroblastos e aumento da síntese de proteínas (SPEED, 2001). Em um estudo com ratos, com objetivo de avaliar o comportamento mecânico do músculo após o tratamento com ultrassom, MATHEUS *et al.* (2008) promoveram lesão por impacto no músculo gastrocnêmico e submetem os animais ao tratamento com frequência de 1 e 3 MHz com intensidade de $0,5 \text{ W/cm}^2$, durante 5 minutos, as sessões foram aplicadas por seis dias consecutivos. Os resultados demonstraram melhora significativa nas propriedades mecânicas dos músculos tratados.

FAGANELLO (2003), demonstrou os efeitos da aplicação do UST de baixa intensidade ($0,2$ e $0,4 \text{ W/cm}^2$) e baixa frequência (1 MHz) e modo contínuo na aceleração do processo de reparação da lesão muscular, foram evidenciados fagocitose mais eficiente, surgimento antecipado de fibroblastos e mioblastos e estimulação da angiogênese principalmente com intensidade de $0,4 \text{ W/cm}^2$.

Com intuito de analisar o comportamento das propriedades mecânicas de músculos submetidos à lesão aguda provocada por impacto no músculo gastrocnêmio e

tratados por meio do UST, Matheus *et al.* (2008) utilizaram 40 ratas *Wistar*, divididas em quatro grupos: controle; lesão muscular sem tratamento; lesão muscular tratada com UST de frequência 1MHz (0,5 W/cm², 5 minutos) e lesão muscular tratada com UST de frequência 3 MHz (0,5 W/cm², 5 minutos). Após seis dias consecutivos de tratamento, os músculos foram submetidos a ensaios mecânicos de tração. Foram analisadas como propriedades mecânicas, a rigidez muscular, alongamento máximo e carga no limite máximo. As médias das propriedades mecânicas dos grupos lesionados e tratados com UST foram significativamente maiores quando comparadas ao grupo lesionado sem tratamento. Em destaque, a propriedade de rigidez que, com a aplicação do UST, teve acréscimo de aproximadamente 38%. A intervenção, por meio do UST, promoveu aumento das propriedades mecânicas nos músculos lesionados aproximando-as do grupo controle. Entretanto, não foi observada diferença entre as propriedades mecânicas dos grupos tratados com ultrassom em frequências de 1 e 3 MHz.

Outros efeitos terapêuticos são atribuídos a utilização do UST, consolidação de fraturas, reparo de feridas, reparo de cartilagem articular, são alguns dos efeitos em discussão na comunidade científica.

A terapia por ultrassom parece influenciar a atividade celular. De acordo com KITCHEN e BAZIN, (2001), durante a aplicação da irradiação ultrassônica, ocorre um aumento nas funções das plaquetas, mastócitos, macrófagos neutrófilos, que são células envolvidas nas reações inflamatórias. Desta maneira, pode acelerar a cicatrização e regeneração tecidual. Outro efeito que gera melhora na atividade e funções celulares é o aumento na permeabilidade da membrana plasmática. É por meio dessa permeabilidade, que ocorrem os efeitos de interação entre o meio intra e extra-celular. Isto acarreta em um processo de nutrição celular mais eficiente.

3.5 Protocolos de aplicação

Devido à grande diferença de impedância entre o ar e o tecido biológico, faz-se necessário um bom acoplamento acústico entre o transdutor e o local de tratamento no paciente, para evitar bolhas de ar durante o tratamento que favoreceriam a atenuação do feixe ultrassônico. Para que isso ocorra, durante a aplicação do UST na região de tratamento, é comumente utilizado como agente acoplador um gel a base de água, assim como a água, gel ou alguns tipos de óleos, como a vaselina (WATSON, 2008).

Poucos são os trabalhos dedicados a elucidar a eficácia de cada técnica e as diferentes necessidades de aplicação de cada uma delas, dentre eles está o método direto, onde é necessário aplicar gel, óleo ou vaselina para permitir a condução da onda ultrassônica entre o cabeçote e a pele, visto que a onda não se propaga pelo ar (MACHADO, 1991). De forma direta o UST pode ser aplicado de maneiras diferentes quanto à movimentação do cabeçote, deslizamento (PAULA, 1994), varredura longitudinal, varredura circular e estacionário. Neste último é necessário que o terapeuta tenha cautela durante a aplicação da técnica na escolha da frequência, modo, e principalmente tempo e dosagem, pois podem gerar aquecimento tecidual muito rápido e alcançar doses terapêuticas acima das recomendadas na literatura (CAMERON, 2004), e desta forma produzir efeitos deletérios ao tecido biológico, como desnaturação de proteínas, desvitalização da região irradiada (PAULA, 1994) e até mesmo queimaduras. (LOW e REED, 2001). Outro método de aplicação também utilizado na prática clínica é o subaquático, indicado para irradiação do UST em superfícies pequenas, com áreas inferiores a área do cabeçote e superfícies ósseas irregulares. A escolha desta técnica se dá devido à necessidade de um melhor acoplamento do cabeçote com a superfície irradiada. Este método mostra-se eficaz na investigação dos efeitos do UST em placas epifisárias de coelhos (FREZ *et al* 2006).

3.6 Conceitos básicos em ultrassom

3.6.1 Atenuação

Quando as ondas ultrassônicas geradas pelo transdutor propagam-se pelas camadas teciduais, são atenuadas ao longo do eixo de propagação. Esta progressiva perda de energia, do feixe é devida a dois processos: absorção e espalhamento. A atenuação é função de parâmetros da irradiação como frequência, intensidade e também de parâmetros do meio como coeficientes de absorção e espalhamento.

KEMMERER e OELZE (2011) demonstraram em um estudo com fígado de ratos, que o coeficiente de atenuação aumentava conforme a temperatura, aumentando sua sensibilidade ao grau de dose térmica com variação de até 90%. As amostras eram submetidas à irradiação ultrassônica com frequência de 15 MHz e a temperatura variava de 37 a 70° C com o tratamento. Este aumento da atenuação pode estar atribuído à desnaturação de proteínas resultante da temperatura elevada, que segundo Cameron, (1999) começa a ocorrer a partir de 45° C.

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. Foi observado 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.

3.6.2 Velocidade de propagação

A velocidade de propagação do ultrassom média no tecido biológico humano é de 1540 m/s, sendo esta propriedade normalmente conseguida adicionando concentrações de n-propanol ou glicerina (glicerol) na fabricação do *phantom*. Apesar ambos apresentarem um ponto de ebulição alto, característica importante para a fabricação do *phantom*, a glicerina, ao contrário do álcool n-propílico, possui volatilidade baixa, fazendo com que a concentração na mistura do *phantom* não se altere, garantindo uma maior consistência das propriedades (SATO *et al.*, 2000).

3.6.3 Intensidade

Além da frequência e do tempo de aplicação, outro parâmetro que caracteriza a irradiação do UST é a intensidade, que é medida em (W/cm^2). A intensidade da onda gerada é a relação entre a potência (W) e a área de radiação efetiva do transdutor (ERA) cm^2 . Em Fisioterapia, utilizam-se baixas intensidades, que estão em uma faixa entre 0,12 e 3,0 W/cm^2 (TEAR HAAR, 1987). A escolha da intensidade e frequência a serem aplicadas para cada região específica é motivo de dúvida para os fisioterapeutas que atuam diretamente com a prática clínica do ultrassom e também para os pesquisadores da área. Isso ocorre devido à falta de evidências biofísicas acerca da eficácia dos protocolos de aplicação do UST usados por estes profissionais. Assim, na prática clínica não se sabe se as temperaturas produzidas pela aplicação do UST estão dentro da faixa terapêutica necessária para a indução de efeitos fisiológicos que promovem o tratamento das desordens músculo esqueléticas. (SANTOS *et al.*, 2011).

Para quantificar a eficácia do tratamento é necessário o conhecimento da intensidade aplicada (GUIRRO *et al.*, 1996). Contudo apesar da literatura descrever os

efeitos fisiológicos decorrentes do aumento da temperatura local, estudos demonstram que a maioria dos aparelhos em utilização na prática clínica encontra-se descalibrados não atendendo às normas da ABNT, o que impede a correlação entre dose e efeito impedindo um adequado planejamento do tratamento (GUIRRO *et al.*, 1997, ISHIKAWA *et al.*, 2000).

Uma quantidade inadequada de intensidade pode ocasionar em um tratamento ineficaz, ou por não gerar energia suficiente para promover os efeitos esperados, ou por ultrapassar a dose terapêutica, submetendo o paciente a riscos indesejáveis (ISHIKAWA, 2000).

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

A área de emissão da onda ultrassônica depende do tamanho do cristal, e este é sempre menor do que o tamanho da face metálica do transdutor que o contém. A área perpendicular ao feixe por onde passa a potência emitida pelo transdutor denomina-se Área de Radiação Efetiva (ERA) (ISHIKAWA, 2000). Esta é importante na formulação da intensidade do UST, juntamente com a potência acústica. A potência é a quantidade de energia que incide em uma determinada superfície, e é expressa em watts (W/cm^2). Esta energia é dependente da frequência, amplitude, e das características do feixe de US (SPEED, 2001). Define-se por intensidade a quantidade de energia que passa através da unidade de área na unidade de tempo, e é expressa em watts por centímetro quadrado. Os aparelhos de UST normalmente possuem variação de 0,1 a 3,0 W/cm^2 , mas na prática clínica não se costuma utilizar valores superiores a 2,0 W/cm^2 . Para obter o valor da potência ultrassônica emitida, multiplica-se a intensidade nominal pela ERA. Os tecidos em tratamento são comumente expostos ao campo próximo. Sabendo que essa é

uma região de não uniformidade do feixe, a técnica estacionária de aplicação do ultrassom não é recomendada, pois pode gerar a formação de “pontos quentes” ou “*hot-spots*” nos tecidos, que podem promover interrupção do fluxo sanguíneo, agregação plaquetária, coagulação das proteínas e danos ao sistema venoso (PRENTICE, 2011). Para minimizar a geração de “pontos-quentes” a técnica de movimentação do transdutor é usada, a fim de distribuir a energia ultrassônica mais uniformemente na área de tratamento. O movimento do transdutor pode ser circular ou em faixas longitudinais, a velocidade deve ser de, aproximadamente, 4 cm/s e a área de tratamento de 2 a 3 vezes a área de radiação efetiva (PRENTICE, 2011)

A variabilidade da intensidade dentro do feixe é indicada pela relação de não uniformidade do feixe (RNF), que permite quantificar a irregularidade espacial do feixe. Esta é a razão entre os picos de intensidade e a intensidade média do feixe. Em condições ideais a RNF deveria ser 1:1, entretanto, como isso não é possível, por questões de segurança biológica, a norma NBR IEC 1689 preconiza uma $RNF \leq 8$. Pode-se observar que um grande número de intensidades pode ser levantado, sendo que as mais comuns são: ISPTA (*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 ISPPA (*spatial peak, pulse average intensity*) que corresponde à intensidade média de pulso, com pico espacial). Em geral, o aquecimento tecidual é melhor predito pela ISATA (TER HAAR, 2007).

Os efeitos que a irradiação de ondas ultrassônicas pode gerar no tecido biológico humano, são comumente classificados de duas formas, térmicos (aquecimento tecidual) e não térmicos (mecânicos). Na prática, porém, essas interações térmicas e mecânicas provocadas no tecido ocorrem simultaneamente, o que torna difícil a análise individual

desses efeitos (ROBERTSON *et al.*, 2009), no entanto sabe-se que a magnitude de cada um deles é dependente do ciclo de fornecimento de energia e da intensidade de saída. (SPEED, 2001). O aquecimento do tecido é promovido pela absorção (FISH, 1990).

3.7 Tempo de aplicação terapêutica

Ter HAAR (1987) sugere que a área em foco para tratamento deve ser de duas vezes o tamanho da área de radiação efetiva (ERA) do transdutor, desta forma, a energia ultrassônica entregue ao tecido e o aquecimento em consequência podem ser considerados a metade, se assim comparado a técnica de aplicação estática. 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 cm². 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. Segundo um destes manuais, a dose (D) do UST é dada pelo produto entre a Intensidade (I) e o Tempo de aplicação (T) (KW, 2005).

$$D = I.T$$

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/cm², sendo o tempo máximo de 15 minutos.

Diante destes dados de conceitos apresentados, é notória a dificuldade dos autores em um consenso sobre uma maneira correta e padronizada para calcular o tempo

de aplicação do UST. Todos os autores se baseiam na área de aplicação da irradiação ultrassônica, no entanto para se atingir a faixa terapêutica, a frequência, intensidade e tempo devem se considerados, além das especificidades da estrutura anatômica de interesse, como, profundidade, espessura e quantas e quais camadas teciduais encontram-se interpostas entre o transdutor e a estrutura anatômica lesionada.

3.8 Calibração do equipamento de ultrassom terapêutico

Os equipamentos de UST são portáteis e de baixo custo, no entanto, ainda ocorrem dúvidas, entre os profissionais, a respeito dos efeitos fisiológicos e consequentemente terapêuticos atribuídos a irradiação ultrassônica, e qual a forma de aplicação e protocolos que estabelecem de forma mais eficaz estes resultados. A preocupação com a efetividade e segurança na sua utilização em pacientes, acarreta a necessidade de realizar avaliações periódicas do desempenho do aparelho, que por sua vez, é agravada pela falta de métodos de calibração acessíveis. Comumente, os profissionais utilizam o teste de cavitação, que é teste qualitativo onde se utiliza água ou álcool na superfície do transdutor com o equipamento em funcionamento, quando ocorre o aparelho emite energia ultrassônica, ocorrem formações de “bolhas”, conhecidas como cavitação, uma fumaça causada pela evaporação do líquido, apresenta aspecto de névoa, nomeando o teste como teste de “névoa” (KITCHEN, 2003).

3.9 *Phantom* mimetizador de tecido biológico

Devido à necessidade de se conhecer os efeitos térmicos e mecânicos do ultrassom e sua distribuição espacial, quando aplicados aos diferentes tipos de tecidos biológicos, materiais que mimetizam o tecido biológico têm sido desenvolvidos de

diferentes maneiras, para uso experimental em pesquisa. Esses materiais são denominados *phantoms* e neles são testadas a similaridade das propriedades acústicas e termofísicas com o tecido biológico humano, a fim de contribuir para identificar o comportamento e o padrão de aquecimento dos diferentes tipos de tecido biológico humano em resposta a irradiação ultrassônica.

Para que as propriedades acústicas sejam avaliadas de maneira mais eficaz, os *phantoms* precisam apresentar parâmetros de velocidade de propagação, coeficiente de atenuação e impedância acústica similares as do tecido biológico, da mesma maneira é necessário apresentar (difusividade térmica, calor específico e condutividade térmica) para avaliação mais adequada das propriedades térmicas. A confecção dos *phantoms* pode ser realizada para avaliação dos efeitos da irradiação do ultrassom em diagnósticos (MADSEM, *et al.*, 1978) e terapia (PROKOP *et al.*, 2007). Há experimentos que relatam a confecção de *phantoms* biológicos, que são produzidos a partir de tecidos sintéticos de animais (BAMBER e HILL, 1978), comumente confeccionados a partir de elementos como pó de grafite, PVC, glicerina, poliacrilamida, acetato de polivinila (PVAc), cristais líquidos colestéricos gelatina e gel polissacarídeo (Agar) (BUNN, 2008; BASTO, 2007, CHIN *et al.*, 1990; SATO *et al.*, 2000) e químicos, por meio da polimerização (LAFON *et al.*, 2005).

Tanto o Agar quanto a gelatina são materiais gelificadores que transformam a consistência do *phantom* de líquido para gel. No entanto o Agar é mais utilizado em experimentos sobre aquecimento, por apresentar maior resistência a elevadas temperaturas (78° C) quando comparado à gelatina (38° C).

3.9.1 *Phantom* multicamadas

Em um estudo recente, MENDES (2011) confeccionou um *phantom* biológico de tripla camada que corresponde ao tecido adiposo, músculo e osso. Este *phantom* teve por objetivo estudar a distribuição de energia nas camadas, a partir de suas reflexões em cada interface. As espessuras de cada *phantom* foram respectivamente 21,5, 16 e 10 mm para os tecidos adiposo, muscular e ósseo. Os resultados observados após a irradiação da onda ultrassônica apontam para valores de coeficiente de atenuação, velocidade de propagação e impedância acústica similar aos existentes na literatura, o mesmo ocorreu com as propriedades termofísicas.

