



ESTUDO DO CAMPO TÉRMICO DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO EM *PHANTOM*
DO TERÇO MÉDIO DO BRAÇO COM E SEM IMPLANTES METÁLICOS

Débora Paulino Oliveira

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

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio vonKrüger

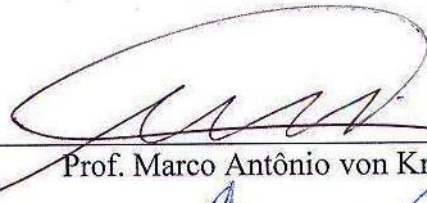
Rio de Janeiro
Agosto de 2013

ESTUDO DO CAMPO TÉRMICO DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO EM *PHANTOM*
DO TERÇO MÉDIO DO BRAÇO COM E SEM IMPLANTES METÁLICOS

Débora Paulino Oliveira

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. Luis Eduardo Maggi, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2013

Oliveira, Débora Paulino

Estudo do Campo Térmico do Ultrassom Terapêutico em *Phantom* do Terço Médio do Braço com e sem Implantes Metálicos/ Débora Paulino Oliveira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

IX, 89 p. :il .; 29,7 cm.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

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

Referências Bibliográficas: p. 79-89.

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

Dedicatória

A Deus, autor da minha vida e por me conceder fé em meio as dificuldades.

A meus pais; aos meus irmãos; ao meu namorado, Fernando Monteiro, e aos meus familiares (em especial a minha avó, tios, tias, primos e primas do coração) pelo amor incondicional, companheirismo, compreensão e pelo incentivo a continuar os estudos.

Agradecimentos

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

Aos amigos que auxiliaram no desenvolvimento desta dissertação: José Francisco Silva Costa Júnior, Guillermo Cortela, ChristianoBittencourt, Rodrigo Leite, Mayra Mendes, ThaísOmena, Rejane Costa, Mario Edmundo Pastrana Chalco, Aldo Fontes e Daniel Alves.

Aos amigos do PEB que, com sua presença, tornaram esse período agradável: Cátia Carvalho, Gisele Lima, Paulo Tadeu, Vinícius Martins, Daniel Patterson, Felipe Allevato, Rossana, Telma, Érika, Carolina Peixinho, Isabela Miller, Cecília Borba, Carolina Schmidt, João Catunda, Marcio Nunes, André Brand, Kelly Mônica, Viviane Bastos, Natalia Martins, Denise Costa, Luisa Carneiro, Luigi Lustosa, Lyon Aragão, Bruna Gonçalves e tantos outros que uma folha de agradecimento impossibilita enumerar.

Aos técnicos Amauri Xavier (PEB) e Vinícius (LMT), por compreender as ideias do Professor Markão e torná-las realidade possibilitando os experimentos desta dissertação.

Aos amigos, professores e técnicos do LTTC, em especial, ao Rodrigo Jaime e ao Bernard, por realizar a medição das propriedades térmicas.

Aos professores Achilles Junqueira e Luiz Henrique de Almeida e aos técnicos, em especial a técnica Márcia Sader (Laboratório de BioMateriais para Engenharia Óssea), do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais por suporte técnico e doação de materiais.

As agências CAPES, CNPQ e FAPERJ pelo apoio financeiro.

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

ESTUDO DO CAMPO TÉRMICO DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO EM *PHANTOM*
DO TERÇO MÉDIO DO BRAÇO COM E SEM IMPLANTES METÁLICOS

Débora Paulino Oliveira

Agosto/2013

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O uso do ultrassom terapêutico (UST) sobre áreas de implantes de materiais não biológicos é muito controverso na literatura, sobretudo, quanto às contraindicações ao emprego do UST sobre áreas de próteses e implantes metálicos. Assim, o objetivo deste estudo foi desenvolver *phantoms* dotados de propriedades acústicas e térmicas similares as dos tecidos biológicos humanos, a fim caracterizar os padrões de aquecimento e o potencial lesivo do UST aos tecidos na presença dos implantes. O estudo promove avanços na confecção de *phantoms* termo-acústicos, e uma melhor compreensão do campo térmico gerado a partir de uma irradiação por UST empregando termografia infravermelha e simulações numéricas computacionais. Estudos experimentais e simulados apresentam padrão de aquecimento similar para todos os *phantoms* propostos, com ampliação da área de aquecimento para os *phantoms* com implante em forma de placa. Resultados aparentemente conflitantes quanto à segurança da terapia por ultrassom na presença de implantes de metal foram observados nos estudos experimentais e simulados, no entanto, o padrão de aquecimento observado sugere que há regiões passíveis de serem lesadas com o uso UST.

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

STUDY OF THERMAL FIELD OF THERAPEUTIC ULTRASOUND ON A MIDDLE
THIRD ARM PHANTOM WITH AND WITHOUT METALLIC IMPLANTS

Débora Paulino Oliveira

August/2013

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

The use of therapeutic ultrasound (TUS) in areas of non-biological implants materials is very controversial in the literature, especially regarding contraindications to the use of TUS on areas of prosthetics and metal implants. The objective of this study was to develop phantoms endowed with acoustic and thermal properties similar to the human biological tissues in order to characterize the heat patterns and the TUS potential for damage for the tissues in the presence of metallic implants. The study promotes advances in the production of thermo-acoustic phantoms, and a better understanding of the thermal field generated from a UST irradiation using infrared thermography and computational numerical simulations. Experimental and simulated feature heating pattern similar for all the phantoms proposed, and an increase in the heating area for the phantoms with the plate-shaped implant. Apparently conflicting results about the safety of ultrasound therapy in the presence of metal implants were observed in the experimental and simulated, however, the heating pattern observed suggests that there are areas liable to be damaged with the use of TUS.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVOS	11
2.1 OBJETIVOS GERAIS.....	11
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	11
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	12
3.1 CONCEITOS GERAIS DE ULTRASSOM.....	12
3.1.1 Ondas Ultrassônicas.....	12
3.1.2 Velocidade de Propagação do Ultrassom.....	12
3.1.3 Impedância Acústica	12
3.1.4 Reflexão.....	13
3.1.5 Refração	13
3.1.6 Espalhamento, Absorção e Atenuação	13
3.1.7 Energia, Potência e Intensidade.....	14
3.1.8 Razão de Não Uniformidade do Feixe.....	16
3.1.9 Área de Radiação Eficaz.....	16
3.1.10 Potencial Lesivo aos Tecidos Biológicos e Segurança do UST	16
3.2 CONCEITOS GERAIS DE CALORIMETRIA	19
3.2.1 Calor	19
3.2.2 Calor Específico.....	19
3.2.3 Condutividade Térmica	19
3.2.4 Difusividade Térmica.....	20
4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
4.1 ULTRASSOM	21
4.1.1 Revisão Histórica sobre Ultrassom.....	21
4.2 ULTRASSOM TERAPÊUTICO	22
4.2.1 O Ultrassom Terapêutico	22
4.2.2 Efeitos Biofísicos da Propagação do UST sobre os Tecidos Biológicos	23
4.3 PHANTOMS ULTRASSÔNICOS	24
4.3.1 <i>Phantom</i> e suas Aplicações.....	24
4.3.2 Caracterização Acústica e Térmica dos <i>Phantoms</i> Ultrassônicos.....	25
4.4 IMPLANTES ORTOPÉDICOS DE MATERIAIS NÃO BIOLÓGICOS.....	29
4.4.1 Biomateriais: Revisão Histórica e Tendências para o Futuro	31
4.4.2 Implantes Utilizados em Ortopedia.....	33
4.4.2.1 Dispositivos de Fixação Interna	34
4.4.2.1.a Parafusos	34
4.4.2.1.b Porcas e Arruelas	35
4.4.2.1.c Placas	36
4.4.2.1.d Grampos e Fios.....	37
4.4.2.2 Dispositivos de Fixação Externa	38
4.4.2.3 Dispositivos Intramedulares	38

4.5 TERMOGRAFIA	39
5. METODOLOGIA.....	41
5.1 PROPRIEDADES TERMO-ACÚSTICAS NOS <i>PHANTOMS</i>	41
5.2 CONFECÇÃO DOS <i>PHANTOMS</i> ANATÔMICOS.....	44
5.3 ESTUDO DO AQUECIMENTO POR TERMOGRAFIA	46
5.4 ESTUDO DO AQUECIMENTO POR SIMULAÇÕES NUMÉRICAS	48
6. RESULTADOS	51
6.1 PROPRIEDADES TERMO-ACÚSTICAS NOS <i>PHANTOMS</i>	51
6.2 ESTUDO DO AQUECIMENTO POR TERMOGRAFIA	62
6.3 ESTUDO DO AQUECIMENTO POR SIMULAÇÕES NUMÉRICAS	71
7. DISCUSSÃO	78
8. CONCLUSÃO.....	83
9. REFERÊNCIAS	84

1.INTRODUÇÃO

O ultrassom (US) é caracterizado como uma forma de onda mecânica com frequências superiores a 20 kHz (inaudível por humanos) e capaz de produzir efeitos térmicos e mecânicos sobre os tecidos biológicos. Este vem progressivamente tornando-se uma importante ferramenta na medicina moderna. As primeiras iniciativas de uso clínico datam do final dos anos 1930 com o trabalho dos irmãos Dussik (HILL, 1973). Atualmente o ultrassom é empregado clinicamente e possui aplicabilidades diagnósticas e terapêuticas nos mais diversos ramos da saúde em diferentes países.