FUJII *et al.* (1999), realizaram um estudo que avaliou, por meio de um modelo matemático, a atenuação e o coeficiente de reflexão e transmissão de um *phantom* de músculo/osso, onde para a confecção do músculo foi utilizada uma receita a base de Agar com pó de grafite e o *phantom* ósseo consistia de um recorte de osso bovino. Os resultados apontaram para um aquecimento mais elevado em áreas próximas a interface.

REIS *et al.* (2012) realizaram um experimento em *phantom* de tripla camada músculo/osso bovino/ placa metálica. Dois tipos de *phantom* de músculo foram utilizados. Os *phantoms* eram inseridos em “banho Maria” com temperatura média de 36-37° C e deixado por 30 minutos para acomodação, após este procedimento eram irradiados com o seguinte protocolo, 1 e 3 MHz de frequência, modo de emissão contínuo por 2 minutos e técnica de aplicação estacionária e com movimentos circulares. Após análise das imagens térmicas, notou-se que a maior área de aquecimento e a temperatura máxima foi obtida a 1 MHz, a menor frequência alcançou maiores profundidades de aquecimento e a espessura maior do músculo possibilitou menor aquecimento da placa metálica. Não foi observado superaquecimento na placa metálica, sua temperatura foi sempre menor que 36° C.

3.10 Métodos de avaliação da distribuição do calor

Devido ao crescimento da utilização do ultrassom terapêutico e inexistência de uma padronização de seus parâmetros (frequência, intensidade, modo e tempo de aplicação) para a geração de calor intratecidual, é importante que se desenvolvam métodos para quantificação e análise da distribuição da energia ao longo da área irradiada pelo feixe. Diversos autores vêm empregando diferentes métodos para este fim: termopares (BURR *et al* 2004), calorímetros (FURTADO, 2005; OMENA, 2010), modelos matemáticos de aquecimento (KADRI *et al.*, 2007) e termografia ultrassônica (TEIXEIRA, 2008).

Estudos recentes tem utilizado a câmera infravermelha de detecção de calor na superfície, este método não invasivo permite caracterizar e quantificar a distribuição e o padrão de aquecimento na área irradiada pela onda ultrassônica. YAMAZAKI (2008) avaliou a elevação da temperatura e NIIKAWA *et al.* (2011) observou a distribuição do aquecimento em diferentes frequências, em ambos os estudos foi utilizado *phantom* único, sem camadas de diferentes propriedades acústicas e térmicas. Costa *et al.* (2012); avaliaram *phantom* correspondente ao tecido mamário em diferentes técnicas de aplicação (estacionária e dinâmica), nas frequências de 1 e 3 MHz. Com a utilização de *phantoms* específicos é possível a avaliação da temperatura ao longo da profundidade (NIIKAWA *et al.*, 2011).

SÁ (2009) comparou três formas de aplicação do ultrassom terapêutico, quanto a movimentação do cabeçote na pele, estacionário (com variação do tempo e intensidade), movimentos circulares (com variação da área e da intensidade) e movimento longitudinal (com variação da velocidade). Dos três resultados obtidos, variação de temperatura insuficiente (subterapêutica), ideal (terapêutica) e hiperaquecimento, a

aplicação com movimentos circulares foi a que apresentou variação de temperatura mais próxima da ideal.

De acordo com estudo desenvolvido por YAMASAKI (2008) a câmera infravermelha se mostrou eficaz para a detecção da posição de aquecimento no *phantom*, assim como a temperatura máxima atingida após irradiação da onda ultrassônica.

3.11 Calorimetria: Conceitos gerais

3.11.1 Calor (Q)

A termodinâmica define calor como a energia em trânsito em virtude de uma diferença de temperatura. Esta energia é transferida por meios não mecânicos e está diretamente relacionada à variação da energia interna do sistema (diferença entre a energia interna inicial [U_i] e final [U_f], e ao trabalho realizado (W). A relação entre estas variáveis pode ser expressa pela equação: (ZEMANSKY e DITTMAN, 1985).

$$Q = U_f - U_i - W$$

3.11.2 Condutividade térmica

Condutividade térmica é definida como a quantidade de calor (Q), transmitida através de uma espessura L, numa direção normal à superfície de área S, devido a uma variação de temperatura T, sob condições de estado fixas e quando a transferência de calor é dependente apenas da variação de temperatura. A condutividade pode ser calculada pela equação:

$$K = (Q.L)/(S.\Delta T)$$

Onde: Q é a taxa de energia térmica transferida em Joules por segundo; S é a área em metros quadrados; ΔT é a diferença de temperaturas em Kelvin, L é a espessura em metros e k é a condutividade térmica em $W\ m^{-1}\ K^{-1}$ (ZEMANSKY e DITTMAN, 1985; HALLIDAY e RESNICK, 1991).

3.11.3 Calor específico

Calor específico ou capacidade térmica específica é a quantidade de calor necessária para aumentar de um grau uma unidade de massa de determinado material; ou seja, é uma grandeza física que descreve a variação de temperatura de uma substância ao receber determinada quantidade de calor. O calor específico é constante para cada substância em cada estado físico. A unidade de calor específico no sistema internacional é $J\ kg^{-1}\ K^{-1}$, essa também pode ser dada em $cal\ g^{-1}\ ^\circ C^{-1}$ (HALLIDAY e RESNICK, 1991).

4 Materiais e métodos

4.1 Confeção dos *phantoms*

O método utilizado para confecção dos *phantom* de tecido adiposo e muscular é de domínio do Laboratório de Ultrassom - LUS/PEB (BASTO, 2007; COSTA, 2009; BUNN, 2009; MAGGI, 2011).

4.1.1 Equipamentos utilizados na confecção dos *phantoms*

Para a confecção dos *phantoms* de músculo e tecido adiposo foram utilizados os seguintes equipamentos:

- Balança *Adventure* TM (OHAUS)-resolução de 0,01g
- Estufa microprocessada de secagem, (modelo Q 317M-23 marca Quimis)
- Bomba à vácuo ind. Mec. Primer Ltda (modelo 166, marca 104 N1016)
- Termômetro digital com termopares (Fluke, modelo 52)
- *Beckers* e agitadores de vidro
- Moldes com formas de alumínio

4.1.2 Procedimento para confecção dos *phantoms*

Para a confecção dos *phantoms* mimetizadores de tecido adiposo (gordura) e músculo, são seguidos quatro passos:

1. Por meio de uma balança de precisão é verificada a massa do PVCP líquido (para o *phantom* de gordura) ou a mistura do

PVCP Líquido com 10% de pó de PVC (para o *phantom* de músculo).

2. Levar a camera de vácuo por 60 minutos para a retirada de “bolhas de ar”.
3. O material é mantido po 120 minutos no forno, a uma temperatura de 176°C.
4. Esfriar em temperatura ambiente.

4.1.3 *Phantom* de tecido adiposo (gordura)

A confecção do *phantom* de tecido adiposo é realizada com um material liquido denominado PVCP (Policloreto de Polivinila Plastificado).

4.1.4 *Phantom* de músculo

Para confeccionar o *phantom* de tecido muscular foi acrescido 10% de pó de PVC (Policloreto de Polivinila) em 90% de PVCP. Para isto foi utilizado o protocolo proposto por MAGGI (2011). A Tabela 1 apresenta a massa e o percentual de cada ingrediente utilizado na confecção do *phantom*.

Tabela 1: Ingredientes utilizados na construção do *phantom* de tecido muscular

Materiais	Massa (g)	Massa (%)
Pó de PVC (Policloreto de Polivinila)	10	9,1
PVCP (Policloreto de Polivinila Plastificado)	100	90,9
Total	110	100

4.2 Caracterização das propriedades acústicas dos *phantoms*

A velocidade de propagação ultrassônica e as medidas de atenuação foram estimadas por meio do método de transmissão-recepção com temperatura controlada a 25°C (ZELL *et al.*, 2007). Foram utilizados dois transdutores, com frequência de 1 MHz (marca OLYMPUS, modelo PANAMETRICS-NDT V303, EUA) em uma montagem experimental onde a face de cada transdutor adere a superfície de lados opostos da amostra (Figura 4.1). Ao ser excitado por uma placa geradora de pulso elétrico modelo SR9000 (Matec® Inc., Hopkinton, MA, EUA), o transdutor (transmissor) emite um pulso ultrassônico que se propaga pela água e é captado pelo transdutor (receptor). Os sinais são visualizados no osciloscópio e transferidos para um computador, onde as informações de amplitude e tempos de propagação dos sinais do *phantom* e de referência são utilizadas para o cálculo dos parâmetros acústicos.

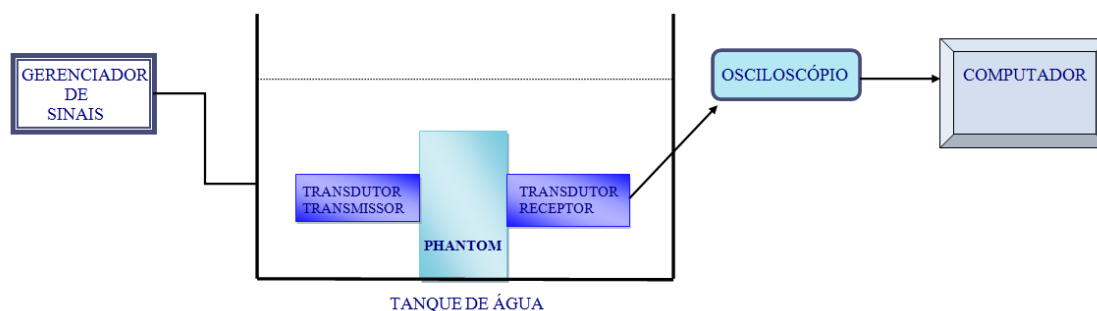


Figura 1. Arranjo experimental para medição das propriedades acústicas dos *phantoms* por transmissão-recepção.

Foram realizadas 10 (dez) medições do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação ultrassônica em posições diferentes em cada *phantom* específico para cada

tecido escolhidas aleatoriamente. A velocidade de propagação no *phantom* (c_p) foi calculada comparando a diferença entre os tempos de propagação com e sem o *phantom*. O coeficiente de atenuação (α_f) é dado em dB/cm.

$$C_p = C_{\text{água}} \left(\frac{\Delta t_{\text{água}}}{\Delta t_{\text{phantom}}} \right)$$

4.3 Caracterização da propriedades térmicas dos *phantoms*

A difusividade térmica indica como o calor se difunde através de um material, a condutividade térmica é a habilidade com que o calor é trocado através de uma área unitária de material, quando sujeito a um gradiente de temperatura unitário e o calor específico é definido como a quantidade de calor necessária para aumentar de um grau uma unidade de massa deste material (CANEVAROLO, 2004).

O método Flash é o mais utilizado para a medição de propriedades térmicas em sólidos e tornou-se padrão (ASTM 1461-01, 2001), e permite determinar os valores para as três propriedades térmicas mencionadas acima. PARKER *et al.* (1992)

Todo o processo de caracterização das propriedades térmicas dos *phantoms* utilizado neste experimento foi realizado no Laboratório de Transmissão Térmica de Calor (LTTC) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ).

Tabela 2: Valores acústicos e térmicos dos tecidos biológicos (adaptado de MAGGI, 2011).

	Atenuação (α) [dB.cm ⁻¹ .MHz ⁻¹]	Velocidade (c) [m.s ⁻¹]	Densidade (ρ) [g.cm ⁻³]	Calor específico [J.kg ⁻¹ .°C ⁻¹]	Condutividade (k) [W.m ⁻¹ .°C ⁻¹]
Gordura	0,50	1460	0,95	2670,00	0,19
Músculo	1,50	1580	1,04	3640,00	0,55
Osso	6,51	3500	1,38 – 1,80	1250,00	2,30

4.4 Equipamento de ultrassom terapêutico

O equipamento utilizado neste estudo foi o AVATAR III TUS0203 (KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda., Amparo, SP, Brasil) que opera nas frequências de 1 MHz e 3 MHz, nos modos de emissão contínuo e pulsado com intensidades que variam de 0,1 a 2,0 W/cm², ERA nominal de 5,0 cm e timer de 1 a 20 minutos. Previamente a utilização, foi feito o mapeamento do campo acústico para ambas as frequências.



Figura 2. Equipamento de ultrassom Terapêutico digital utilizado nos experimentos (Avatar III, KLD).

4.5 Mapeamento do transdutor ultrassônico

O mapeamento do campo acústico é necessário para estimar a área de radiação efetiva (ERA), que é parâmetro essencial para se obter a intensidade emitida pelo equipamento de Fisioterapia. Esta é diretamente relacionada ao aquecimento obtido. A ERA é estimada por um sistema de mapeamento computadorizado, onde o hidrofone varre o campo acústico gerado pelo transdutor, no interior de um tanque com água

destilada. De forma simplificada, a ERA é calculada a partir das quatro áreas de secção transversal do feixe (ASTF), definida como a menor área que engloba 75% da potência irradiada pelo transdutor. A posição ao longo do eixo central do feixe onde são realizadas as quatro varreduras, em um plano perpendicular ao feixe para determinar a ASTF, é determinada pela posição de transição entre os campos próximo e distante (Zn). Por fim, a ERA é estimada a partir da regressão linear sobre o valor das quatro ASTF multiplicada por um fator adimensional (Fac) (ALVARENGA *et al.*, 2001).

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

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

4.6 Câmera infravermelha

As imagens térmicas foram captadas por meio de uma câmera infravermelha *InfraCam* TM®, da *Flir Systems*, com matriz de plano focal (FPA) de 120 x 120 *pixels*, exatidão de $\pm 2,0$ °C ou $\pm 2\%$ do valor registrado e sensibilidade térmica de 0,20°C. A câmera possui um software que possibilita alterar a faixa de temperatura, detectar as temperaturas máxima e mínima e a média nas imagens inteiras ou em áreas específicas selecionadas, além de permitir a observação da faixa de temperatura no *phantom* por meio de escala de cor e desse modo, caracterizar o padrão de aquecimento.



Figura 3: Câmera infravermelha vista em perfil (esquerda) e após captura de imagem térmica do *phantom* (direita).

4.7 *Phantom* de tripla camada

O *phantom* de tripla camada foi confeccionado e moldado em formas de alumínio com espessuras específicas para o tecido muscular e adiposo, 0,5cm e 3,5 cm respectivamente. A espessura do tecido ósseo foi de 1 cm. O *Phantom* de tecido ósseo é comercial (Sawbone®) e possui propriedades mecânicas similares ao tecido ósseo cortical humano, as propriedades acústicas e térmicas foram medidas nesse estudo.

As espessuras de cada camada que simula o tecido humano estão de acordo com as espessuras teciduais do terço médio do braço humano (Miyatani *et all* 2004; Eston; R. Evans, F & Fu, 1994). A camada superficial do *phantom* corresponde ao tecido adiposo mais superficial e anterior do braço, a camada muscular simula as espessuras dos músculos anteriores, bíceps braquial e braquial e por fim a camada de tecido ósseo do *phantom* tem a espessura similar à parte anterior de osso cortical da diáfise do úmero. Foram criados dois blocos de *phantoms* simétricos de cada camada de tecido e disposto paralelamente camada por camada, de maneira a simular o terço médio do braço com gordura superficialmente, músculo na camada média e osso na camada mais profunda. As medida da distância latero-lateral e antero-posterior dos *phantoms* eram respectivamente 9 e 3 cm.