O ultrassom terapêutico (UST) é a modalidade da eletroterapia de uso mais frequente entre os profissionais de fisioterapia e medicina de reabilitação (ROBERTSON e BAKER, 2001). Este é comumente empregado no tratamento de fraturas de difícil consolidação, úlceras dérmicas e doenças dos tecidos moles. Entretanto, o grau de evidência científica acerca do tema é escasso, e há muita divergência na literatura quanto às indicações e contra-indicações no uso do ultrassom terapêutico; sobretudo, quando se trata de quantificar as consequências dos efeitos térmicos desta modalidade de terapia sobre os tecidos biológicos humanos na presença de implantes de materiais não orgânicos (BATAVIA, 2004).

Um bom exemplo que ilustra esta questão é o fato de que alguns dos textos de uso comum entre os graduandos e profissionais em fisioterapia apresentem conclusões divergentes sobre o tema. Bélanger (2010); Cameron (2009) e Prentice (2004) afirmam que o UST pode ser usado sobre próteses metálicas, porém, o seu uso não é seguro sobre áreas de próteses cimentadas ou acrílicas. De forma semelhante, Starkey (2001) afirma que não há contra-indicação no uso do UST sobre próteses metálicas, desde que o transdutor de UST seja mantido em movimento e a área a ser tratada apresente integridade sensorial. Em 2004, Lacerda e colaboradores realizaram uma revisão da literatura sobre a utilização do UST nas regiões de implantes metálicos e concluíram que a presença desses não limita o uso terapêutico do ultrassom.

Batavia (2004) em uma revisão sistemática da literatura acerca das contra-indicações para as modalidades mais comuns de termoterapia, sugere que não há consenso quanto ao uso do UST em áreas de implantes e recomenda o uso do mesmo com precaução sobre as áreas de implantes eletrônicos, próteses mamárias, pinos metálicos, áreas de artroplastia, próteses plásticas e cimentadas. Da mesma forma, Yong (2003) sugere precaução no uso do UST sobre implantes metálicos, pois pode ocorrer lesão aos tecidos adjacentes ao implante em consequência do superaquecimento do metal.

No entanto, Guirro (2004) contra-indica o uso do ultrassom terapêutico sobre implantes metálicos e endopróteses cimentadas.

Desta forma, dadas as divergências na literatura quanto a este assunto e a experiência do Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ no desenvolvimento de *phantoms* para calibração de equipamentos de ultrassom; este trabalho se propõe a desenvolver *phantoms* anatômicos com propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos humanos, visando avaliar o padrão de aquecimento do UST nos tecidos moles adjacentes à região de inserção de implantes de materiais não biológicos.

2.OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral desta pesquisa é desenvolver *phantoms* que caracterizem as formas anatômicas e as propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos humanos, a fim de avaliar o padrão de aquecimento do UST nos tecidos moles adjacentes à região de inserção de implantes de materiais não biológicos.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos são:

- Desenvolver *phantoms* anatômicos multicamadas (gordura, músculo e osso) do terço médio do braçohumano com e sem implantes de metal (aço inoxidável);
- Determinar o perfil de aquecimento nos *phantoms* confeccionados por meio de termografia infravermelha e simulação computacional quando submetidos à irradiação de UST, a fim de, avaliar o risco de lesão para os tecidos moles adjacentes à região de implantes metálicos.

3.FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1. CONCEITOS GERAIS DE ULTRASSOM

3.1.1 Ondas Ultrassônicas

A onda ultrassônica consiste de uma perturbação mecânica que se propaga por um determinado meio com uma velocidade que depende da compressibilidade e densidade do meio, e faz com que as moléculas deste vibrem em uma frequência superior a 20 kHz, limite superior ao espectro de frequência audível pelos seres humanos (FISH,1990).

3.1.2 Velocidade de propagação do Ultrassom

A velocidade de propagação do ultrassom (c) em um determinado meio é dependente da massa, do espaçamento e da força de atração entre as partículas deste meio. Estas por sua vez podem ser moduladas por outros fatores, como por exemplo, a temperatura. A velocidade de propagação permanece constante no meio e é igual ao produto da frequência pelo comprimento de onda. A velocidade de propagação das ondas sonoras em um meio pode ser descrita pela Equação 1(FISH,1990).

$$c = f \cdot \lambda = \left(\frac{K}{\rho} \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (1)$$

onde f é a frequência, λ é o comprimento de onda; K é módulo elástico (rigidez); ρ é a densidade. A velocidade de propagação do US é geralmente expressa por $m \cdot s^{-1}$ ou $km \cdot h^{-1}$.

3.1.3 Impedância Acústica

A impedância acústica (Z) é expressa pela relação entre a velocidade das partículas de um determinado meio e a variação de pressão. Esta também pode ser determinada pela relação entre a densidade e compressibilidade dos tecidos. Assim sendo a impedância acústica pode ser expressa conforme a Equação 2 (FISH,1990).

$$Z = \frac{P_0}{U_0} = \rho \cdot c, \quad (2)$$

onde P_0 é a pressão e U_0 é a velocidade da partícula, ρ é a densidade; e c é a velocidade de propagação do ultrassom no meio. A unidade de impedância acústica pelo sistema internacional é o Rayls ou $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$.

3.1.4 Reflexão

Quando a onda ultrassônica incide sobre uma interface entre dois meios, parte do ultrassom é transmitida através desta e parte é refletida. A intensidade entre as ondas transmitidas e refletidas pode ser expressa pelas Equações 3 e 4 (DAVIS & CHEEKE, 2002).

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{\left[(Z_L \cos^2 2\theta + Z_T \sin^2 2\theta)_1 - (Z_L \cos^2 2\theta + Z_T \sin^2 2\theta)_2 \right]}{\left[(Z_L \cos^2 2\theta + Z_T \sin^2 2\theta)_1 + (Z_L \cos^2 2\theta + Z_T \sin^2 2\theta)_2 \right]}, \quad (3)$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{2Z_L \cos 2\theta}{\left[(Z_L \cos^2 2\theta + Z_T \sin^2 2\theta)_1 + (Z_L \cos^2 2\theta + Z_T \sin^2 2\theta)_2 \right]}, \quad (4)$$

Se a interface é perpendicular à direção de propagação, a intensidade entre as ondas transmitidas e refletidas pode ser expressa pelas Equações 5 e 6 (FISH, 1990).

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}, \quad (5)$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4 \cdot Z_2 \cdot Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}, \quad (6)$$

onde R é o coeficiente de reflexão, T é o coeficiente de transmissão ($T=1-R$), I_r , I_i e I_t são as intensidades, respectivamente, da onda refletida, incidente e transmitida, Z_L e Z_T são as impedâncias acústicas respectivamente longitudinal e transversal nos meios 1 e 2, θ é o ângulo de transmissão transversal, e Z_1 e Z_2 são as impedâncias acústicas longitudinais respectivamente nos meios 1 e 2.

3.1.5 Refração

A refração é a propriedade que a onda sonora tem de sofrer desvios quando incide sobre uma interface com um ângulo diferente de zero (Figura 1).

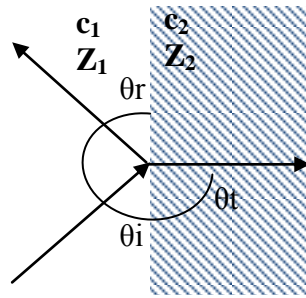


Figura 1: Representação da refração da onda acústica ao atingir a interface entre dois meios diferentes.

A refração é expressa pela relação entre os ângulos de transmissão e incidência na interface (θ_t e θ_i) e as velocidades de propagação da onda ultrassônica nos dois meios (c_2 e c_1), de acordo com a Lei de Snell conforme Equação 7 (FISH,1990).

$$\frac{\text{sen}\theta_t}{\text{sen}\theta_i} = \frac{c_2}{c_1}, \quad (7)$$

3.1.6 Espalhamento, Absorção e Atenuação

Quando o ultrassom incide sobre um meio que possui partículas de dimensões da ordem do comprimento de onda, podendo ser espalhado em todas as direções, perdendo intensidade. A energia mecânica das ondas de ultrassom pode, também, sofrer absorção sendo convertida em calor. O espalhamento ultrassônico e a absorção são proporcionais à frequência.

A atenuação é a redução da intensidade do ultrassom durante a sua passagem por determinado meio. Esta é atribuída aos fenômenos de espalhamento e absorção e pode ser expressa pela Equação 8 (FISH,1990).

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\alpha x}, \quad (8)$$

onde I_x é a intensidade na profundidade x do meio em questão; I_0 é a intensidade original que penetra o tecido, x é a espessura deste e α é o coeficiente de atenuação. A atenuação é dependente da frequência, sendo os componentes de alta frequência mais fortemente atenuados que os componentes de baixa frequência.

3.1.7 Energia, Potência e Intensidade

A energia elétrica que é fornecida ao transdutor e convertida em energia mecânica é medida em Joules. Por sua vez, a energia mecânica é absorvida pelos tecidos sendo, então, convertida em calor.

A taxa de produção ou consumo de energia é denominada potência e é medida em Joules por segundos ou Watts. A potência emitida por um transdutor ultrassônico pode ser medida usando-se calorímetros, balanças de radiação e hidrofones.

A intensidade é dada pela razão entre a potência emitida por um transdutor ultrassônico e a área perpendicular a propagação do feixe ultrassônico. A intensidade pode ser expressa conforme a Equação 9 (FISH, 1990).

$$I = 1/2 \cdot P_0 \cdot U_0 = 1/2 \cdot P_0 \cdot Z^{-1}, \quad (9)$$

onde P_0 é a pressão; U_0 é a velocidade da partícula, e Z é a impedância acústica do meio.

Analisando um gráfico da intensidade ao longo do eixo de um feixe ultrassônico, pode-se perceber uma grande variação da intensidade próxima à superfície do transdutor (campo próximo, ou zona de Fresnel, ou zona não divergente) e uma redução gradual da intensidade na região distante desse (campo distante, ou zona divergente ou zona de Fraunhofer). Estes conceitos estão representados na Figura 2.

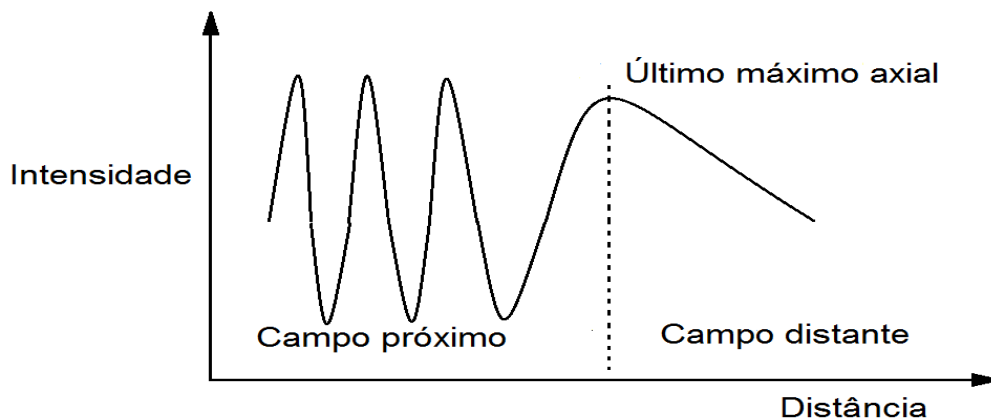


Figura 2: Representação dos campos próximo e distante do feixe ultrassônico.

A intensidade também não é uniforme ao longo do feixe ultrassônico, é geralmente mais intensa no centro do feixe, e menos intensa nas extremidades. Pode também variar ao longo do tempo no caso do ultrassom ser pulsado. Desta forma, a intensidade pode ser expressa em termos de seus valores ao longo do tempo e do espaço: intensidade espacial e temporal de pico (I_{SPTP}), intensidade espacial-temporal média (I_{SATM}) e intensidade espacial média e temporal de pico (I_{SPTM}).

3.1.8 Razão de Não Uniformidade do Feixe Ultrassônico

Como já discutido anteriormente, a distribuição espacial do feixe de ultrassom não é uniforme, a variabilidade da intensidade dentro do feixe é denominada razão de não-uniformidade do feixe (RNF). A RNF é definida como a razão entre os picos de intensidade máxima e a intensidade média do feixe, e permite quantificar as irregularidades espaciais do feixe ultrassônico, e por questões de segurança biológica, a norma IEC 61689 preconiza uma $RNF \leq 8$ (IEC, 2007).

3.1.9 Área de Radiação Eficaz (ERA)

A área de radiação acústica eficaz consiste em todos os pontos da superfície de radiação que possuem intensidades iguais ou maiores que 5% da intensidade máxima. A ERA é expressa em centímetros quadrados (FDA, 2011).

A Figura 3 ilustra o mapeamento de um transdutor de UST a partir do qual se depreende os conceitos de RNF e ERA.

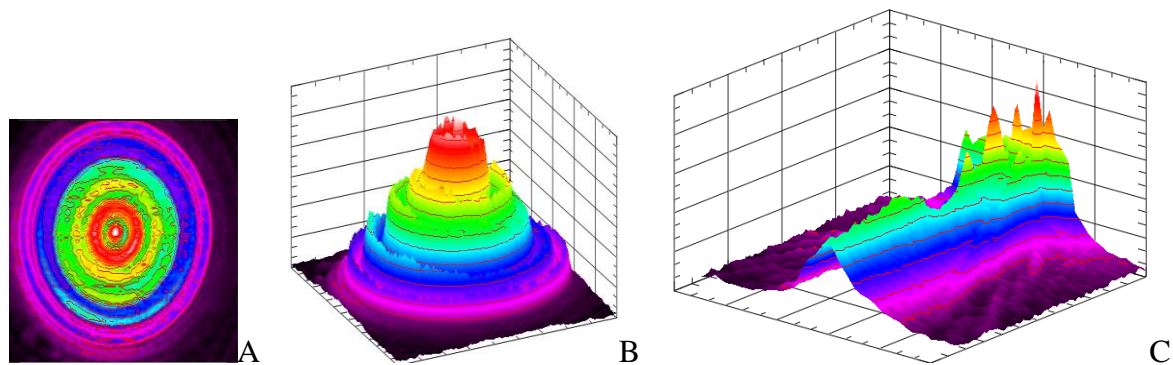


Figura 3: A) Representação 2D do Mapeamento da Face de um Transdutor de UST de 1 MHz no Plano Paralelo a Face do Transdutor em Vista Superior ; Representação 3D do Mapeamento da Face de um Transdutor de UST de 1 MHz em B) Plano Paralelo a Face do Transdutor em Vista Lateral e C) Plano Perpendicular a Face do Transdutor.

3.1.10 Potencial Lesivo aos Tecidos Biológicos e Segurança do UST

Quando uma onda ultrassônica se propaga por um determinado tecido biológico, este sofre modificações devidas aos efeitos térmicos e não térmicos do US.

Os tecidos biológicos podem ser lesados, especialmente quando irradiados por US de alta intensidade. Os mecanismos biofísicos de lesão mais comuns por US são a hipertermia, as microcorrentes acústicas, a cavitação e as ondas estacionárias (FISH, 1990; BAKER *et al*, 2001).

A taxa de aumento da temperatura em um volume de tecido irradiado com ultrassom é inicialmente linear. No entanto, esse aumento de temperatura não se mantém linear, pois à medida que a esta se eleva, o tecido começa a perder calor por condução para os tecidos adjacentes, por convecção pelo fluxo sanguíneo circulante e, se estiver próximo a superfície da pele, por irradiação, assim o tecido atinge uma temperatura de equilíbrio. Outros fatores irão influenciar a temperatura de equilíbrio para um determinado tecido como, por exemplo, as dimensões deste, já que a capacidade de armazenar calor é proporcional ao volume e a capacidade de resfriamento, proporcional a área de superfície do tecido; a forma de irradiação uma vez que no modo pulsado ocorre resfriamento do tecido no período de tempo que transdutor permanece desligado; aumentos rápidos na temperatura local ocasionados por perdas rápidas de energia com a profundidade. Temperaturas aproximadamente maiores que 45°C são capazes de iniciar alterações histológicas, estas podem ser reversíveis ou não dependendo de tipo de tecido para tecido, e pode-se citar o bloqueio da condução nervosa no tecido nervoso e a dor causada pelo aquecimento da interface tecido mole e periósteo na irradiação por UST com altas intensidades(FISH,1990;BAKER *et al*, 2001; (SPEED, 2001).

Nos fluídos o US gera a formação de microcorrentes na direção de propagação do feixe ultrassônico. Estas correntes quando resultantes de forças translacionais ou rotacionais podem ser potencialmente lesivas para os tecidos (FISH, 1990; BAKER *et al*, 2001).

A cavitação é o processo de formação de bolhas no interior de um tecido, quando expostos a um campo ultrassônico. Essa pode ser dividida em duas modalidades: cavitação estável e transitória. A cavitação estável é responsável pela formação de correntes acústicas, e acredita-se que estas sejam o principal mecanismo de lesão associado à mesma. A cavitação transitória está associada à formação de ondas de choque e ruptura dos tecidos, geração de altas temperaturas com danos térmicos aos tecidos, formação de radicais livres e lesão química aos tecidos (FISH,1990; BAKER *et al*, 2001).