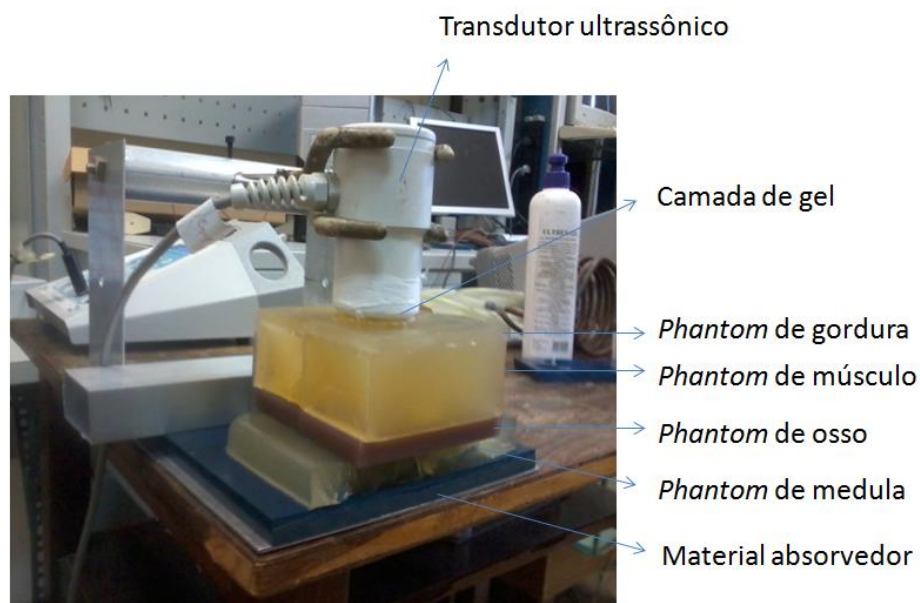


Figura 4. *Phantom* de tripla camada sendo irradiado pelo transdutor de Ultrassom terapêutico (UST).

4.8 Montagem experimental

Os *phantoms* de gordura/músculo/osso/medula foram organizados e posicionados para simular a disposição dos tecidos biológicos, onde a gordura era a camada mais superficial e a medula a camada mais profunda.

Uma camada de 1 cm de espessura de *phantom* de PVCP (Policloreto de vinila plastificado), com propriedades termo acústicas similares a medula óssea foi posicionada sob o *phantom* de tripla camada. Esse tipo de tecido é localizado no corpo humano entre as corticais ósseas na diáfise dos ossos longos (Di Dio, 2002). Sob o *phantom* de medula óssea foi colocado um material absorvedor de onda sonora de 1,0 cm de espessura modelo *Aptflex* F28, fabricado pela empresa *Precision Acoustics* LTD, com intuito de minimizar a reflexão da energia ultrassônica que transpunha a interface osso/medula para desta forma não influenciar o aquecimento. influenciando desta maneira seu aquecimento.

Como o objetivo do estudo foi caracterizar o padrão de aquecimento, por meio da análise da distribuição de energia ultrassônica ao longo de áreas determinadas e específicas dos *phantoms* mimetizadores de tecido biológico, foi organizado um esquema com dois blocos de *phantoms* de tripla camada com espessura, altura, comprimento e largura similares, posicionados em paralelo, a fim de simular um material único, que durante a irradiação do UST permita uma boa correspondência de impedância acústica e evite reflexões desnecessárias, evitando que a energia emitida pelo transdutor fosse atenuada e dissipada de forma muito contrária à situação real. Para facilitar a propagação da onda ultrassônica pelo material mimetizador foi utilizado gel condutor entre o cabeçote e a camada mais superficial do *phantom*. Não foi necessária a utilização de gel para o acoplamento entre as camadas de gordura/músculo/osso e medula, pois eram blocos sólidos com propriedades mecânicas que possibilitavam a

junção ou encaixe entre as diferentes camadas sem formação de “bolhas” de ar, desta forma era feito um bom casamento de impedância entre as camadas. Durante testes piloto do experimento foi visto que o gel entre as camadas aquecia menos e resfriava mais rapidamente as interfaces, principalmente a interface gordura/músculo e músculo/osso.

Os blocos de *phantoms* paralelos de tripla camada, o *phantom* de medula óssea e o material absorvedor foram posicionados em um sistema sob uma bancada. Este sistema permite uma melhor repetibilidade do procedimento experimental, mantém o mesmo posicionamento dos materiais testados e fixa o cabeçote do UST em um mesmo ponto sobre a parte central dos blocos, deste modo foi possível uma distribuição mais simétrica da energia propagada pelo UST para ambos os blocos de tripla camada. Além de possibilitar a pronta retirada do cabeçote do local de irradiação e reposicioná-lo facilmente para a coleta de uma nova amostra.

O diâmetro do cabeçote do UST utilizado no estudo era de 3 cm, portanto, ficava posicionado na parte central dos blocos, permitindo irradiação igual para ambos. A câmera infravermelha foi posicionada em um tripé, que fixava e orientava sua lente, a uma distância de 23 cm da face do bloco experimental do modelo do *phantom* de tripla camada. O sistema experimental permite que a lente da câmera fique voltada para a face lateral dos *phantoms* paralelos de tripla camada (Figura 5).

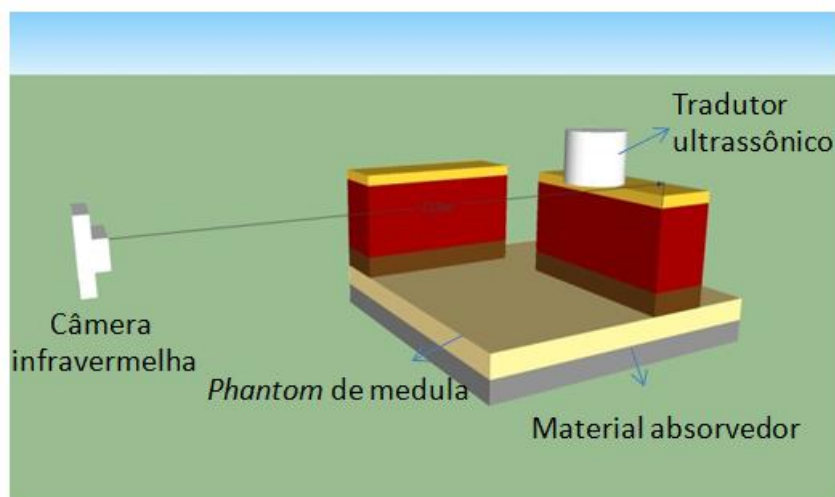


Figura 5. Montagem experimental dos blocos de *phantom* de tripla camada, sobrepostos a uma camada de *phantom* de medula óssea e uma placa absorvedora depois de irradiado pelo transdutor ultrassônico com o posicionamento da câmera infravermelha,

4.9 Procedimento experimental

Para a irradiação do UST, foram utilizadas as frequências de 1 e 3 MHz, com duração de 1, 1,30 e 2 minutos e intensidade de 0,5, 1, 1,5 e $2\text{W}/\text{cm}^2$. Foram obtidas cinco amostras por meio de imagens captadas pela câmera infravermelha para cada frequência, tempo e intensidade. As imagens eram captadas antes e após a irradiação do *phantom*. A captação da primeira imagem tinha o propósito de mostrar a temperatura inicial de cada camada do *phantom* e garantir que na coleta seguinte o bloco experimental não fosse irradiado com temperatura previamente elevada. Após a irradiação, o bloco mais próximo da câmera era retirado para permitir a captação da imagem térmica do bloco seguinte.

Feita a aplicação do UST e as imagens, os blocos eram resfriados por 10 (dez) minutos imersos em uma comporta de água com temperatura média de 24°C . Este tempo de resfriamento foi utilizado como padrão, pois era suficiente para resfriar os

blocos até a temperatura inicial, mesmo quando aquecidos a uma intensidade de 2 W/cm^2 , 2 minutos em ambas as frequências utilizadas, o que teoricamente geraria um maior aquecimento.

A temperatura ambiente foi monitorada por meio de um termômetro digital (MTH 1362W, Minipa, Brasil) e se manteve-se em média a 25°C .

4.10 Análise das imagens

A partir das imagens geradas pela câmera infravermelha, foram feitas análises das imagens processadas no *software* específico da câmera, onde foi possível ter como dados a temperatura máxima, mínima e média de cada área, para isto foram selecionadas 7 áreas de interesse. As camadas de gordura, músculo e osso foram escalonadas, para permitir melhor definição dos contornos de suas margens, facilitando assim a visualização para demarcação de cada camada nas imagens. As áreas selecionadas nas imagens eram: área 1 (camada de gordura), área 2 (camada de músculo), área 3 (camada de osso), área 4 (área de 3 cm abaixo do cabeçote do UST, ou área irradiada), área 5 (área irradiada da camada de gordura), área 6 (área irradiada da camada de músculo) e área 7 (área irradiada da camada de osso). A seleção da área 4 (quatro) foi feita a partir da demarcação da área 1 (camada de gordura). Uma régua foi utilizada para medir a largura do *phantom* de gordura a partir da imagem selecionada. O valor da distância lado a lado obtida era então dividido por três e o terço médio selecionado como área 1(um) (área irradiada do *phantom* de gordura/músculo/osso). A seleção das áreas 5, 6 e 7 foram feitas a partir da área 4.

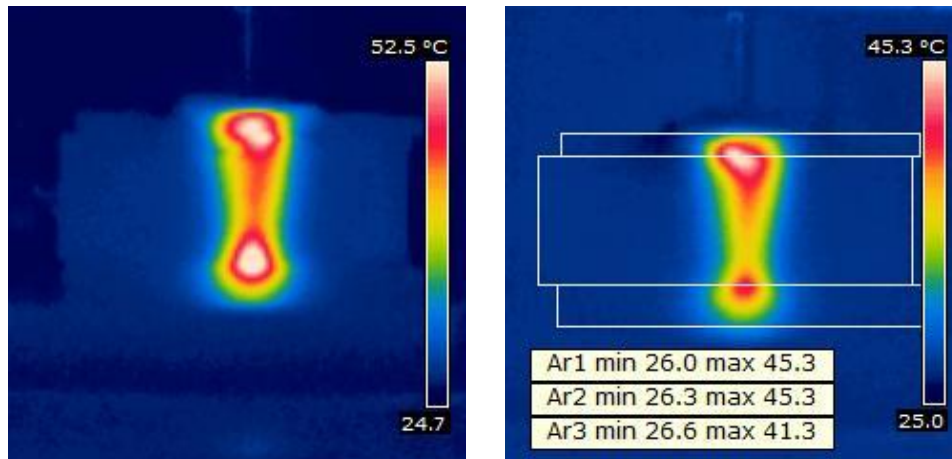


Figura 6: Imagem obtida com a câmera infravermelha do *phantom* irradiado com frequência de 1 MHz, intensidade de $1\text{W}/\text{cm}^2$ e um minuto de exposição. Imagem sem demarcação das camadas (esquerda) e com imagens demarcadas (direita).

As faixas de temperatura escolhida para observação e comparação das imagens que representam o aquecimento foram a temperatura máxima entre as imagens comparadas e 25°C para a mínima.

5 Resultados

Neste capítulo, são inicialmente apresentados os valores encontrados para as propriedades acústicas e térmicas correspondentes as diferentes camadas do *phantom*. Em sequência, são expostos os resultados experimentais na forma das imagens comparativas do padrão de aquecimento do *phantom* tripla camada para as frequências de 1 e 3 MHz, intensidades de 1 e 2 W/cm² e para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos. Por último, são apresentados os diagramas *boxplot* e respectivas tabelas com valores representativos do padrão de aquecimento para cada frequência, intensidade e tempo de irradiação acompanhados de uma rápida explicação. No anexo I são apresentados diagramas *boxplot* e tabelas referentes às intensidades de 0,5 e 1,5 W/cm².

5.1 Densidade e propriedades acústicas e térmicas dos *phantoms*

A seguir, nas tabelas 3 e 4, são apresentados os valores correspondentes as propriedades acústicas e térmicas dos *phantoms* de PVC (Policloreto de Polivinila) mimetizador acústico da gordura, PVCP (Policloreto de Polivinila Platificado) mimetizador acústico do tecido muscular e Resina Epóxi mimetizador acústico e mecânico do tecido ósseo. Na parte inferior das tabelas podem ser visualizados para fim comparativo os valores das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos estudados (adaptado de MAGGI, 2011).

Tabela 3: Densidade e Propriedades acústicas dos *Phantoms* e dos tecidos biológicos.

Material	Densidade (kg·m⁻³)	c (m·s⁻¹)	α (dB·cm⁻¹)
PVC Puro (gordura)	1003,01	1385,11	0,36
PVCP+10%PVC (músculo)	1038,98	1396,18	0,62
Resina Epoxi (Sawbones®) (Osso)	1700,59	2924,31	6,15
Gordura	0,95	1460	0,50
Músculo	1,04	1580	1,50
Osso	1,38 – 1,80	3500	6,51

5.2 Propriedades térmicas dos *phantoms*

Tabela 4: Propriedades térmicas dos *Phantoms* e dos tecidos biológicos

Material	Calor Específico (J·kg⁻¹·K⁻¹)	Condutividade (W·m⁻¹·K⁻¹)	Difusividade (mm²·s⁻¹)
PVCP Puro (gordura)	1901,99	0,15	0,08
PVCP+10%PVC	1841,54	0,15	0,07
Resina Epoxi (Sawbones®)	1256,34	0,08	0,23
Gordura	2670,00	0,19	x
Músculo	3640,00	0,55	x

5.3 Padrão Aquecimento a 1 MHz

As figuras abaixo apresentam lado a lado os padrões de aquecimento para irradiação com as intensidades de 1 e 2 W/cm² para os tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos nas frequências de 1 e 3 MHz

As imagens apresentadas nas figuras 5.13, 5.14 a 5.15 a seguir, permitem comparar os padrões de aquecimento do *phantom* tripla camada devido à irradiação ultrassônica na frequência de 1 MHz com as intensidades de 1 e 2 W/cm². Cada figura corresponde ao tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente.

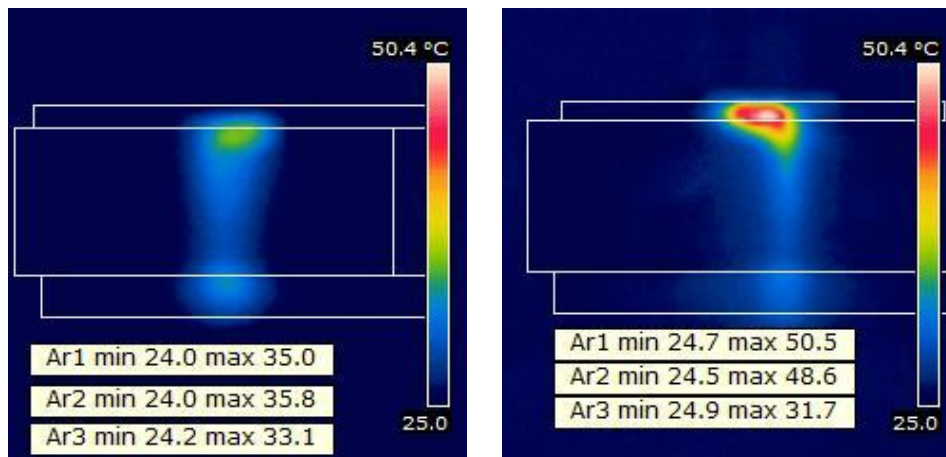


Figura 7: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica de 1 MHz com tempo de exposição de 1 minuto nas intensidades de 1 W/cm² (esquerda) e 2 W/cm² (direita).

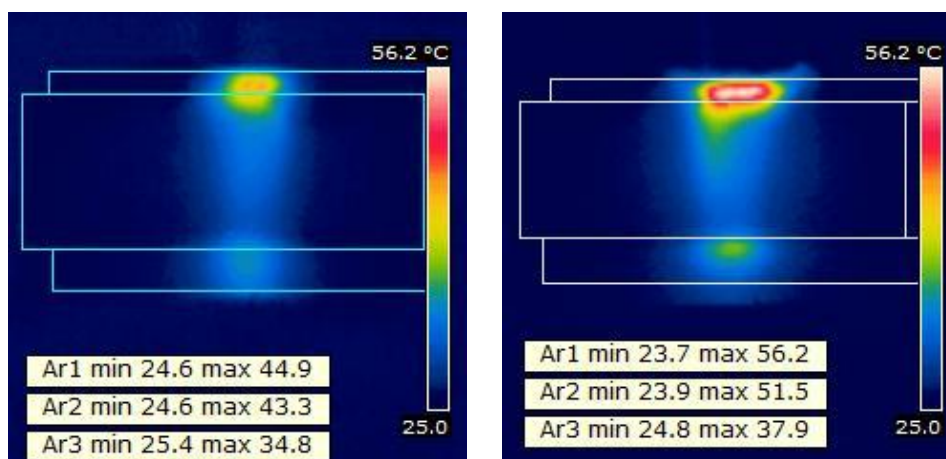


Figura 8: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica de 1 MHz com tempo de exposição de 1,5 minutos nas intensidades de 1 W/cm² (esquerda) e 2 W/cm² (direita).