O fenômeno de ondas estacionárias se deve à interferência construtiva entre a onda incidente e a refletida em consequência da distância entre a superfície refletora e a face do transdutor ser um múltiplo inteiro do comprimento de onda. O efeito lesivo sobre tecidos está na formação de forças compressivas no campo das ondas estacionárias (FISH,1990).

Convém observar que muitos dos mecanismos físicos de lesão tecidual ainda não foram totalmente esclarecidos, e não podem ser atribuídos a um único mecanismo de forma isolada, podendo resultar de aspectos experimentais de difícil controle, como por exemplo o grande número de variáveis experimentais a serem consideradas tais como temperatura e pressão ambiente; tipo de molécula ou tecido usados no experimento (bem como volume destes); número de amostras para determinar a relevância do estudo e a aplicabilidade dos resultados experimentais aos seres humanos (FISH,1990).

O US é utilizado clinicamente como ferramenta diagnóstica e como forma de terapia para inúmeras doenças, nas mais diversas especialidades da saúde.

Em termos de ultrassom usado em fisioterapia, a Comissão Eletrotécnica Internacional(IEC) define os valores máximos de intensidade em $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ como seguro, a fim de evitar lesão aos tecidos biológicos (IEC, 2007).

3.2. CONCEITOS GERAIS DE CALORIMETRIA

3.2.1 Calor

A termodinâmica define calor ou quantidade de calor (Q) como a energia em trânsito em virtude de uma diferença de temperatura. A energia térmica é transferida por meios não mecânicos sendo relacionada à variação da energia interna do sistema, ou seja pela 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 10 (ZEMANSKY e DITTMAN, 1985).

$$Q = U_f - U_i - W, \quad (10)$$

O calor é uma medida de energia sendo expresso em Joules (J) ou em uma unidade específica a caloria (cal).

3.2.2 Calor Específico

Calor específico (C_p) é a quantidade de calor necessária para aumentar de um grau uma unidade de massa de determinado material; ou seja, essa 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 $\text{J kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$; essa também pode ser dada em $\text{cal} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{C}^{-1}$ (HALLIDAY e RESNICK, 1991).

3.2.3 Condutividade Térmica

A condutividade térmica (k) é definida como a taxa em que o calor trocado através de uma área unitária de material, quando sujeito a uma gradiente de temperatura unitário. A condutividade térmica para condições de estado fixas e transferência de calor dependente apenas da variação de temperatura pode ser calculada conforme a Equação 11 (ZEMANSKY e DITTMAN, 1985; HALLIDAY e RESNICK, 1991).

$$k = \frac{Q \cdot L}{S \cdot \Delta T}, \quad (11)$$

onde a quantidade de calor (Q), é transmitida através de material de espessura (L), numa direção normal à superfície de área (S), devido a uma variação de temperatura (ΔT). A condutividade térmica é expressa em $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$.

3.2.4 Difusividade Térmica

A difusividade térmica (χ) é uma medida da rapidez com a qual o calor se propaga através de um material. Esta é de grande interesse em aplicações onde materiais são expostos a altas temperaturas por um intervalo de tempo tão curto que o equilíbrio térmico sequer é atingido. A difusividade térmica pode ser calculada conforme a Equação 12 (ZEMANSKY e DITTMAN, 1985; HALLIDAY e RESNICK, 1991; BUNN, 2009).

$$\chi = \frac{k}{\rho \cdot C_p}, \quad (12)$$

onde k é a condutividade térmica, ρ é a densidade e C_p é o calor específico do material. A difusividade térmica é geralmente expressa em $\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$.

4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1 ULTRASSOM

4.1.1 Revisão Histórica sobre Ultrassom

Os primeiros experimentos documentados que sugerem a existência das ondas ultrassônicas foram realizados em morcegos pelo padre e fisiologista italiano Lazzaro Spallanzani (1729-1799). As hipóteses apontadas por Spallanzani foram ratificadas em 1790 por Griffin e Galambos, por meio do uso de sensores de US (EISENBERG, 1992; KANE *et al.*, 2004).

O uso do ultrassom evoluiu lentamente, sendo a primeira patente de um instrumento localizador de ecos para navegação registrada em 1912 e a construção do primeiro sonar em 1914. A partir destes marcos, o emprego US com finalidades bélicas e industriais progrediu de forma intensa, servindo como base para o uso clínico do US na atualidade (HILL, 1973).

O uso de ultrassom como ferramenta de diagnóstica data de 1942, quando Karl Dussik, um neurologista da Universidade de Viena, se utilizou deste a fim de localizar tumores cerebrais (KANE *et al.*, 2004). John J. Wild foi quem estabeleceu as bases do uso diagnóstico do US com a publicação de texto sobre o modo A (modo amplitude); com o desenvolvimento de um equipamento manual no modo B (modo brilho) e com as descrições de transdutores endoscópicos (SHAMPO e KYLE, 1997). Ainda no contexto do US usado no diagnóstico por imagens, em 1960, Donald e colaboradores foram os primeiros a desenvolverem um equipamento de varredura bidimensional e, posteriormente, um com varredura automática, estes empregados em ginecologia e obstetrícia. O primeiro relato do uso do US diagnóstico sobre tecidos músculo-esqueléticos data de 1958. Estes experimentos foram realizados por Dussik e buscavam avaliar a atenuação acústica articular e periarticular de tecidos como pele, tecido adiposo, músculo, tendão, cápsula articular, cartilagem articular e osso (KANE *et al.*, 2004).

Não há um consenso na literatura quanto a data precisa do início do US com finalidades terapêuticas. Estima-se que o início do uso terapêutico do US tenha se dado em 1930, o que coincide com a publicação de estudos relatando os efeitos fisiológicos do US sobre os tecidos biológicos (HILL, 1973).

4.2 ULTRASSOM TERAPÊUTICO

4.2.1 O Ultrassom Terapêutico

O uso clínico do US tem aplicabilidades como modalidade de terapia por diatermia (aumento da temperatura dos tecidos biológicos de forma a gerar alterações fisiológicas que minimizem uma condição patológica nos tecidos) e hipertermia (elevação excessiva da temperatura a fim induzir fatores de necrose tecidual, usado por exemplo, na ablação de tecidos tumorais).

O uso terapêutico do ultrassom refere-se à utilização da energia mecânica produzida pelo equipamento gerador de US, visando o tratamento de inúmeras doenças, em especial nas condições patológicas de caráter reumatológico e traumato-ortopédico, tais como consolidação de tecido ósseo e cicatrização de feridas.

O UST usado atualmente no campo da medicina física e reabilitação pode ser classificado em ultrassom convencional, ultrassom pulsado de baixa intensidade (LIPUS) e o ultrassom para limpeza e debridamento de feridas comercialmente denominado *MIST therapy system*® (BÉLANGER, 2010). Um resumo das principais características de cada uma destas modalidades de UST pode ser observado na Tabela 1.

Tabela 1: Modalidades de Ultrassom Terapêutico

MODALIDADE DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO			
Parâmetros	Convencional	LIPUS	MIST
Frequência	1-3 MHz	1-1,5 MHz	40 kHz
Intensidade	0,1-3 W·cm ²	0,03 mW·cm ²	0,1-0,8 W·cm ²
Método de aplicação	Contato/Sem contato	Contato/Sem contato	Sem contato
Técnica de aplicação	Dinâmico	Estacionário	Dinâmico
Agente de acoplamento	Gel/Água	Gel	Água salinizada
Efeitos	Mecânicos/Térmicos	Mecânico	Mecânico
Tratamento	Patologias dos tecidos moles	Consolidação de fraturas ósseas	Feridas abertas

O UST convencional, assim denominado por BÉLANGER, 2010, para diferenciar das modalidades LIPUS e MIST, e por ser esta a primeira modalidade terapêutica com US é caracterizado por ofertar energia acústica aos tecidos de forma direta (acoplamento direto entre o transdutor e a área a ser tratada empregando apenas um gel a base de água) ou indiretamente (a área a ser tratada é alocada em recipiente com água, sendo a água o meio de acoplamento), sempre movimentando-se o transdutor de US a fim de evitar os efeitos lesivos do US na área tratada. Este é utilizado como forma de terapia para uma grande variedade de doenças, em especial as dos tecidos moles almejando os efeitos fisiológicos de natureza mecânica e térmica do US sobre os tecidos (BÉLANGER, 2010).

As modalidades LIPUS e MIST, apesar de serem relativamente recentes (tiveram sua utilização difundida nos anos 1980 e 2000 respectivamente), vêm conquistando cada vez mais espaço na literatura científica, sendo grande o número de estudos que ratificam o uso destas modalidades, no entanto as modalidades LIPUS e MIST não serão enfatizadas neste trabalho, uma vez que utilizam baixas intensidades, o que conseqüentemente a literatura sugere ênfase para os efeitos não térmicos do US e, desta forma, fogem ao escopo deste estudo.

4.2.2 Efeitos Biofísicos da Propagação do UST sobre os Tecidos Biológicos

O uso terapêutico do ultrassom tem como objetivo principal a diatermia. O UST, comparativamente as demais modalidades de diatermia, se sobressai entre os recursos terapêuticos uma vez que proporciona a produção de calor em estruturas localizadas a uma maior profundidade.