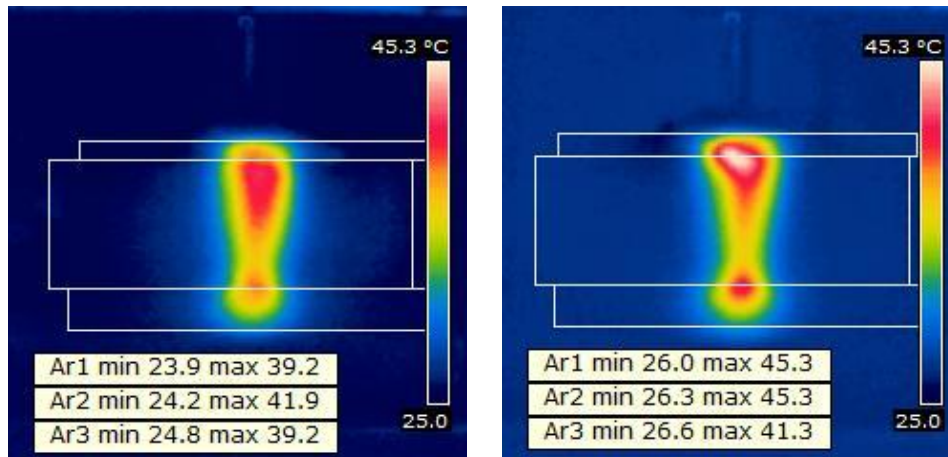


Figura 9: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica de 1 MHz com tempo de exposição de 2 minutos nas intensidades de 1 W/cm² (esquerda) e 2 W/cm² (direita).

5.3.1 Análise dos padrões de aquecimento a 1 MHz

A análise dos dados de temperatura foi realizada nas regiões 1, 2 e 3, que correspondem respectivamente às áreas de gordura, músculo e osso do *phantom*. A seguir são apresentadas várias series com três diagramas *boxplot* alinhados em sequência horizontal. Em cada diagrama, a distribuição das temperaturas para cada tecido é representada pela faixa de temperaturas (delimitada pelos os traços horizontais superior e inferior os quais representam respectivamente os valores máximos e mínimos), o retângulo delimita 50% dos dados e a mediana é representada pela linha vermelha dentro do retângulo. Cada serie apresenta os resultados de experimentos realizados com irradiação ultrassônica, frequência e intensidade constantes sendo que cada elemento da serie exhibe os resultados obtidos para distintos tempos de irradiação (1, 1,5 e 2 minutos respectivamente).

Na região 5 (gordura) para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos de irradiação comparação do aquecimento provocado por irradiações de 1 W/cm^2 e 2 W/cm^2

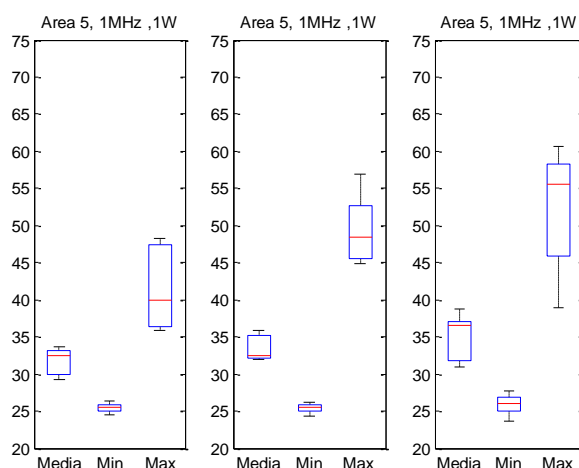


Figura 10: Diagramas *boxplot* da distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 5 (gordura) para irradiação na intensidade de 1 W/cm^2 e frequência de 1 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

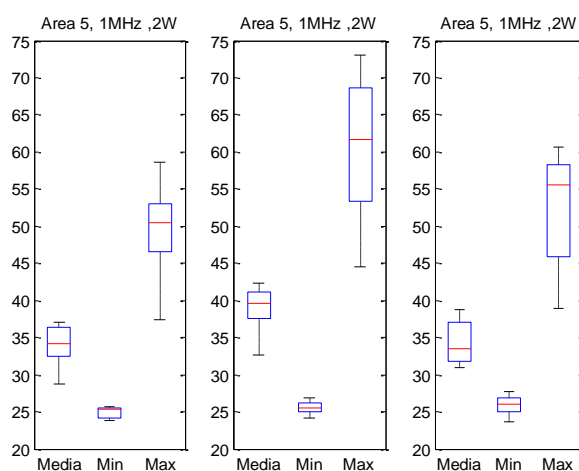


Figura 11: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 5 (gordura) para irradiação na intensidade de 2 W/cm^2 e frequência de 1 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

Na região 6 (músculo) para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos de irradiação comparação do aquecimento provocado por irradiações de 1 W/cm^2 e 2 W/cm^2

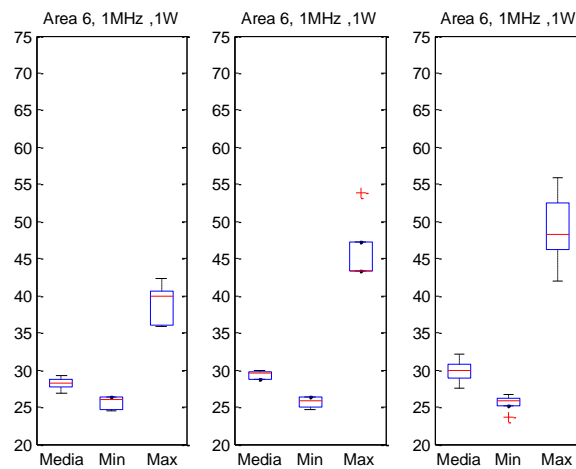


Figura 12: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 6 (músculo) para irradiação na intensidade de 1 W/cm^2 e frequência de 1 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

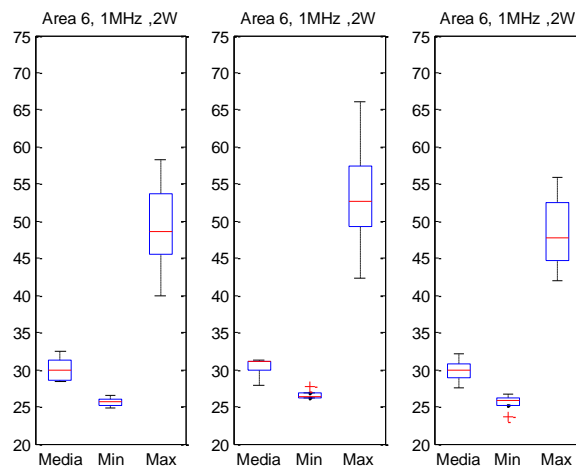


Figura 13: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 6 (músculo) para irradiação na intensidade de 2 W/cm^2 e frequência de 1 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

Na região 7 (osso) para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos de irradiação comparação do aquecimento provocado por irradiações de 1 W/cm^2 e 2 W/cm^2

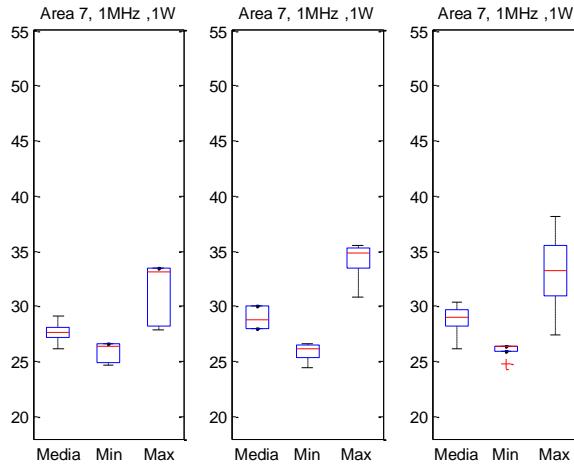


Figura 14: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 7 (osso) para irradiação na intensidade de 1 W/cm^2 e frequência de 1 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

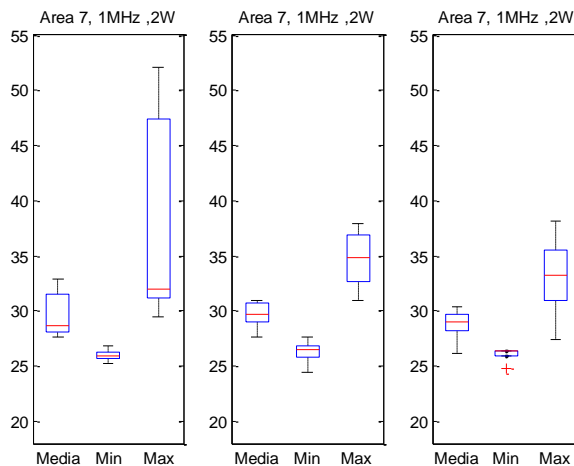


Figura 15: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 7 (osso) para irradiação na intensidade de 2 W/cm^2 e

frequência de 1 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

As tabelas 5 e 6 permitem comparar as médias das temperaturas médias (MTMed), as médias das temperaturas máximas (MTmax) e as médias das temperaturas mínimas (MTMin), para gordura, músculo e osso, para irradiação na frequência de 1 MHz com três tempos de exposição e intensidades 1 e 2 W/cm².

Tabela 5. Valores de MTmed, MTmax e MTmin para as áreas 5, 6 e 7 à 1 MHz, 1W/cm² e tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente.

	Área 5 (Gordura)			Área 6 (Músculo)			Área7 (osso)		
	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min
MTmed	28,2	32,0	34,9	28,1	30,0	29,8	27,6	29,0	28,7
	±1,9	±1,8	±3,3	±0,8	±0,6	±1,7	±1,0	±1	±1,5
MTmax	40,8	49,4	52,1	38,8	53,8	49,2	31,2	34,1	33,1
	±5,9	±4,8	±8,7	±2,8	±4,5	±5,1	±2,9	±1,9	±3,9
MTmin	25,2	25,4	25,9	25,6	25,6	25,6	25,4	25,9	26,0
	±0,7	±0,7	±1,5	±0,9	±0,8	±1,1	±0,9	±0,9	±0,7

Tabela 6. Valores de MTmed, MTmax e MTmin para as áreas 5, 6 e 7 à 1 MHz, 2W/cm² e tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente.

	Área 5 (Gordura)			Área 6 (Músculo)			Área7 (osso)		
	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min
MTmed	33,9	28,1	34,3	30,1	30,3	29,8	29,9	29,6	28,7
	±3,2	±3,7	±3,3	±2	±1,4	±1,7	±2,5	±1,3	±1,6
MTmax	49,4	60,5	52,1	47	53,4	48,5	38,2	34,7	33,1
	±7,7	±1,0	±8,7	±5,1	±8,5	±5,4	±10,1	±2,7	±3,9
MTmin	24,9	25,2	25,9	25,4	26,6	25,6	25,7	26,2	26,0
	±0,8	±1,0	±1,5	±0,5	±0,6	±1,1	±0,3	±1,2	±0,7

Quando as regiões 1(gordura) e 2(músculo) foram submetidas a irradiação a 1MHz e intensidade de $1\text{W}/\text{cm}^2$, a MT_{med} e a MT_{max} crescem em função do tempo de irradiação. Entretanto, quando aplicou-se intensidade de $2\text{W}/\text{cm}^2$, foi observado menor elevação da temperatura quando comparado a $1\text{W}/\text{cm}^2$, isto ocorreu quando o phantom era irradiado por 2(dois) minutos.

Na região 3 (três), correspondente ao *phantom* de osso, a sensibilidade ao tempo de radiação foi menor que nas áreas 1(gordura) e 2(músculo), foi entretanto encontrado o mesmo padrão de aquecimento. Na frequência a 1 MHz e intensidade de $1\text{W}/\text{cm}^2$, a temperatura dentro das faixas apresenta superposição como pode ser visto pelos resultados . Ao se variar o tempo de irradiação, para as faixas para MT_{med} foram 26,6 a 28,6, 28,0 a 30,0 e 27,1 a 30,0 enquanto que para MT_{max} foram 28,3 a 34,1, 32,2 a 36,0 e 29,2 a 37 para tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente. Por outro lado, a 1 MHz e $2\text{W}/\text{cm}^2$ a MT_{med} e MT_{max} decrescem para em função do tempo de irradiação.

5.4 Padrão de aquecimento a 3 MHz

As imagens apresentada nas figuras 5.16, 5.17 e 5.18 abaixo permitem comparar os padrões de aquecimento do *phantom* tripla camada devido à irradiação ultrassônica na frequência de 3 MHz com as intensidades de 1 e 2 W/cm^2 . Cada figura corresponde ao tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente.

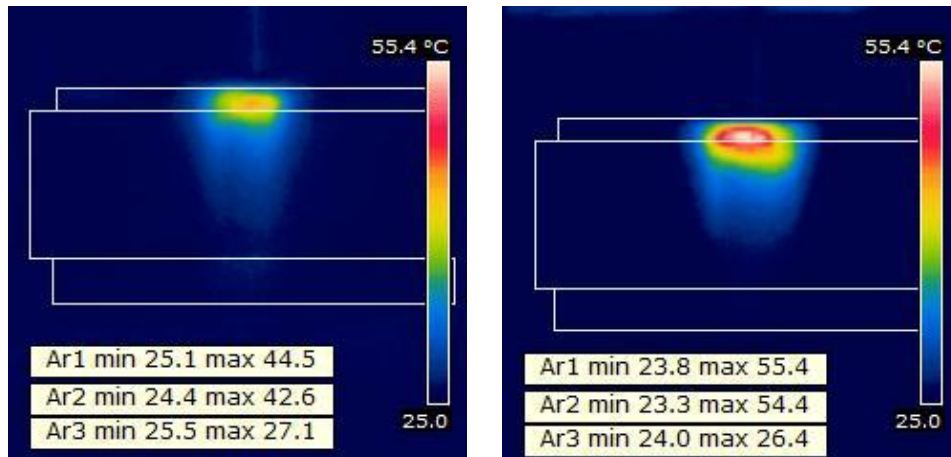


Figura 16: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica de 3 MHz com tempo de exposição de 1 minuto nas intensidades de 1 W/cm² (esquerda) e 2 W/cm² (direita).

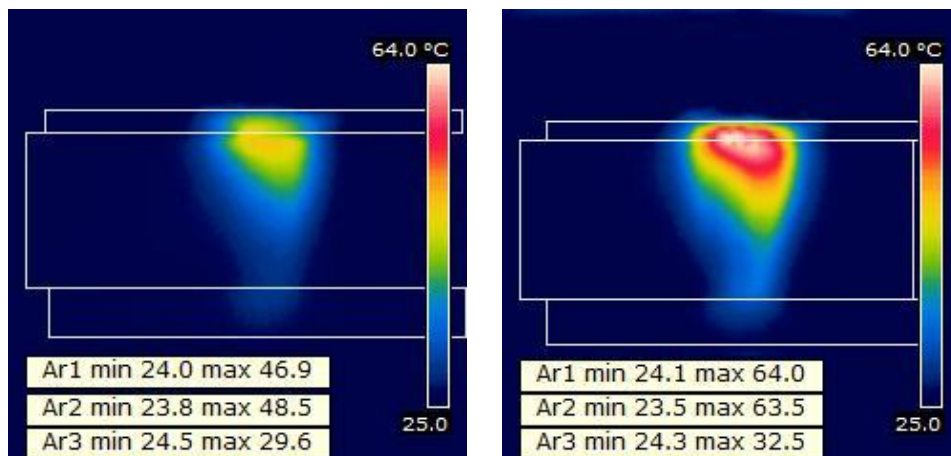


Figura 17: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica de 3 MHz com tempo de exposição de 2 minutos nas intensidades de 1 W/cm² (esquerda) e 2 W/cm² (direita).

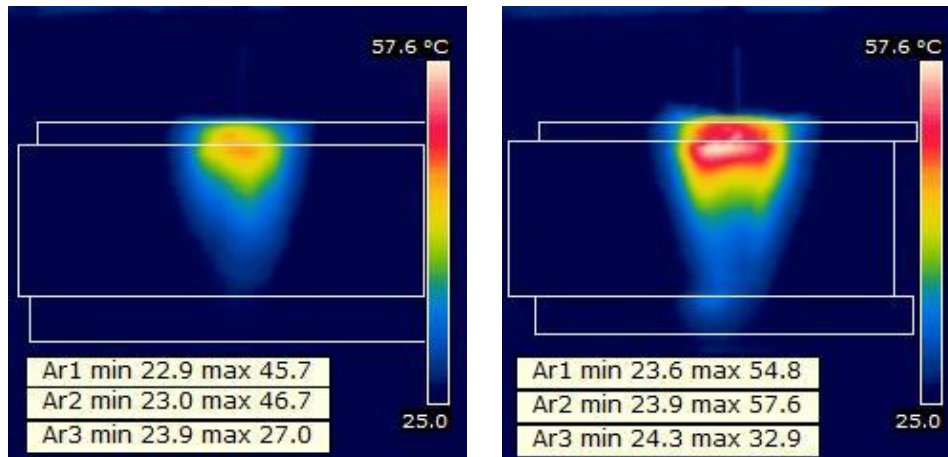


Figura: 18: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica de 3 MHz com tempo de exposição de 2 minutos nas intensidades de 1 W/cm² (esquerda) e 2 W/cm² (direita).

5.4.1 Análise dos padrões de aquecimento a 3 MHz

A análise dos dados de temperatura foi realizada nas regiões de interesse (5, 6 e 7, conforme já exposto na figura 4.6 e que correspondem respectivamente as áreas irradiadas de gordura, músculo e osso do *phantom*. A seguir são apresentadas varias series com três diagramas *boxplot* alinhados em sequencia horizontal. Em cada diagrama, a distribuição das temperaturas para cada tecido é representada pela faixa de temperaturas (delimitada pelos os traços horizontais superiores e inferiores os quais representam respectivamente os valores máximos e mínimos), o retângulo delimita 50% dos dados e a mediana é representada pela linha vermelha dentro do retângulo. Cada série apresenta os resultados de experimentos realizados com irradiação ultrassônica, frequência e intensidade constantes sendo que cada elemento da serie exibe os resultados obtidos para distintos tempos de irradiação (1, 1,5 e 2 minutos respectivamente).

Na região 5 (gordura) para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos de irradiação comparação do aquecimento provocado por irradiações de 3 W/cm^2 e 2 W/cm^2

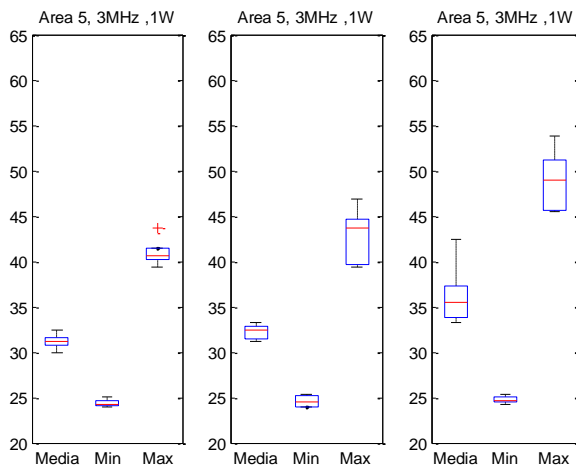


Figura 19: Diagramas *boxplot* da distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 5 (gordura) para irradiação na intensidade de 1 W/cm^2 e frequência de 3 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

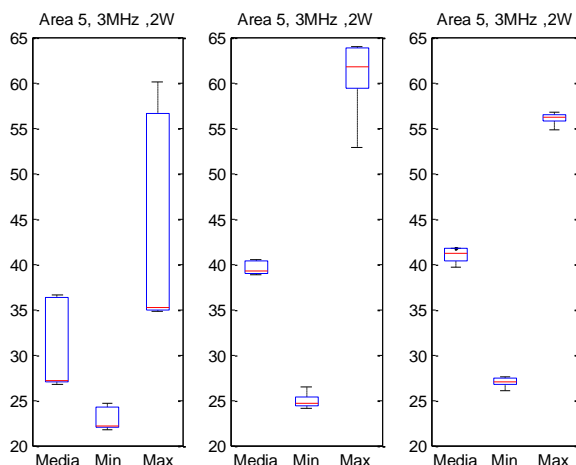


Figura 20: Diagramas *boxplot* da distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 5 (gordura) para irradiação na intensidade de 2 W/cm^2 e frequência

de 3 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

Na região 6 (músculo) para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos de irradiação comparação do aquecimento provocado por irradiações de 1 W/cm² e 2 W/cm²

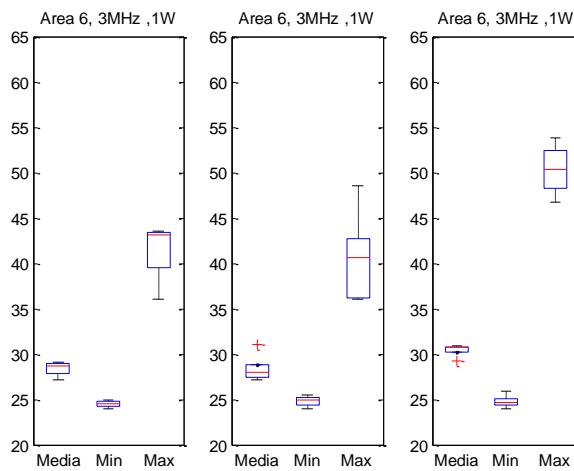


Figura 21: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 6 (músculo) para irradiação na intensidade de 1W/cm² e frequência de 3 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos

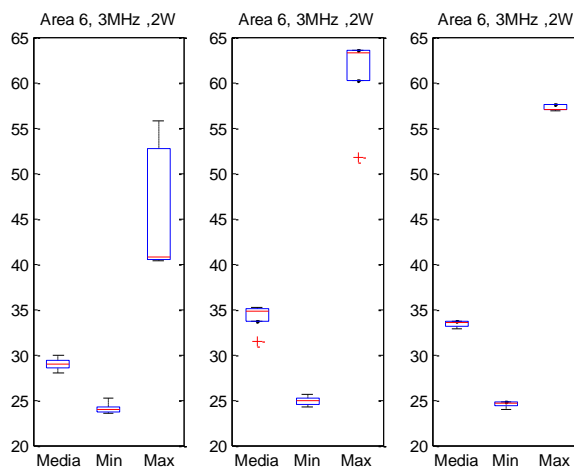


Figura 22: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 6 (músculo) para irradiação na intensidade de $2\text{W}/\text{cm}^2$ e frequência de 3 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

Na região 7 (osso) para os tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos de irradiação comparação do aquecimento provocado por irradiações de $1\text{ W}/\text{cm}^2$ e $2\text{ W}/\text{cm}^2$

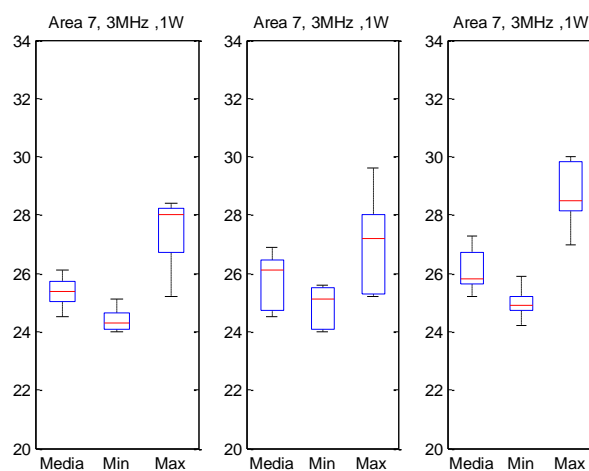


Figura 23: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 7 (osso) para irradiação na intensidade de $1\text{W}/\text{cm}^2$ e frequência de 3 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

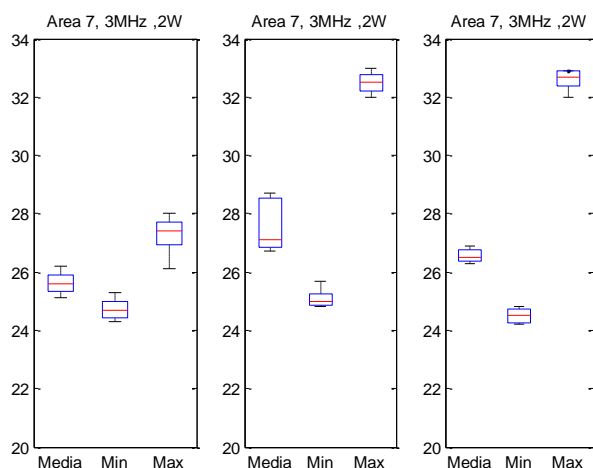


Figura 24: Diagramas *boxplot* exibindo a distribuição dos valores médio, mínimo e máximo da temperatura na área 7 (osso) para irradiação na intensidade de $2\text{W}/\text{cm}^2$ e frequência de 3 MHz. Da esquerda para direita, cada diagrama corresponde a um tempo de exposição: 1, 1,5 e 2 minutos.

As tabelas 5.7 e 5.8 permitem comparar as media das temperaturas médias (MTMed), as médias das temperaturas máximas (MTmax) e as médias das temperaturas mínimas (MTMin), para gordura , músculo e osso, para irradiação na frequência de 1 MHz com três tempos de exposição e intensidades 1 e 2 W/cm^2 .

Tabela 7 Valores de MTmed, MTmax e MTmin para as áreas 5, 6 e 7 à 3 MHz, $1\text{W}/\text{cm}^2$ e tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente.

	Área 5 (Gordura)			Área 6 (Músculo)			Área7 (osso)		
	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min
MTmed	31,2 ±1,1	32,2 ±0,9	36,1 ±3,7	28,2 ±0,8	28,3 ±1,6	30,4 ±0,7	25,3 ±0,7	25,7 ±1,0	26,1 ±0,8
MTmax	41 ±1,8	42,7 ±3,2	48,8 ±3,5	40,8 ±3,4	40,4 ±5,1	50,3 ±2,8	27,2 ±1,4	26,9 ±1,8	28,7 ±1,2
MTmin	24,4 ±0,5	24,5 ±0,6	24,7 ±0,5	24,5 ±0,4	25,8 ±0,6	24,7 ±0,7	24,4 ±0,5	24,8 ±0,8	24,9 ±0,6

Tabela 8 Valores de MTmed, MTmax e MTmin para as áreas 5, 6 e 7 à 3 MHz, 2W/cm² e tempos de irradiação de 1, 1,5 e 2 minutos respectivamente.

	Área 5 (Gordura)			Área 6 (Músculo)			Área7 (osso)		
	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min	1min	1,5min	2min
MTmed	30,7 ±5,2	39,6 ±0,8	40,96 ±0,9	29,0 ±0,7	34,2 ±1,5	33,4 ±0,3	25,6 ±0,4	27,5 ±0,9	26,5 ±0,2
MTmax	47,4 ±9,5	60,8 ±4,6	56,0 ±0,8	45,8 ±7,3	61,0 ±5,2	57,2 ±0,3	27,2 ±0,7	32,5 ±0,4	32,6 ±0,4
MTmin	22,9 ±1,3	24,8 ±1,0	27,0 ±0,6	24,0 ±0,7	24,9 ±0,5	24,5 ±0,3	24,7 ±0,4	25,1 ±0,4	24,5 ±0,3

Na região 5 (gordura), para irradiação a 3 MHz nas intensidades de 1 e 2 W/cm², e MTmed e a MTmax crescem em função do tempo de irradiação, no entanto 2W/cm² irradiado por 2 minutos observa-se uma tendência a estabilização e até queda. Na região 6 (músculo) a tendência de crescimento ainda é observada para 1 W/cm², entretanto, na intensidade de 2W/cm² é observado um decréscimo em MTmed e MTmax após 1,5 minutos de irradiação.

Na região 7 (osso), pode-se observar que o aquecimento foi menor que nas regiões anteriores e a partir de um aquecimento inicial no primeiro minuto as temperaturas tendem se estabilizar e até cair como ocorre no caso da irradiação de 2W/cm².

De forma geral, comparando o aquecimento produzido por irradiação de 1 MHz com 3 MHz os pode-se dizer que com a frequência mais baixa é possível aquecer mais profundamente isto pode ser observado nas figuras 25 e 26 abaixo onde se torna evidente ao comparar as elevações temperaturas alcançadas nas camadas 7 (osso).

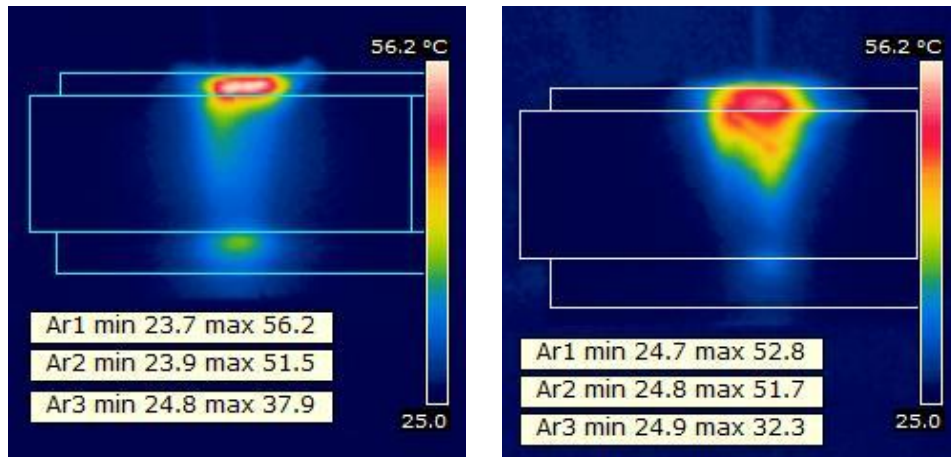


Figura 25: Padrão de aquecimento do *phantom* mostrando as áreas 1, 2 e 3 que representam respectivamente as camadas de gordura, músculo e osso após irradiação ultrassônica por 1,5 minutos nas frequências de 1 MHz à esquerda e 3 MHz à esquerda.

6 Discussão

O *phantom* de tripla camada (gordura, músculo e osso) aqui apresentado possui as duas primeiras camadas confeccionadas com preparações distintas à base de PVCP, sendo a terceira confeccionada com resina epóxi (descrito no capítulo 4). A escolha destes materiais teve a intenção de se conseguir durabilidade e estabilidade, por não ressecarem e serem imunes à contaminação por agentes biológicos como fungos e bactérias. As propriedades acústicas nas três camadas do *phantom* estão dentro da faixa de compatibilidade com os valores médios dos tecidos biológicos (Tabela 3). Por esta razão, é possível gerar nele um campo acústico com distribuição similar ao que seria gerado nos tecidos mimetizados. Entretanto, do ponto de vista térmico, os valores de calor específico e condutividade térmica do PVCP estão aquém dos valores reais dos tecidos (Tabela 4). Isto implica uma maior facilidade para o aquecimento das camadas 5 (gordura) e 6 (músculo) do *phantom*, visto que menos energia absorvida será necessária para elevar a temperatura, isto é, em parte compensado pelo fato de o coeficiente de atenuação destes materiais ser menor que o dos tecidos, o que implica menos calor gerado neles.

A comparação entre o efeito do UST sobre as camadas de tecidos biológicos humanos e o *phantom* torna-se limitada pelas diferenças nos valores das propriedades térmicas entre eles. O calor específico e a condutividade térmica das três camadas do *phantom* são menores, quando comparados aos valores médios do tecido biológico humano. Portanto, o aquecimento gerado pela emissão de feixes ultrassônicos sobre o *phantom* não é idêntico ao aquecimento nas camadas gordura/músculo/osso *in vivo*, as altas temperaturas podem ser atribuídas em parte pela ausência do arrefecimento dos

tecidos promovido pela circulação sanguínea, visto que esta variável ainda não é considerada em experimentos atuais.

Não obstante, o modelo experimental aqui descrito constitui uma plataforma de trabalho estável e reprodutível para estudo da interação do ultrassom com um meio multicamadas.

Foram obtidos dados de aquecimento para as intensidades 0,5, 1, 1,5 e 2 W/cm² nas frequências de 1 e 3 MHz, com exposição de 1, 1,5 e 2 minutos. A presente discussão está centrada nos resultados apresentados para ambas as frequências, intensidades de 1 e 2 W/cm² para os tempos de exposição supracitados. Foi observado que os resultados obtidos com as intensidade de 0,5 e 1,5 W/cm² podem ser estimados a partir dos obtidos com 1 e 2 W/cm². Os diagramas em *boxplot* 0,5 e 1,5 W/cm² estão em apêndice.