A capacidade do UST de elevar a temperatura dos tecidos é atribuída a seus efeitos térmicos (FISH,1990), que devido à natureza do US também produz efeitos não térmicos ou mecânicos, discutidos anteriormente, e que também tem impacto sobre os tecidos biológicos.

Os efeitos térmicos do ultrassom podem repercutir em modulação da dor, aumento do fluxo sanguíneo, redução de espasmos musculares, aumentos da extensibilidade das fibras colágenas e da resposta inflamatória e redução da rigidez articular. Para que os efeitos térmicos do UST possam ser alcançados e conseqüentemente, os efeitos fisiológicos nos tecidos biológicos possam ser observados é necessário que se mantenha a temperatura na faixa de 40-45°C por 5 minutos; temperaturas superiores a 45°C não são desejáveis uma vez que podem provocar desnaturação proteica com conseqüente lesão aos tecidos (SPEED, 2001).

De acordo com a literatura não há como isolar os efeitos térmicos dos efeitos não térmicos do UST (BAKER *et al.*, 2001), todavia a literatura sugere que as baixas intensidades enfatizam os efeitos não térmicos enquanto as altas intensidades enfatizam os efeitos térmicos (BÉLANGER, 2010; PRENTICE, 2004). No entanto, os efeitos não térmicos apesar de descritos no capítulo anterior, não serão enfatizados uma vez que fogem ao escopo deste trabalho.

4.3 PHANTOMS ULTRASSÔNICOS

4.3.1 *Phantom*se suas Aplicações

Phantoms são corpos de prova que mimetizam as propriedades de um tecido biológico. Especificamente, os *phantoms* ultrassônicos são corpos de prova empregados no estudo e caracterização dos efeitos da propagação das ondas de US sobre os tecidos. Estes têm sido empregados na caracterização e calibração de equipamentos de US diagnóstico desde os anos de 1960. Atualmente os *Phantoms* são comumente utilizados com os objetivos de ensinar as técnicas de imagem (ultrassom diagnóstico); na calibração de equipamentos de imagem ou Doppler; e, no caso do UST, para estimar a distribuição dos campos acústicos e térmicos (BASTO, 2007; CULJAT, 2010; MAGGI, 2011).

A vantagem dos *phantoms* utilizados em imagem é de obter um modelo ideal e padronizado com propriedades acústicas bem definidas para o estudo de estruturas biológicas complexas. Quando confeccionados de modo a mimetizar tecidos heterogêneos, e caracterizar órgãos ou sistemas orgânicos, são denominados *phantoms* antropomórficos ou anatômicos (CULJAT *et al.*, 2010). Os *phantoms* antropomórficos despertam um interesse particular por caracterizar as irregularidades nas interfaces das multicamadas, e suas repercussões nos parâmetros acústicos dos tecidos, como por exemplo, alterar o ângulo de reflexão das ondas de US.

A literatura lista uma grande variedade de corpos mimetizadores de tecido e sistemas biológicos, estes são confeccionados a partir de diferentes técnicas de preparação e usando os mais diversos materiais tais como água e géis a base de água, polímeros orgânicos e gelatinas (MADSEN, 2006; CULJAT *et al.*, 2010), agar (BASTO, 2007; CULJAT *et al.*, 2010), resina epóxi (COSTA, 2009), poliacrilamida (BUNN, 2009) entre outros.

Alguns exemplos de *phantoms* empregados no estudo da propagação das ondas ultrassônicas sobre os tecidos biológico estão ilustrados na Figura 4.

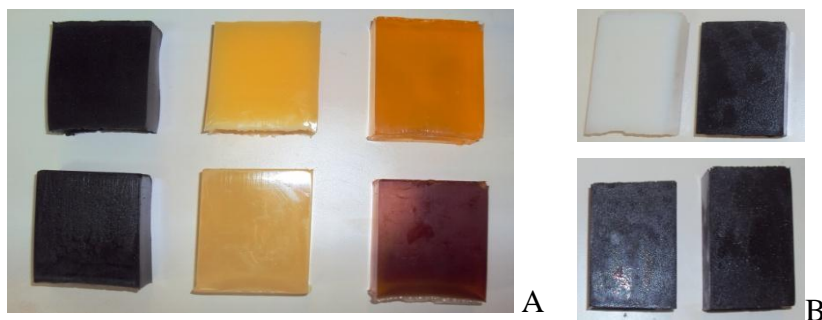


Figura 4: Phantoms com Adição de Diferentes Concentrações de Pó Grafite em A)PVCPE B)Agar.

Existem vários modelos de *phantoms* comerciais, no entanto, estes apresentam alto custo e aplicações bem restritas (calibração de equipamentos de US e ensino de técnicas de imagem), sendo difícil sua adaptação para outras finalidades, como por exemplo, avaliar a distribuição do campo térmico, um dos objetivos do presente estudo. Neste caso, se fez necessário confeccionar um corpo de prova que atendesse as demandas específicas deste estudo.

4.3.2 Caracterização dos Parâmetros Acústicos e Térmicos dos *Phantoms* Ultrassônicos

Os *phantoms* utilizados para avaliar imagens médicas devem apresentar os parâmetros acústicos (velocidade de propagação, coeficiente de atenuação e a impedância acústica) médios similares aos dos tecidos biológicos mimetizados.

Os *phantoms* empregados no estudo de campos térmicos devem, também, simular as propriedades térmicas (calor específico e condutividade térmica) médias do tecido (MAGGI, 2011). De acordo com Bacon *et al.* (1980) e Browne *et al.* (2003) para que um *phantom* ultrassônico mimetize de forma satisfatória uma estrutura biológica composta por múltiplas camadas individuais de tecido estes devem apresentar as propriedades acústica e térmicas compatíveis com cada tecido biológico a ser mimetizado. Os valores das propriedades acústica e térmicas e da densidade nos tecidos biológicos estão especificados nas Tabelas 2 e 3 (Bacon *et al.*, 1980; Fish, 1990; ICRU, 1998; Mast, 1999; Lin, 2000,; Browne *et al.*, 2003)

Tabela 2: Propriedades Acústicas para Diferentes Tecidos Biológicos.

PROPRIEDADES ACÚSTICAS DOS TECIDOS BIOLÓGICOS			
Tecido	Velocidade do Ultrassom (c) (m·s ⁻¹)	Coefficiente de Atenuação (α) (dB·cm ⁻¹ a 1 MHz)	Impedância (Z) (kg·m ⁻² ·s ⁻¹)
Gordura	1465	0,29 - 0,50	1,37·10 ⁶
Músculo	1580	0,74 - 1,50	1,65 – 1,74·10 ⁶
Osso	3500	4,60 – 12,50	3,75 – 7,38·10 ⁶

Tabela 3: Densidade e Propriedades Térmicas para Diferentes Tecidos Biológicos.

DENSIDADE E PROPRIEDADES TÉRMICAS DOS TECIDOS BIOLÓGICOS			
Tecido	Densidade (ρ) (kg·m ⁻³)	Calor Específico (Cp) (J· kg ⁻¹ ·°C ⁻¹)	Condutividade Térmica (k) (W·m ⁻¹ · °K ⁻¹)
Gordura	950	2670	0,19
Músculo	1040	3640	0,55
Osso	1380 – 1800	1250	2,30

Os parâmetros listados nas Tabelas 2 e 3 foram tomados como referência para a confecção de um *phantom* que atendesse as demandas específicas do presente estudo.

Várias técnicas para calcular a velocidade longitudinal e o coeficiente de atenuação de diferentes materiais são utilizadas, dentre as técnicas mais empregadas na medição da velocidade e da atenuação estão o pulso-eco e a transmissão-recepção. Na primeira, o corpo de prova é posicionado entre um transdutor ultrassônico e um refletor ideal; na segunda, o corpo de prova é posicionado entre dois transdutores ultrassônicos alinhados. Em ambas as técnicas o experimento é conduzido em um tanque com água.

De igual modo muitos são os métodos empregados para caracterizar as propriedades térmicas de determinado material, dentre eles podemos citar os métodos de DSC, Flash e da sonda linear.

A calorimetria de varredura diferencial (DSC) é um método comparativo que controla a potência térmica fornecida à amostra e usa um material padrão inerte como referência. O DSC pode ser empregado para determinar o calor específico de uma amostra de material. O equipamento de DSC é composto por uma célula local que possui compartimentos para amostra a ser analisada e para o material de referência. Estes são conectados a um controlador de temperatura. A amostra a ser investigada e um material de referência são aquecidos ao mesmo tempo e submetidos a uma temperatura controlada. A técnica do DSC segue a compensação de potência, mantendo-se a diferença de temperatura constante entre a amostra e a referência. Qualquer evento físico-químico que ocorra na amostra que envolva a troca de calor com o meio deverá ser compensado para que a diferença de temperatura permaneça constante. Ao fim do procedimento o DSC fornece uma curva que representa a diferença entre a quantidade de energia entregue para a amostra e a referência expressa em termos de fluxo de calor (mW), registrada em função da temperatura (°C) ou do tempo (minutos). O DSC possui ainda uma placa de aquisição que pode ser conectada a um computador, para posterior processamento e análise dos sinais gerados (BUNN, 2009).

O método Flash consiste em impor a uma amostra plana do material um pulso de energia radiante uniforme de alta intensidade, que pode ser proveniente de um laser ou uma lâmpada de xenônio. A duração deste pulso é curta quando comparada com o tempo de difusão de calor na amostra. O pulso é absorvido pela superfície da amostra e a temperatura na face posterior da amostra é medida, sendo a temperatura ambiente controlada por um pequeno forno. Pode-se então, realizar a medição da difusividade térmica da amostra a partir do registro da evolução transiente da temperatura da face oposta à perturbação térmica da amostra. A condutividade térmica por sua vez, é obtida conforme Equação 11, por uma relação que envolve a temperatura máxima indicada no sensor de temperatura. Logo, o método Flash pode ser empregado para medição da difusividade térmica, capacidade térmica e condutividade térmica de materiais sólidos, homogêneos e isotrópicos.

O método Flash é uma técnica direta na determinação da difusividade térmica, mas é também um método indireto na determinação da condutividade térmica, já que a primeira pode ser medida mais facilmente e com maior precisão do que a segunda. Para realização do experimento através do método Flash é necessário um equipamento com os seguintes componentes: uma fonte de energia, um suporte de amostra, um detector de temperatura, um sistema de aquisição de dados e um forno. Antes de as amostras serem colocadas no suporte de amostras as faces das mesmas devem ser cobertas por uma fina camada de grafite para aumentar sua emissividade e garantir que o pulso de calor seja absorvido, bem como a detecção da temperatura na face oposta possa ser medida com segurança utilizando-se um detector de infravermelho. O sensor deve ser mantido resfriado, em geral utiliza-se nitrogênio líquido.

Determinar a condutividade térmica de alguns materiais a partir da difusividade térmica medida experimentalmente com o método Flash, oferece algumas vantagens: a equação para o cálculo da difusividade térmica é independente do fluxo de calor e do gradiente de temperatura; as perdas de calor podem ser tratadas analiticamente e determinadas durante o experimento; a aquisição de dados é bastante rápida e o uso de pequenas amostras permite a preparação de amostras homogêneas (VILAR FRANÇA, 2011).

A condutividade térmica pode ser determinada diretamente pelo método da sonda linear, desenvolvido por BLACKWELL em 1954. A sonda consiste em uma agulha de aço de 70 mm de comprimento e 1,2 mm de diâmetro; uma junção de termopares do tipo K localizados à cerca de 15 mm da ponta da sonda; e uma resistência capaz de aquecer e medir a temperatura do meio avaliado. Na base da sonda há um sensor para a medição da temperatura real da sonda e do meio. A sonda permite avaliação de materiais em temperaturas na faixa de -55 a 180°C e pode ser utilizada para a identificação da condutividade térmica de materiais pastosos, gelatinosos e fluidos viscosos, com condutividade térmica entre 0,1 e 6,0 $\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ (BUNN, 2009).

4.4 IMPLANTES ORTOPÉDICOS DE MATERIAIS NÃO BIOLÓGICOS

Doenças relacionadas aos tecidos ósseos e articulares devido a processos traumáticos ou degenerativos e inflamatórios afetam milhões de pessoas em todo o mundo, e em consequência destas, muitas vezes, uma intervenção cirúrgica se faz necessária (NAVARO *et al.*, 2008).

Dependendo da condição patológica em questão e do grau de comprometimento dos tecidos envolvidos, faz-se necessária a fixação permanente ou temporária de uma estrutura biológica ou, em casos de dano irreversível, a substituição parcial ou completa desta por uma estrutura similar não biológica. Os procedimentos cirúrgicos ortopédicos mais comuns são a redução de um traço de fratura óssea através do uso de fixadores internos ou externos reversíveis, as fixações articulares irreversíveis (artrodeses) e as substituições articulares parciais ou totais (artroplastias). Para este fim, são utilizados vários tipos de implantes (fios, grampos, parafusos, placas, hastes e endopróteses) compostos dos mais diversos tipos de materiais.

Uma vez que o corpo humano é um meio altamente corrosivo (sobretudo devido as gradientes iônicas geradas nos processos metabólicos do organismo humano), é de grande relevância o desenvolvimento e aperfeiçoamento de biomateriais concebidos a fim de serem implantados no corpo humano e adaptáveis a esse ambiente hostil. Estes devem ser projetados de forma a exercer funções biomecânicas e fisiológicas bem específicas, substituindo ou reparando diferentes tecidos (osso, cartilagem, ligamentos e tendões) e até mesmo guiando a reparação óssea quando necessário (NAVARO *et al.*, 2008).

A evolução na pesquisa de biomateriais e sua disponibilidade clínica foi algo notável durante os últimos 60 anos. Neste contexto, três gerações diferentes de biomateriais podem ser claramente caracterizadas: os materiais bioinertes ou de primeira geração, materiais bioativos e biodegradáveis ou de segunda geração, e materiais concebidos de forma a estimular respostas específicas em nível celular e molecular ou de terceira geração (HENCHEPOLAK,2002). Um importante ponto a ser observado é que o desenvolvimento de nova geração de materiais não prescinde dos materiais da geração anterior, um bom exemplo disto é que os materiais de primeira geração ainda são utilizados com sucesso e de forma ampla em grande variedade de aplicações.

A primeira geração de biomateriais consiste de materiais facilmente disponíveis para o uso industrial. A única exigência para que estes pudessem ter aplicações biomédicas era de que fossem dotados de uma combinação adequada de propriedades físicas, de forma a simular o tecido substituído com uma toxicidade mínima ao hospedeiro (HENCH, 1980); por este motivo esta primeira geração foi classificada como inerte, pois os materiais foram selecionados de modo a apresentar corrosão mínima nos meios biológicos e, conseqüentemente, redução na liberação de partículas iônicas após realização do implante.

O desenvolvimento de materiais bioativos e biodegradáveis, entre 1980 e 2000, foi o que determinou o surgimento da segunda geração de biomateriais. Para que um material possa ser definido como bioativo, este deve possuir a capacidade de interagir com um meio biológico, melhorando a resposta biológica, bem como a aderência entre um determinado tecido e uma superfície; de igual modo, a definição de um material como bioabsorvível depende da capacidade deste em sofrer degradação progressiva, enquanto um novo tecido se regenera.

Segundo Hutmacher *et al.* (2000), Temenoff e Mikos (2000) e Agrawal e Ray (2001) os biomateriais de terceira geração são uma nova categoria de materiais capazes de combinar as propriedades de bioatividade e biodegradabilidade, isto é, quando bioabsorvidos tornam-se bioativos, e vice-versa, a fim de sinalizar e estimular uma ação celular e ou molecular específica. Os primeiros resultados positivos no desenvolvido arcabouços de tecido (estruturas tridimensional porosa e temporária que estimulam a invasão, aderência e proliferação celular, de modo a desencadear respostas celulares específicas nos tecidos que estão sendo regenerados) pela engenharia biomédica foram alcançados de forma simultânea aodesenvolvimento de materiais de terceira geração (NAVARO *et al.*, 2008).

4.4.1 Biomateriais: Revisão Histórica e Tendências para o Futuro

Os primeiros materiais metálicos utilizados com sucesso em aplicações ortopédicas no século XX foram as ligas de cobalto-cromo e o aço inoxidável. As ligas de titânio-titânio (Ti-Ti) foram introduzidas nos anos 1940, e as primeiras ligas de Níquel e Titânio (Ni-Ti) datam aproximadamente da década de 1960.

O material mais utilizado na confecção de implantes é o aço inoxidável austenítico. Para ser considerado austenítico deve conter certa quantidade de elementos de estabilização austenítica, tais como Ni ou Mn a temperatura ambiente. O aço inoxidável de maior uso em aplicações clínicas é o AISI 316L. O aço inoxidável é amplamente utilizado em traumatologia devido ao seu baixo custo, relativa disponibilidade e facilidade de processamento. Este é empregado na confecção de implantes temporários, tais como placas, parafusos, grampos entre outros.

De igual modo, o emprego das ligas de Cobalto e Cromo (Co-Cr) tem sido realizado com sucesso. Estas, em combinação com o polietileno (PE), são usadas na fabricação de próteses de disco (PUNT *et al.*, 2008).

O Ti e as ligas de Ti, originalmente usados em aeronáutica, se tornaram materiais de grande interesse no campo da engenharia biomédica. Estes materiais são capazes de se integrarem totalmente ao osso, o que melhora o desempenho dos dispositivos implantados à longo prazo, reduzindo os riscos de afrouxamento do implante e conseqüentemente, os índices de fracasso do procedimento cirúrgico. O Ti puro de uso comercial, e as ligas Ti grau quatro (ASTM F67) e Ti6Al4V (ASTM F136) são as ligas de uso mais comum em ortopedia.