Os elevados picos de temperatura observados nos padrões de aquecimento são relacionados com o protocolo de aplicação adotado, em especial a técnica de aplicação estacionária em modo contínuo de irradiação. A aplicação estacionária comumente gera temperaturas acima da faixa terapêutica. Segundo HABASH *et al.* (2006), temperatura maior que 50° C por aproximadamente 2 minutos causa necrose, coagulação e morte celular dos tecidos biológicos. Com intuito de distribuir a energia ultrassônica mais uniformemente nos tecidos, a fim de minimizar a geração de “pontos-quentes”, são aplicados movimentos circulares ou longitudinais no transdutor, a velocidade deve ser de, aproximadamente, 4 cm/s sendo a área de tratamento de 2 a 3 vezes a área de radiação efetiva (PRENTICE, 2004). A técnica estacionária foi aqui empregada por ser um esquema experimental mais simples para a repetibilidade do protocolo de aplicação do UST. REIS² *et al.* (2012) realizaram um estudo com *phantom* tripla camada gordura/músculo/osso bovino, para estimar a temperatura, que pode lesionar o tecido

biológico. Para isto foi utilizado um protocolo de aplicação do UST (1 MHz, 2 minutos, 1 W/cm²). A partir de imagens térmicas captadas por câmera infravermelha, foi utilizado um programa desenvolvido em *Matlab*, que evidenciava as áreas com temperaturas superiores a 45° C. Os resultados demonstraram que diversos protocolos experimentais alcançaram temperaturas acima de 45° C. Quando a técnica de aplicação incluiu o movimento, somente um protocolo experimental ultrapassou essa faixa.

Para todos os parâmetros empregados pode-se observar que a MTmax foi maior nas interfaces gordura/músculo, estes resultados corroboram com a literatura (ROBERTSON *et al.*, 2006; BASTO *et al.*, 2010). Isto pode ser observado nas figuras 7-9, 16-19, 25 e 25, onde a cor branca que representa uma saturação da faixa de temperatura adotada no software para análise, a cor vermelha e a amarela que representam temperaturas mais elevadas, podem ser visualizadas com mais intensidade na área da interface gordura/músculo.

Com intuito de elucidar os fatores desencadeantes das altas temperaturas na interface gordura/músculo, foram realizados experimentos adicionais que verificassem a contribuição do aquecimento da face do transdutor para as elevadas temperaturas desta interface, assim como experimentos de irradiação do UST com o mesmo protocolo utilizado, porém, com e sem a camada de gordura.

A temperatura da face do transdutor foi medida durante a irradiação da onda ultrassônica no *phantom* e utilizando-se da balança de força de irradiação (Figura 26). Esta foi utilizada com intuito de evitar a influencia das reflexões advindas da interface mais próxima do transdutor gordura/músculo. Os resultados obtidos, quando o *phantom* era irradiado, mostraram que a temperatura da face do transdutor se elevou cerca de 10° C, já quando se irradiava o UST na balança de força de irradiação essa temperatura não se elevou mais que 2°C. Para isto foi utilizado um protocolo com frequência a

1 MHz, por 2 minutos, a 2 W/cm^2 . Portanto, o elevado aquecimento na camada de gordura e na interface gordura/músculo não pode ser atribuído ao aquecimento da face do transdutor e sim o contrário.

Os experimentos com e sem a camada de gordura foram realizados a fim de se detectar a influência da interface. Quando o *phantom* foi irradiado sem camada de gordura (modelo bicamada), o padrão de aquecimento mostrou-se parecido com o modelo triplacamada, ou seja, as temperaturas mais elevadas foram encontradas na superfície do *phantom*, próximo à face do transdutor. A superfície do modelo bicamada correspondente à camada de músculo continuou aquecendo mais do que áreas mais profundas, no entanto, em menor intensidade quando comparado ao modelo com interface gordura/músculo. Já para os experimentos sem camada de gordura, a atenuação da onda foi menor e isto fez com que a interface músculo/osso sofresse maior aquecimento quando comparado ao modelo triplacamada. Isto demonstra que a existência da interface gordura/músculo promove um maior aquecimento local e menos energia passa para as camadas mais profundas. No caso real (interface gordura/músculo), espera-se que esta influência seja menor já que as impedâncias de amos tecidos apresentam valores muito próximos. O resultado experimental aqui obtido pode ter sido também influenciado por não haver um bom casamento de impedância na interface gordura/músculo, causados por “bolhas de ar” ou ausência de gel condutor entre as camadas. Isto ainda é matéria a ser investigada em maiores detalhes por estudos posteriores.

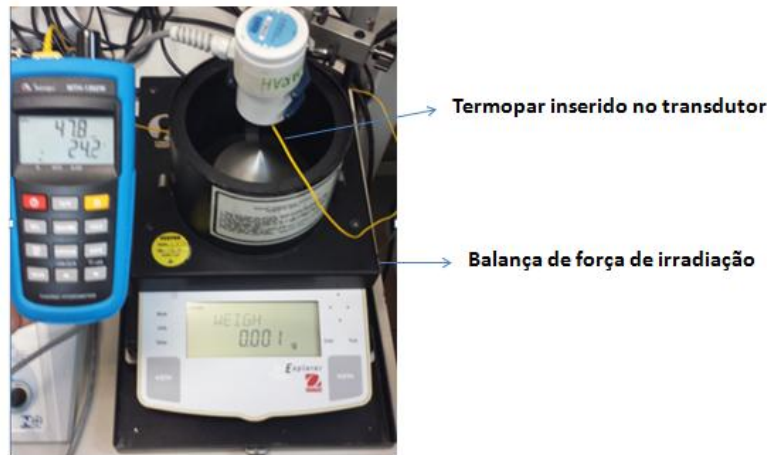


Figura 26. Demonstra a montagem experimental da irradiação do UST na Balança de força de irradiação (à direita da imagem), e o termômetro digital (à esquerda). O fio amarelo é o fio do termômetro inserido na face do transdutor.

Uma característica do processo de aquecimento aqui observado que aponta para efeitos não lineares diverge de estudos realizados por CHUN *et al.* (1973) por meio de equação de difusão térmica pelo método de diferenças finitas, demonstra aquecimento linear ao longo do tempo e por ROBERTSON *et al.* (2006) ao afirmar que quanto maior o tempo de exposição à irradiação ultrassônica, maior será o aquecimento. Nos resultados deste estudo especialmente para intensidade de 2 W/cm^2 , foi observado que MTmed e MTmax nas áreas 5 (gordura) e 6 (músculo), foram menores após exposição de 2 minutos do que após exposição por 1,5 minutos. Isto foi observado tanto para 1 MHz quanto para 3 MHz. Este comportamento não linear necessita ser mais estudado em condições mais controladas, e varias hipóteses podem ser seguidas, desde o simples fato de que o gerador de ultrassom diminua sua eficiência após um certo tempo operação contínua, até a possibilidade que a transmissão entre as camadas se altere com a temperatura ou que as propriedades térmicas e acústicas do PVCP se alterem com a temperatura ou tempo de exposição.

Na área 7 (osso), foi encontrado um padrão de aquecimento diferente dos demais. Na frequência de 1 MHz e na intensidade de $1\text{W}/\text{cm}^2$, a temperatura manteve-se quase invariante ao longo do tempo, a MT_{med} encontrou-se entre $27,6$ e $29,0^\circ\text{C}$ e a MT_{max} entre $31,2$ e $34,1^\circ\text{C}$. Esses resultados são esperados devido à atenuação da onda ultrassônica emitida pelo transdutor, desta maneira a quantidade de energia que chega a camada mais profunda do *phantom* (osso) é reduzida, o que torna o aquecimento desta área menor quando comparado as camadas mais superiores. Por outro lado, à 1 MHz e $2\text{W}/\text{cm}^2$, MT_{med} e MT_{max} decrescem ao longo do tempo.

Quando comparado o aquecimento entre as áreas selecionadas, pode-se observar que a área 5 (gordura) foi a que mais aqueceu, seguida pelas áreas 6 (músculo) e 7 (osso) em todos os casos experimentados. Este resultado está de acordo com a literatura, pois se espera um decréscimo devido aos fatores físicos reflexão, atenuação (espalhamento e absorção) relacionada à perda de energia da onda quando propagada através das camadas teciduais. (FISH, 1990).

Esta perda de energia ocorre principalmente nas interfaces teciduais e na região focal do feixe ultrassônico (BASTO *et al.*, 2010). No caso deste experimento, a energia ultrassônica parece ter ficado mais concentrada na interface gordura/músculo. Isso explica a ocorrência de MT_{Max} e MT_{med} maior nesta região para a maioria das amostras. A técnica de aplicação estacionária do UST pode gerar elevadas temperaturas pontuais, conhecidas como “pontos quentes” ou “hot-spots”, isso ocorre comumente em áreas teciduais mais superficiais irradiadas pelo ultrassom, chamadas de campo próximo onde ocorrem não uniformidades no feixe. Os “pontos quentes” podem promover a interrupção do fluxo sanguíneo, agregação plaquetária, coagulação das proteínas e danos ao sistema venoso (PRENTICE, 2004), além de proteinólise e destruição tecidual (FUIRINI & LONGO, 2002).

OMENA (2010) observou que a 1 MHz ocorreu um declínio do aumento da temperatura ao longo da profundidade em todas as intensidades, embora este seja mais acentuado em intensidades mais elevadas (1,5 e 2 W/cm²). Os resultados deste experimento corroboram com os do estudo supracitado, e pode-se observar que ao longo do tempo de exposição existe uma diferença no padrão da queda da temperatura pela profundidade, quando exposto a irradiação de 1,5 minutos ocorre um aquecimento maior e um declínio mais acentuado da temperatura, 33,9 – 30,3 – 29,9°C, 1 minuto; 60,5 - 53,4 - 34,7°C, 1,5 minutos e 52,1- 48,5 - 33,1°C, 2 minutos.

Os resultados deste estudo apontam também para um aquecimento mais superficial quando o *phantom* é irradiado a 3 MHz e uma melhor distribuição da energia ao longo da profundidade quando é irradiado a 1 MHz. Estes resultados mostram-se de acordo com a literatura, pois a irradiação em maior frequência é absorvida mais rapidamente, por isso a quantidade de energia que chega a camada mais profunda do *phantom* não é suficiente para produzir aquecimento. A camada de osso não alcançou aquecimento até a faixa de 40 – 45° C (considerada terapêutica) em todos os protocolos de aplicação do UST utilizados. A MTmax alcançada foi 38,2 ± 10,1°C para irradiação de 1 MHz e 2W/cm² por 1 minuto enquanto que para a mesma irradiação por 2 minutos levou MTmax a 33,1 ± 3,9°C quando se esperaria o oposto.

COSTA *et al.* (2012) realizaram estudo sobre o padrão de aquecimento em *phantom* de bicamada, a 1 e 3 MHz de frequência, nas intensidade de 0,5, 1, 1,5 e 2 W/cm², com técnica de aplicação estática durante 2 minutos. Os resultados foram obtidos e analisados a partir de imagens térmicas captadas por câmera infravermelha após irradiação ultrassônica. A camada mais superficial do *phantom* possui velocidade de propagação de 1420 m·s⁻¹ e coeficiente de atenuação no valor de 0,38 dB·cm⁻¹·a 1 MHz. Para a segunda camada foi utilizado o mesmo PVCP, acrescentado de 10% do

volume total de pó de PVC. Este possui velocidade de propagação $1498 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ e coeficiente de atenuação $0,50 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$. Pode-se observar nos resultados, picos de aquecimento na frequência de 3 MHz na região superficial da primeira camada e visualmente não foi observada influência da interface no aquecimento. Já em 1 MHz, na intensidade de $0,5 \text{ W}/\text{cm}^2$, o pico de temperatura é mais superficial, enquanto que, em intensidades mais elevadas, este se posiciona próximo a interface entre as camadas. A 3 MHz, a atenuação ocorreu predominantemente na região mais superficial da primeira camada. A 1 MHz, como a atenuação é menor na primeira camada, foi gerado aquecimento mais profundo, próximo à interface.

O estudo de COSTA *et al.* (2012) apesar de ser realizado em um *phantom* de bicamada, possui um protocolo de aplicação do UST praticamente idêntico ao trabalho em discussão, se não fosse pelo tempo de exposição da irradiação. Os valores de propriedades acústicas obtidos para ambos os *phantoms* de PVCP puro e de PVCP 10% encontram-se em uma faixa parecida quando comparados aos encontrados neste estudo. Corroboram com o estudo atual os resultados de maior média de aquecimento a 3 MHz, um aquecimento mais profundo quando utilizada a menor frequência para todas as intensidades pesquisadas, geração de pontos quentes superficiais e temperaturas acima da faixa terapêutica, ou seja, maiores que 45° . No entanto eles encontraram um maior pico de aquecimento na área mais superficial do *phantom* e não na primeira interface que neste estudo corresponde a interface gordura/músculo. Tal fato pode ter sido influenciado pela maior espessura da primeira camada de PVCP, quando comparada a primeira camada deste experimento (0,5 cm), onde pode ser absorvida mais rapidamente, principalmente a frequência de 3 MHz e não ter energia suficiente para gerar maior aquecimento na primeira interface. Outro fator que limita a discussão é que não foram obtidos os valores correspondentes as propriedades térmicas.

7 Conclusão

Os objetivos deste estudo foram confeccionar e caracterizar as propriedades acústicas e térmicas em *Phantoms* correspondente aos tecidos adiposo e muscular e analisar quantitativamente a distribuição espacial do aquecimento e resfriamento no *phantom*. Os resultados obtidos com o aquecimento do *phantom* apresentaram padrão de aquecimento esperados aos encontrados na literatura no que se refere a melhor distribuição da temperatura ao longo das camadas quando aplicada frequência a 1 MHz. A maior temperatura alcançada para todos os casos se encontra ao redor da fronteira gordura/músculo, e não músculo/osso como a literatura propõe. Em todos os protocolos utilizados, a camada de osso sofreu elevação da temperatura, no entanto a 1 MHz o aquecimento foi maior.

Quando irradiado por dois minutos a 2 W/cm^2 , em ambas as frequências para todas as intensidades, a temperatura alcançada foi menor quando comparada a $1,5 \text{ W/cm}^2$. Isto demonstra um comportamento não linear do aquecimento. Apesar da utilização de *phantoms* de tripla camada em experimentos com aquecimento ser e por isso ainda pouco estudada, neste estudo O modelo experimental mostrou ser útil para o estudo do aquecimento em *phantom* multicamadas irradiado por UST. A análise dos resultados indicou a importância de melhorar este modelo experimental, incorporando neste estudo e efeito de perfusão sanguínea, assim como o ajuste das propriedades térmicas para valores mais próximos do tecido biológico.

8 Referências Bibliográficas

ALTER, M.J., 1999, "Ciência da Flexibilidade". 2 ed., *Artmed Editora*, Porto Alegre.

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

ANDREWS, J.R., HARRELSON, G., WILK, K., 2000 "Reabilitação física das lesões esportivas", *Guanabara Koogan*, 2 ed. Rio de Janeiro, RJ.

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

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

BAMBER J.C., HILL C.R., 1979, "Ultrasonic Attenuation and Propagation Speed in Mammalian Tissue as a Function of Temperature", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 5, n. 2, pp. 149-157.

BAMBER J. C. e HILL C. R., 1979, "Ultrasonic Attenuation and Propagation Speed in

Mammalian Tissue as a Function of Temperature”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 5, n. 2, pp. 149-157.

BASSOLI, D.A., 2001, “Avaliação dos efeitos do ultrassom terapêutico de baixa intensidade na regeneração de músculos esqueléticos com vistas à aplicabilidade em clínica fisioterapêutica”. [*Dissertação de Mestrado*]. Escola de Engenharia de São Carlos. São Carlos.

BASTO, R.L.Q., 2007, “Construção de um *Phantom* Sintético com Propriedades Termofísicas e Ultrassônicas Similares as do Tecido Biológico”. *Dissertação M.Sc.*, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

BASTO R.L.Q., Amorim N.S., Leite J.C.B., von Krüger, M.A., Pereira W.C.A., Cotta R.M., Nazareno J. 2010 “Avaliação computacional da elevação da temperatura causada por ultrassom na interface músculo-osso”, In: *XXII Congresso de Engenharia Biomédica*, Tiradentes, p. 952-955.

BERTOLINE, G, R, F., SILVA, T, S., CIENA, A, P., ARTIFON, E, S., 2012 “Comparação do ultrassom pulsado e contínuo no reparo tendíneo de ratos”, *Fisioterapia e pesquisa*, 19(3) 242-247.

BUNN, P.S., 2009, “*Phantom* Termo-Cromático com Propriedades Ultrassônicas e Termofísicas Similares às dos Tecidos Moles Humanos em 1 MHz”. *Dissertação*

(*Mestrado em Engenharia Biomédica*) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ,
Rio de Janeiro, RJ.

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

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.

CANEVAROLO JR., S. V., 2004, *Técnicas de caracterização de polímeros*, 1ª ed., São Paulo, Artliber.

CARLOS, K, P., BELLI, B, S., ALFREDO, P, P., 2012 “Efeito do ultrassom pulsado e do ultrassom contínuo associados a exercícios em pacientes com osteoartrite de joelho: estudo piloto. *Fisioterapia e pesquisa*.19(3): 275-281.

COSTA., R,M, OMENA., T, P, COSTA JUNIOR., J, F, PASTRANA., M, von Krüger., M, A, PERIRA., W, C, A.2012 “ Padrão de aquecimento por ultrassom terapêutico em *phantom* bicamada utilizando câmera infravermelha” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica

CHIN R. B., MADSEN E. L. *et. al.*, 1990, “A Reusable Perfusion Supporting Tissuemimicking material for Ultrasound Hyperthermia Phantoms”, *Medical Physics.*, v. 17, n. 3, pp. 380-390.

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.

DIONÍSIO., V. C; VOLPON., J. B.1999, “Ação do ultrassom terapêutico sobre a vascularização pós-lesão muscular experimental em coelhos” Ver. Bras. Fisioter, 4(1):19-25, jul.-dez.

DI DIO, L.J.A., 2002, “Tratado de Anatomia Sistêmica Aplicada”, *Atheneu*, 2 Ed, pp. 536-538, São Paulo.

DYSON M., 1987, “Mechanisms Involved in Therapeutic Ultrasound”, *hysiotherapy*, v. 73, n. 3, pp. 116-120.

DIONÍSIO, V, C., VOLPON, J.B., 1999 “Ação do ultrassom terapêutico sobre a vascularização pós lesão muscular experimental em coelhos”, *Rev. Bras. Fisioter.* 4(1):19-25, jul.-dez.

ENOKA, R.M., 2000 “Bases Neuromecânicas da Cinesiologia”. *Manole*, São Paulo.

ESTON, R., EVANS, F.Fu., 1994, “Estimation of body composition in Chinese and British men by ultrasonographic assessment of segmental adipose tissue volume”. *Br. J. Sports Med.* v.28, n.1, pp. 9-13.

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

FRENKEL, V., KIMMEL, E., IGER, Y. 2000, “Ultrasound Induced Intercellular Space Widenig in Fish Epidermis”. *Ultrasound Med Biol*, 26, pp. 473-480.

FUJII, M., SAKAMOTO, K., TODA, Y., NEGISHI, A., KANAI H., 1999, “Study of the cause of the rise temperature at the muscle-bone interface during ultrasound hyperthermia”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 5, pp. 494-504.

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

FURTADO, C.S., Junho/2005, Método calorimétrico para medição do campo térmico por Ultrassom empregado em fisioterapia, *Tese de M. Sc.*, 53p, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil (Junho).

GUYTON, A.C., HALL, J.E 2002, “Tratado De Fisiologia Médica” Guanabara Koogan 10. ed. Rio de Janeiro.

GUIRRO, E.; GUIRRO, R. *et al.*, 1996, “As variáveis Físicas do Ultrassom Terapêutico: Revisão“, *Revista de Ciência e Tecnologia*, pp. 31-41.

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

HABASH, R.W.Y, BANSAL, R, KREWSKI, D e ALHAFID, H. T. (2006) “Thermal Therapy, Part 1: An Introduction to Thermal Therapy” *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, v. 34, n. 6, p. 459-489.

ISHIKAWA N. M., ALVARENGA A. V., PAES L. F. C. *et al.*, 2000, “Avaliação de Equipamentos de Ultrassom para Fisioterapia Segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas”, *Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, Brasil, v. 1, pp. 326-330.

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

KEMMERER., J, P , OELZE .,M, L 2011, “ Ultrassônic assessment of thermal therapy in rat liver” *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 38, No. 12, pp. 2130–2137

KITCHEN S, BAZIN S (2001). *Eletroterapia de Clayton*. 10ª ed: ed. Manole, São Paulo.

KICHEN, S. *Eletroterapia: Prática baseada em evidências*. 11ª ed. São Paulo: Manole; 2003.

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.

LAFON, C., ZDERIC, V., NOBLE, M. L., YUEN, J.C., KACZKOWSKI, P.J., SAPOZHNIKOV, O.A., CHAVRIER, F., CRUM, L.A., VAEZY, S., 2005, “Gel phantom For Use in High-intensity Focused Ultrasound Dosimetry”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 31, n. 10, pp. 1383–1389.

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

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.

LEHMAN J., de LATEUR, B. (1982). Therapeutic heat. In JF Lehman Ed. Therapeutic Heat and Cold, 3 rd edn. Baltimore: Williams & Wilkins.

LOW, J. e REED., 2001, *Eletroterapia explicada, Princípios e Prática*, 3ª ed., São Paulo, Manole.

MACEDO, A.R., ALVARENGA, A.R., PEREIRA, W.C. A., MACHADO, J.C., 2003, “Mapeamento de Feixe Ultra-sônico Utilizando as Propriedades Cromotérmicas dos Cristais Líquidos Colestéricos”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 19, n. 2, pp. 61-68.

MADSEN E.L., ZAGZEBSKI J.A. et al., 1978, “Tissue Mimicking Materials for Ultrasound *Phantoms*”, *Medical Physics*, v. 5, n. 5, pp. 391-394.

MAGGI, L. E. ; PEREIRA, Wagner Coelho de Albuquerque; KRÜGER, Marco Antônio von ; OMENA, Thaís Pionório. Modelagem do Padrão de Aquecimento dos Tecidos Irradiados por Ultra-som fisioterápico. In: XX CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2006, São Pedro - SP. CBEB 2006, 2006. p. 800-803.

MAGGI, L. E.; PEREIRA, PEREIRA W. C. A; OMENA, T. P; KRÜGER, M. A von. Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultra-som fisioterapêutico. *Revista Brasileira de Fisioterapia (Online)*, v. 12, p. 204-214, 2008.

MAGGI, L, E 2011“ Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de *phantoms* ultrassônicos” Tese de doutorado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

MARTIN, K., FERNANDEZ, R., 1997, “A Thermal Beam-shape *phantom* for Ultrasound Physiotherapy Transducers”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 23, n. 8, pp. 1267-1274.

MATHEUS.,J, P, C, OLIVEIRA., F, B, GOMIDE.,L, B, MILANI., J, G, P, O, VOLPON., J, B, SHIMANO, A, C, 2008 “Efeitos do ultrassom terapêutico nas propriedades mecânicas do músculo esquelético após contusão” *Rev Bras Fisioter*, São Carlos, v. 12, n. 3, p. 241-7, mai./jun.

McDIARMID, T., BURNS, P. N, 1987, “Clinical applications of therapeutic ultrasound”, *Physiotherapy*, v. 73, n. 4, pp. 155-162.

MELZACK, R.; WALL, P.D. Pain mechanisms: a new theory. **Science**, v.150, p.971-979, 1965.

MERRICK, M.A., BERNARD, K.D., DEVOR, S.T. et al., 2003, “Identical 3-MHz Ultrasound Treatments With Different Devices Produce Different Intramuscular Temperatures”, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 33, n.7 (Jul), pp.379-385.

MIYATANI, M., KANEHIS, H., ITO, M., KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T., 2004. “The Accuracy of Volume Estimates Using Ultrasound Muscle Thickness Measurements in Different Muscle Groups”, *European Journal of Applied Physiology*, v.91, p. 264-272.

MONTE-RASO, V, V., BARBIERI, C, H., MAZZER,N ., FAZAN, V, P, S., “Os efeitos do ultrassom terapêutico nas lesões por esmagamento do nervo ciático de ratos: análise funcional da marcha” 2006. *Rev. bras. fisioter.* Vol. 10, No. 1 (2006), 113-119

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

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, no 11, pp 1539-43.

NIKAWA R., SUGURU, S., SKIN, T., TAKENOBU, T., NOBUYUKI, 8-10 November/2011 “ Endoh Measurement of temperature rise in phantom using infrared imaging by varying pulse repetition frequency”. *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics*, Vol. 32, pp. 407-408.

NYBORG, W. 2001, “Biological Effects of Ultrasound Development of Safety Guidelines. Part II: General Review”. *Ultrasound Med Biol*, 27, 301-333.

OMENA.,T, P, 2009 “ Calorímetro diferencial com matriz linear de termopares para avaliação do aquecimento ao longo do feixe ultrassônico gerado por equipamentos de fisioterapia” Dissertação de mestrado, programa de Engenharia Biomédica. COPPE/UFRJ.

PARKER, W., JENKINS, R., BUTLER, *et al.*, 1961. “Flash Method of Determining Thermal Diffusivity, Heat Capacity and Thermal Conductivity”, *Journal of Applied Physics*, v. 32, n. 9, pp. 1679-1684.

PAULA, J.L., 1994, “Ultrassom Terapêutico: Considerações gerais”, *Fisioterapia em movimento*. V VII, n 1, p6-16.

PRENTICE, W.E., 2011, “Técnicas de reabilitação em medicina esportiva”, *Manole*, 4 ed., São Paulo.

PROKOP, A.F., VAEZY, S., NOBLE, M.L., KACZOWSKI, P.J., 2003, “Polyacrylamide gel as an acoustic coupling medium for focused ultrasound therapy”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 29, n. 9, pp. 1351-1358.

REIS, L.C., COSTA, G, A., SANTOS, T, Q., COSTA JUNIOR, J, F, S., CHALCO, M, E, P., FONTES PEREIRA, A, J., FANTINATI, A, M, M., PEREIRA, W, C, A., MAGGI, L, E. 2012. “ Estudo do aquecimento produzido por ultrassom terapêutico em osso e *phantoms* de gordura e músculo” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB

REIS, L.C., COSTA, G, A., SANTOS, T, Q., FANTINATI, A, M, M., COSTA JUNIOR, J, F, S., FONTES PEREIRA, A, J, .,CHALCO, M, E, P., M. A. Von KRUGUER., PEREIRA, W, C, A., MAGGI, L, E. 2012. “ Estudo do aquecimento da interface músculo/osso com implante metálico em terapia por ultrassom” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB

ROBERTSON, V.J., 2002, “Dosage and Treatment Response Randomized Clinical Trials of Therapeutic Ultrasound Physical Therapy in Sports”, V.3, p. 124-133.

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

ROBERTSON, V.J., REED., A, LOW., J, WARD., A, 2009, “ Eletroterapia explicada: Princípios e prática”, ed Elsevier, São Paulo, SP.

SATO, S.Y., VIEIRA, R.S., PEREIRA, W.C.A., 2000, “Materiais Mimetizadores de Tecido para Confecção de *Phantoms* para Ultra-Som Diagnóstico”,

Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica, v. 1, pp. 1105-1110, Florianópolis, Brasil.

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

TEIXEIRA, C.A., RUANO, M.G., PEREIRA, W.C.A. 2008, “A Soft-Computing Methodology for Noninvasive Time-spatial Temperature Estimation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 55, n. 2 (Fev), pp. 572-580.

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

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

VAL, R., ALEX, W., JOHN, L., ANN, R., 2009, “Eletroterapia Explicada: Princípios e práticas”, *Elsevier*, 4 ed., São Paulo, SP, Brasil.

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

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

YAMASAKI, S, 2008, “Investigation on the Usefulness of the Infrared Image for Measuring the Temperature Developed by Transducer”, IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings,10.1109/ULTSYM

ZELL, K., SPERL, J. I., VOGEL, M. W. e HAISCH, C., 2007, “Acoustical Properties of Selected Tissue *Phantom* Materials for Ultrasound Imaging”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, pp. N475-N484.

Apêndice I

Os gráficos a seguir demonstram os valores de média da temperatura mínima (MTMin), média da temperatura máxima (MTmax) e média temperatura média (MTMed) para as áreas 4, 5, 6 e 7 que correspondem respectivamente a área irradiada dos *phantoms* de triplacamada, de gordura, músculo e osso, à frequência de 1MHz e 3 MHz ao longo do tempo de 1, 1,30 segundos e 2 minutos, com intensidades de 0,5, e 1,5 W/cm². Todos esses valores são obtidos por meio da análise da imagem no Software da câmera infravermelha, demarcando cada camada de interesse.

Resultados de aquecimento a 1 MHz.

Diagramas em *boxplot* dos resultados de aquecimento a 1MHz.

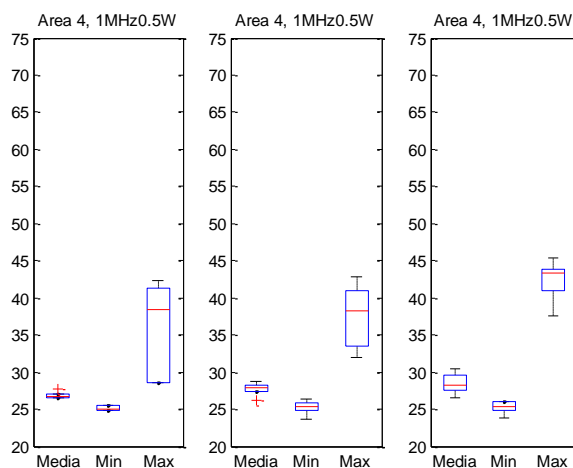


Figura 1: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 4 à frequência de 1 MHz, 0,5W/cm² de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

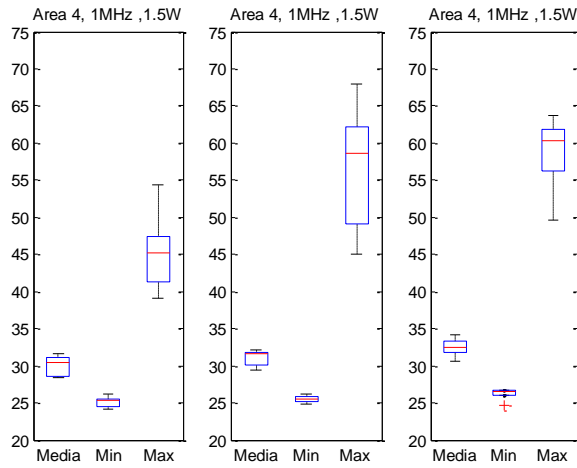


Figura 2: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 4 à frequência de 1 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

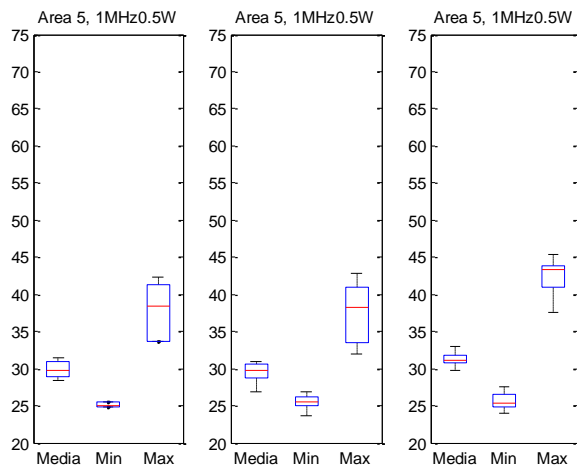


Figura 3: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 5 à frequência de 1 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

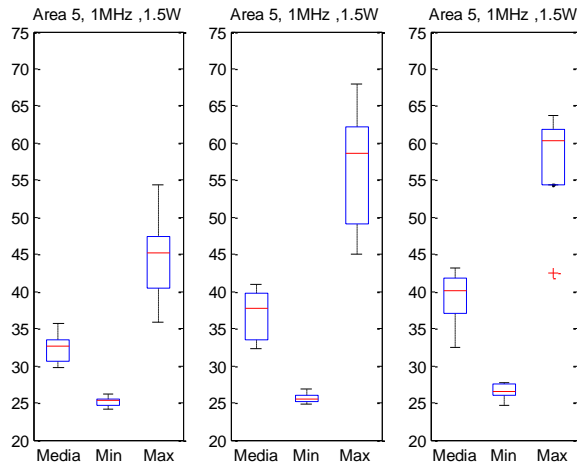


Figura 4: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 5 à frequência de 1 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