Apesar de nenhum dos materiais metálicos usados em ortopedia ser considerado bioativo isoladamente, estes podem ser assim classificados, quando associados a uma substância bioativa por revestimento da superfície do implante metálico com uma cerâmica bioativa, ou por modificação química da superfície do material, de modo a estimular a deposição óssea in vivo, induzindo interação entre proteínas e promovendo a adesão celular.

Os biomateriais poliméricos da primeira geração são borracha de silicone, polietileno (PE), resinas acrílicas, poliuretanos, polipropileno (PP) e polimetil-metacrilato (PMMA). Os cimentos ósseos acrílicos desempenham e continuam a desempenhar um papel fundamental na fixação de próteses nas artroplastias cimentadas.

Outros materiais poliméricos da primeira geração são os elastômeros de silicone de uso cirúrgico, os quais foram utilizados na substituição de pequenas articulações por Swanson (1968); as fibras de carbono (usadas como reforço aos materiais poliméricos); os materiais de matriz polimérica reforçados com partículas ou fibras de cerâmica, empregados com o objetivo de fornecer características inertes a um material; o poliéster e o politetrafluoroetileno, comercialmente denominado Goretex, utilizados sem sucesso como próteses de ligamento cruzado (HOWARD, 1995).

Entre os materiais de primeira geração, as cerâmicas mais comumente utilizadas são a alumina, a zircônia e várias cerâmicas porosas, tais como a Al_2O_3 e a hidroxiapatita. Esses materiais inorgânicos não metálicos têm uma gama limitada de formulações, e sua microestrutura é altamente dependente do processo de fabricação.

As biocerâmicas de alumina pura de alta densidade ($\alpha-Al_2O_3$) foram os materiais pioneiros que tiveram aplicações na substituição das tradicionais próteses femorais metálicas; mais tarde, as cerâmicas foram também empregadas na fabricação de componentes acetabulares, apresentando alta resistência ao desgaste e a corrosão e boa biocompatibilidade (NAVARO *et al.*, 2008).

A zircônia é o material de maior dureza utilizado para aplicações médicas, esta é empregada na fabricação de próteses de quadril. As demais cerâmicas porosas e as espumas de alumina e zircônia têm aplicabilidade como mimetizadores de osso trabecular, estes materiais devido a sua porosidade são mais suscetíveis a colapso devido a forças compressivas com o passar do tempo (PEROGLIO *et al.*, 2007).

Os materiais cerâmicos da segunda geração são empregados como substitutos ósseos, desde os anos 1970 ou no preenchimento de defeitos ósseos (NAVARRO *et al.*, 2008). Os materiais cerâmicos dividem-se em: cerâmicas (a hidroxiapatita, o β -fosfato de tricálcio, e suas combinações e derivados) e cimentos (o fosfato de cálcio amorfo, o α -fosfato de tricálcio, o β -fosfato de tricálcio, ofosfato de tetracálcio, a hidroxiapatita e outros). Estes podem ser classificados como vidros bioativos (BGs), vidro-cerâmicas e os fosfatos de cálcio (CaPs). Estes materiais podem ser associados ao silício, mineral relevante no processo de osteossíntese (PATEL *et al.*, 2002).

Por outro lado há uma segunda geração de polímeros caracterizada pelo desenvolvimento de biomateriais reabsorvíveis que exibem decomposição química controlada associada à reabsorção das cadeias poliméricas. O conceito de material bioabsorvível foi introduzido em 1960, por Kulkarni *et al.* (1966, 1971). Exemplos destes são os polímeros biodegradáveis como: o ácido poliglicólico (PGA), o ácido polilático (PLA), a polidioxanona (PDS), a 3-policaprolactona (PCL), o polihidroxibutirato (PHB), a quitosana, o 2-polihidroxietil metacrilato (PHEMA), ácido hialurônico e os hidrogéis. Estes materiais têm sido usados em muitas aplicações ortopédicas na confecção de suturas, hastes, parafusos, pinos e placas (CICCONE *et al.*, 2001) a fim de substituir ou reparar um tecido ósseo ou outras estruturas.

A quitosana, o PHEMA, o PEG e o ácido hialurônico são os hidrogéis mais importantes entre os biomateriais de segunda geração. A estrutura dos hidrogéis e suas propriedades são atribuídas à adesão entre macromoléculas hidrofílica por meio de ligações covalentes e iônicas, formando uma rede tridimensional capaz de reter grandes quantidades de água em sua estrutura. Estes tipos de polímeros têm sido principalmente utilizados no reparo ou substituição de cartilagem, meniscos, ligamentos, tendões e disco intervertebral (AMBROSIO *et al.*, 1996).

O desenvolvimento e a evolução da bioengenharia de materiais de uso cirúrgico de terceira geração tem sido de extrema relevância (BARTHELAT, 2007). Neste sentido, vários ramos de pesquisa foram estabelecidos, tais como, o estudo de órgãos e tecidos in ou ex-vivos a fim de elucidar caminhos e componentes de sinalização da lesão tecidual; desenvolvimento de novos materiais e aperfeiçoamento dos atualmente em uso; terapias por células-tronco e indução de fatores de crescimento e de reparo tecidual (HARDOUIN *et al.*, 2000).

4.4.2 Implantes Utilizados em Ortopedia

O desenvolvimento de dispositivos de fixação é uma parte integrante da história do tratamento de fratura, pois até 1900 as fraturas sinalizavam muitas vezes risco de vida e a amputação era recomendada no tratamento de alguns tipos fraturas sendo alta a incidência de deformidades e perda de funcionalidade após a consolidação. O diagnóstico preciso e o tratamento cirúrgico de fraturas tornaram-se possíveis no início de 1900, com a descoberta dos raios X, disponibilidade de anestésicos, e a compreensão da assepsia cirúrgica.

As metas atuais de tratamento de fraturas são a redução e estabilização do seu foco, utilizando técnicas e dispositivos que resultem na recuperação completa com lesão adicional mínima ao osso e tecidos moles. A movimentação e reabilitação precoce do membro lesionado é necessária, a fim de evitar rigidez e atrofia por desuso dos ossos e tecidos moles; estes métodos visam diminuir o período de internação, bem como o risco de consolidação viciosa, pseudoartrose e infecção.

A redução fechada é usada quando o alinhamento funcional do osso pode ser restaurado sem exposição do foco de fratura; essa é obtida e mantida com um apoio externo, de calhas gessadas. Já nas fraturas abertas para restaurar a anatomia é necessário algum tipo de dispositivo de fixação interna para manter a redução.

Para que a consolidação de fraturas seja bem sucedida, em geral, é necessária aposição das superfícies de fratura e certo grau de estabilidade; com uma compressão adequada, o movimento é reduzido, minimizando o risco de consolidação viciosa ou não consolidação. Neste sentido, a arte da fixação interna é complexa, sendo que cada caso, deve ser considerado de forma única pelo cirurgião ortopédico.

Há três grandes categorias de dispositivos fixadores: os de fixação interna (parafusos, placas, grampos e arames), os de fixação externa (pinos e dispositivos de tração), e intramedulares (pinos, hastes, e garras ou pregos) (SLONE, 1991).

4.4.2.1 Dispositivos de fixação interna

4.4.2.1a Parafusos

Parafusos de tração são utilizados para converter torque em compressão, favorecendo a aposição máxima entre os fragmentos ósseos, ou anexar placas ao osso. O comprimento e a orientação da linha de fratura determinam o número de parafusos usados e como estes devem ser posicionados. Há dois tipos básicos de parafusos, o cortical e o esponjoso.

Segundo Weissman e Reilly (1989) e Weissman e Sledge, (1987) os parafusos corticais possuem rosca (menores e mais espaçadas a fim de facilitar a fixação ao osso cortical) em todo o seu comprimento e, geralmente, têm uma extremidade sem corte, sendo realizada a perfuração previa à sua inserção no osso. Para evitar quebra do osso cortical pela cabeça do parafuso, uma arruela ou uma placa é, por vezes, utilizada para distribuir a força sobre uma maior área de contato (SLONE, 1991).

Parafusos esponjosos possuem diâmetro e área de superfície de rosca maiores. Estes estão disponíveis em diferentes comprimentos de rosca, que vão desde rosca total até aqueles com apenas alguns milímetros de rosca na ponta. Os parafusos de rosca parcial têm uma haste lisa entre a cabeça do parafuso e o início da rosca, o que facilita seu uso como parafusos de tração. Eles têm uma ponta em forma de rosca e afiada, o que significa que o parafuso abre seu próprio caminho através do osso. Parafusos esponjosos de diferentes diâmetros estão ilustrados na Figura 5.

Existem também parafusos especiais que são utilizados na ancoragem do osso a outros tecidos. Eles são curtos, com rosca total em um padrão específico, possuem uma ponta perfurante, e uma cabeça tão reduzida que podem ser inseridos abaixo da superfície do osso. Estes são comumente utilizados na reconstrução do ligamento cruzado para ancoragem deste ao osso. Um tipo especial de parafuso são os parafusos canulados, estes são ocos e justapostos ao osso através de pinos-guia de pequeno diâmetro ou de fio de Kirschner, que são removidos após a sua fixação. Estes possuem uma ponta perfurante e podem ser tanto do tipo cortical como, esponjoso. Os parafusos canulados são empregados quando a alocação deste em posição precisa é essencial.