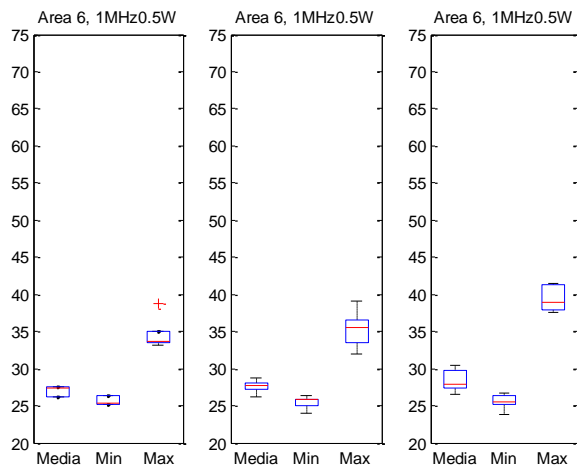


Figura 5: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 6 à frequência de 1 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

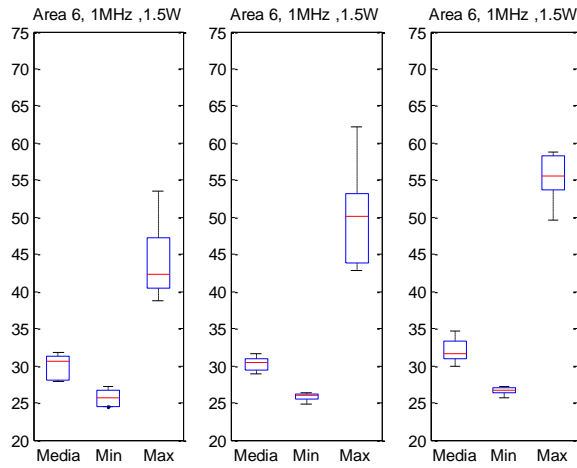


Figura 6: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 6 à frequência de 1 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

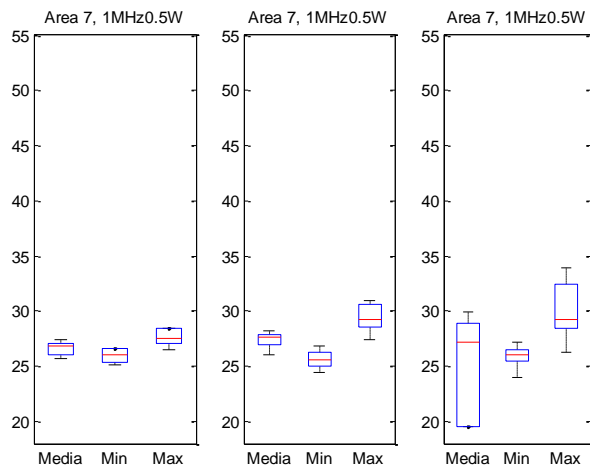


Figura 7: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 7 à frequência de 1 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

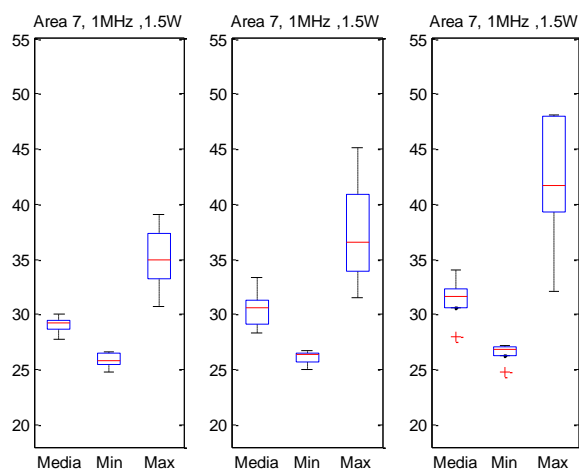


Figura 8: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 7 à frequência de 1 MHz, $1,5\text{W}/\text{cm}^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

Tabela 1. Valores referentes a MTmed, MTmax e MTmin para as área 5, 6 e 7, 1 MHz, $0,5\text{ W}/\text{cm}^2$

Área 5 (Gordura)				Área 6 (Músculo)			
	1min	1,5min	2min		1min	1,5min	2min
MTmed	$29,9 \pm 1,22$	$28,1 \pm 1,58$	$31,3 \pm 1,17$	MTmed	$27,1 \pm 0,65$	$27,5 \pm 0,93$	$28,3 \pm 1,55$
MTmax	$37,8 \pm 4,07$	$32,9 \pm 4,50$	$42,3 \pm 2,96$	MTmax	$34,5 \pm 2,32$	$33,8 \pm 2,63$	$39,4 \pm 1,82$
MTmin	$25,1 \pm 0,39$	$25,2 \pm 1,19$	$25,6 \pm 1,32$	MTmin	$25,7 \pm 0,64$	$25,1 \pm 0,87$	$25,6 \pm 1,07$

Área7 (osso)			
	1min	1,5min	2min
MTmed	$26,6 \pm 0,68$	$27,1 \pm 0,78$	$22,6 \pm 11,45$
MTmax	$27,6 \pm 0,86$	$29,2 \pm 1,41$	$30 \pm 2,91$
MTmin	$25,9 \pm 0,68$	$25,7 \pm 0,91$	$25,9 \pm 1,17$

Tabela 2. Valores referentes a MTmed, MTmax e MTmin para as área 5, 6 e 7, 1 MHz, 1,5 W/cm².

Área 5 (Gordura)				Área 6 (Músculo)			
	1min	1,5min	2min		1min	1,5min	2min
MTmed	32,3±2,25	36,8±3,26	39,1±4,06	MTmed	29,9±1,76	30,2±1,08	32,1±1,77
MTmax	44,5±6,68	56,4±8,90	57,2±8,45	MTmax	44,2±5,73	49,9±7,64	55,4±3,62
MTmin	25,1±0,77	25,6±0,77	26,5±1,16	MTmin	25,7±1,19	25,8±0,58	26,6±0,57

Área7 (osso)			
	1min	1,5min	2min
MTmed	29±0,80	30,4±1,90	31,3±2,14
MTmax	35,1±3,11	37,4±5,16	42,3±6,51
MTmin	25,8±0,72	26,1±0,66	26,5±0,99

Apêndice II

Resultados para Irradiação a 3 MHz

Diagramas em *boxplot* dos resultados de aquecimento a 3 MHz

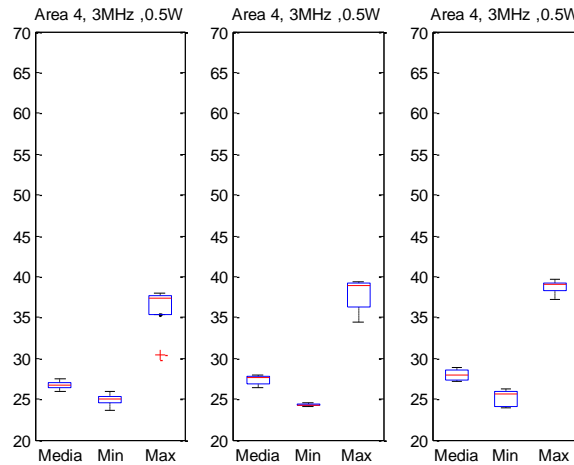


Figura 9: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 4 à frequência de 3 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

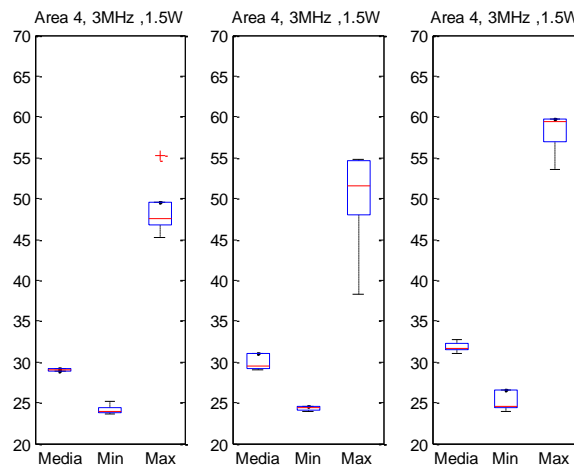


Figura 10: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 4 à frequência de 3 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da

esquerda para direita.

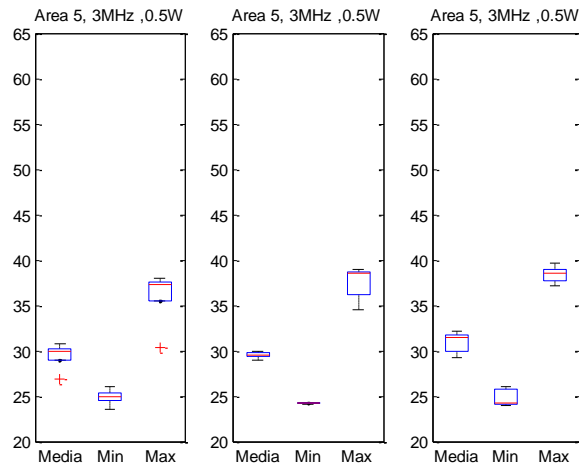


Figura 11: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 5 à frequência de 3 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

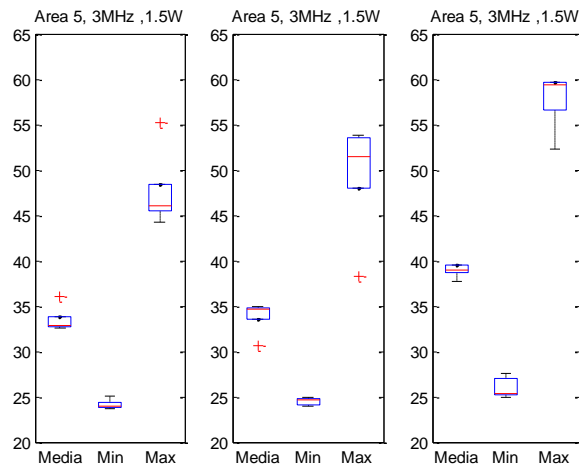


Figura 12: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 5 à frequência de 3 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

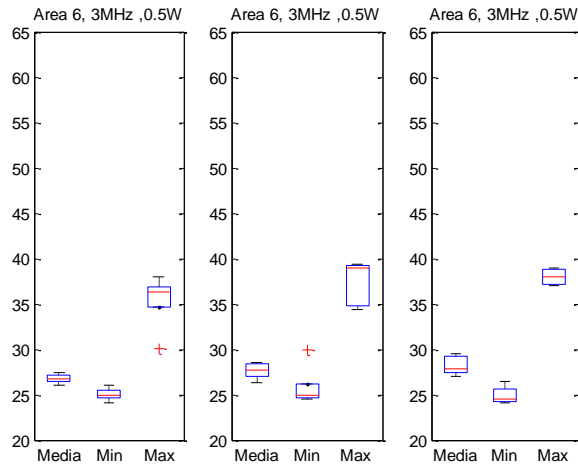


Figura 13: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 6 à frequência de 3 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

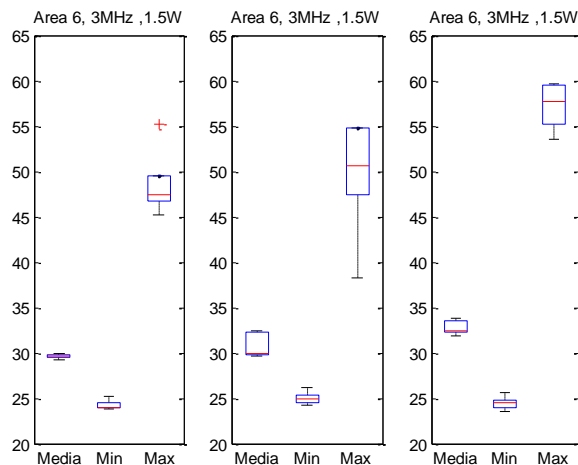


Figura 14: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 6 à frequência de 3 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

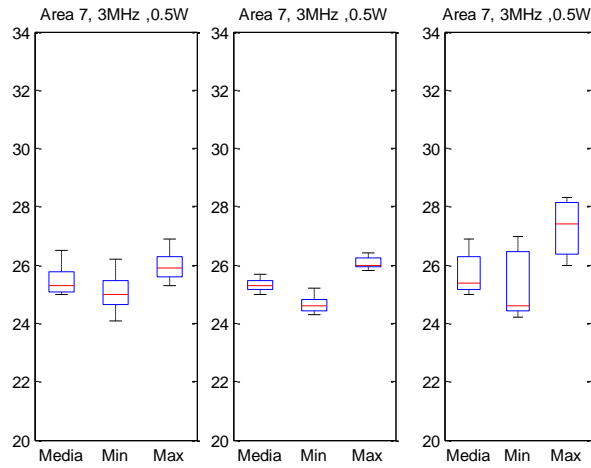


Figura 15: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 7 à frequência de 3 MHz, $0,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

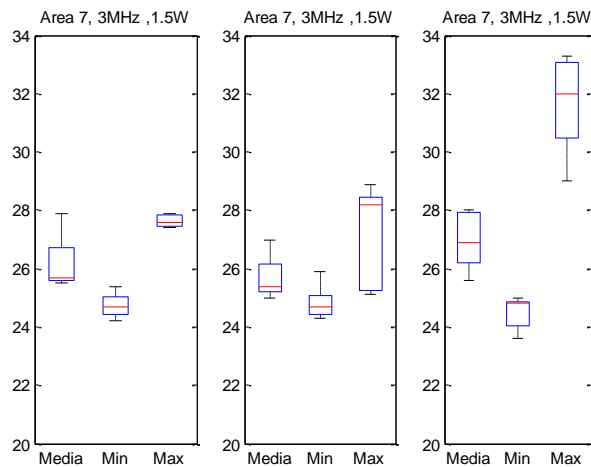


Figura 16: Diagrama *boxplot* das MTmed, MTmax e MTmin da área 7 à frequência de 3 MHz, $1,5W/cm^2$ de intensidade, nos tempos de exposição de 1, 1,5 e 2 minutos da esquerda para direita.

Tabela 3. Valores referentes a MTmed, MTmax e MTmin para as área 5, 6 e 7, 3MHz, 0,5 W/cm²

Área 5 (Gordura)				Área 6 (Músculo)			
	1min	1,5min	2min		1min	1,5min	2min
MTmed	29,4±1,47	29,5±0,37	30,9±1,20	MTmed	26,7±0,54	27,6±0,87	24,9±0,94
MTmax	36±3,18	37,4±1,86	38,4±0,93	MTmax	35,4±3,05	37,3±2,44	37,93±0,88
MTmin	24,9±0,86	24,2±0,08	24,7±0,98	MTmin	25±0,72	25,8±2,35	24,7±0,70

Área7 (osso)			
	1min	1,5min	2min
MTmed	25,4±0,60	25,3±0,25	25,7±0,77
MTmax	26±0,86	26±0,22	27,2±0,99
MTmin	25±0,73	24,6±0,33	25,3±1,24

Tabela 4. Valores referentes a MTmed, MTmax e MTmin para as área 5, 6 e 7 3MHz, 1,5 W/cm².

Área 5 (Gordura)				Área 6 (Músculo)			
	1min	1,5min	2min		1min	1,5min	2min
MTmed	33,4±1,43	33,9±1,85	38,9±0,73	MTmed	29,6±0,29	30,8±1,43	32,8±0,80
MTmax	47,5±4,53	49,6±6,46	57,8±3,16	MTmax	48,5±3,83	49,7±6,75	57,2±2,58
MTmin	24,1±0,54	24,4±0,40	26±1,13	MTmin	24,2±0,55	25±0,73	24,4±0,75

Área7 (osso)			
	1min	1,5min	2min
MTmed	26,2±1	25,7±0,78	29,6±1,01
MTmax	27,6±0,20	27,1±1,81	31,6±1,74
MTmin	24,7±0,45	24,8±0,62	24,4±0,57