Figura 5: Parafusos de Uso Cirúrgico para Osso Cortical e Esponjoso de Rosca Total e Parcial.

4.4.2.1b Porcas e Arruelas

Porcas são aparafusadas na ponta de um pino ou de um parafuso cortical com rosca, fornecendo uma fixação extra, especialmente nos casos de osteopenia. Estas foram substituídas, em grande parte, por outras técnicas de fixação, como fixação por cimento de metilmetacrilato.

As arruelas são usadas sob as cabeças dos parafusos. Arruelas planas são empregadas a fim de aumentar a área de superfície sobre a qual a força é distribuída, prevenindo quebra do osso cortical. As arruelas serrilhadas são usadas na aposição de avulsão ligamentar e na compressão de fraturas cominutivas.

4.4.2.1c Placas

As placas de uso nas cirurgias ortopédicas estão disponíveis em vários tamanhos e formas, e podem ser usadas em diferentes aplicações. Estas são identificadas quanto a sua forma e função (compressão, neutralização e suporte das cargas aplicadas ao osso). As placas de compressão são usadas em combinação com parafusos na estabilização e compressão do foco de fratura. Placas de neutralização têm a função de proteger as superfícies de fratura das forças de tração e rotação; estas são usadas em combinação com parafusos de compressão a fim de ancorar a placa ao osso neutralizando as cargas no local da fratura. As placas de suporte fornecem estabilidade para as fraturas nas quais é necessária a elevação dos fragmentos, a fim de que a superfície articular possa ser restaurada.

Há, em geral, quatro tipos de placas, as placas retas com orifícios redondos, as placas de compressão dinâmica (levemente côncavas e com orifícios ovais e pontas inclinadas), as placas tubulares (possuem uma superfície côncava interna e são menos espessas e flexíveis de modo a se ajustar aos contornos do osso) e as placas de reconstrução (projetadas para permitir a flexão, torção e ajuste, de modo a acomodar os ossos com as formas mais inusitadas). A Figura 6 ilustra exemplos de placas de compressão dinâmica.



Figura 6: Placa Metálica de Uso em Cirurgias Ortopédicas.

Existem, também, placas especiais que possuem formas diferenciadas, o que as torna específicas para redução de fraturas cominutivas, metafisárias, intra-articular e peri-articulares. Estas placas são usadas em combinação com parafusos esponjosos e corticais. As placas especiais mais comuns são as placas em formato L e T; estas são frequentemente empregadas na fixação de fraturas de platô tibial; esta última é também empregada nas fraturas distais do rádio, proximal de úmero e distal de tíbia.

Outras placas de formato especial incluem as placas em forma de trevo (placa de reforço usada na tíbia medial, esta pode ser ajustada removendo-se suas folhas com uso do fórceps); as placas em forma de colher (usada principalmente na tíbia distal); as placas em forma de Y (usadas para acomodar anatomia singular das fraturas do calcâneo); as placas em forma de cobra (usadas nas artrodeses de quadril) e as placas de lâmina condilar (possuem uma projeção aguda em forma de U de modo a penetrar o osso esponjoso, é usada principalmente para fraturas proximal ou distal do fêmur) (SLONE, 1991).

4.4.2.1d Grampos e Fios

Grampos de fixação também são referidos como grampos ósseos, grampos epifisários, ou grampos de fratura. Estes estão disponíveis em superfícies lisas ou farpadas (esta impede o apoio do grampo fora do osso). Os grampos de Coventry são comumente utilizados nas osteotomias de tíbia proximal. Há também os grampos de Stone ou grampo em forma de mesa, pois possuem quatro pinos, são empregados no reparo de avulsão ligamentares (SLONE, 1991).

Os fios de Kirschner são segmentos sem rosca, que fornecem a estabilização definitiva ou temporária a um foco de fratura. Estes podem ser usados sozinhos ou combinados a placas ou hastes intramedulares. Podem também servir como guia para a alocação de cânulas e parafusos, e na fixação de pequenos fragmentos e fraturas pediátricas, como as fraturas supracondilianas do cotovelo. Na técnica de banda de tensão, os fios de Kirschner são posicionados em paralelo, a fim de proporcionar estabilidade e reduzir a atuação de forças entre os fragmentos. São usados para fornecer compressão dinâmica no tratamento de fraturas por avulsão, como as do olécrano e da patela, e também na fusão de pequenas articulações.

Os fios de cerclagem são trançados juntos a fim de manter unidos os fragmentos da fratura. Estes podem ser removidos ou não, ao final do procedimento cirúrgico. No passado, faixas de metal ou plástico eram usadas para este fim, mas por alterarem o fornecimento sanguíneo para o osso e periósteo, estas têm sido gradualmente substituídas por outras técnicas de fixação (SLONE, 1991).

4.4.2.2 Dispositivos de fixação externa

Fixação externa é a técnica na qual os fragmentos ósseos são restaurados a sua configuração anatômica por fios ou pinos percutâneos ligados a uma estrutura externa, os dispositivos mais comuns usados para este fim são os pinos e os dispositivos de tração.

De acordo com Weissman e Reilly (1989) e Behrens (1989) a tração é uma força direcional aplicada às extremidades por meio de fios transfixantes ou pinos conectados aos tecidos moles, perpendiculares a metáfise óssea. Pierce (1986) afirma que esta é empregada na imobilização e redução de fraturas, corrigindo deformidades, e elevando extremidades visando o tratamento de lesões de tecidos moles (SLONE, 1991).

Os pinos de Steinman possuem grande calibre e são usados na fixação de fraturas ou como os pinos de tração. Alguns tipos de pinos possuem rosca e podem ser usados como parafusos; outros são lisos e são usados na fixação intramedular, tais como o pino de Rush. Há também os pinos unilaterais que atravessam os tecidos moles e penetram diretamente no osso, estes possuem uma extremidade que envolve o córtex e uma haste lisa que se conecta a uma estrutura de fixação externa; estes são também denominados pinos de Schanz. Existem muitos outros tipos de pinos que incluem os pinos de transfixação, os pinos de Knowles, Hagie, Guffon e Deyerle. A Figura 7 ilustra um fixador externo de uso comum em cirurgias ortopédicas.



Figura 7: Pino de Schanz.

4.4.2.3 Dispositivos intramedulares

Há muitos dispositivos projetados para fixação intramedular e as mais diferentes técnicas podem ser empregadas a fim de neutralizar as forças de cisalhamento e flexão. Estes podem ser sólidos ou ocos; circular, retangular ou em trevo; e flexíveis ou rígidos. Podem ser fresados ou não, combinados ou não com parafusos; o que confere diferentes graus de estabilidade na fixação da fratura.

Os pinos intramedulares são menores, sólidos, circulares em sua seção transversal, estes são geralmente introduzidos em um canal, sem fresagem. De acordo com Weisman (1986), o pino intramedular de Rush é usado no tratamento de fraturas dos ossos longos tubulares e pequenos, uma das extremidades é chanfrada para a alocação em canais não fresados; a outra extremidade está ancorada, o que impede a migração e facilita a sua remoção (SLONE, 1991).

A Haste intramedular é um dispositivo sólido ou oco com uma ponta cega maior que as dos pregos, estes são normalmente alocados em canais fresados. Segundo Vander (1983), a haste intramedular de Sampson é um dispositivo de paredes espessas, rígidas e ligeiramente curvadas. Estes possuem uma superfície canelada para impedir a rotação, e são usados principalmente em artrodeses reconstrutivas. A haste intramedular de Zickel é um dispositivo sólido e rígido utilizado no tratamento de fraturas subtrocantérica do fêmur. Esta possui orifícios de forma a acomodar os pinos no colo do fêmur (SLONE, 1991).

O termo garra ou prego pode ser usado para dispositivos intramedulares que foram acondicionados em canais fresados ou não fresados; os primeiros são, em certo sentido, encravados na posição. Winquist (1986) define os pregos de Küntscher como estruturas ocas em forma de trevo na sua seção transversal; possuem uma ponta arredondada e seção aberta, o que permite ajustes. Os pregos de Ender são dispositivos sólidos, ovais, e flexíveis; estes foram originalmente desenvolvidos para o tratamento de fraturas femorais, incluindo as intertrocantéricas e do pescoço do fêmur (SLONE, 1991).

4.5 TERMOGRAFIA

O estudo de imagens térmicas de radiação infravermelha(IR), também, denominada termografia é um campo em rápida evolução na ciência, devido aos enormes progressos alcançados em eletrônica e ciência da computação no aperfeiçoamento de microssistemas sensores de IR.

A termografia possui muitas aplicações que vão desde a pesquisa em ciência básica, bem como aplicações industriais; tais como ensaios não destrutivos, monitoramento de condições e de manutenção preditiva, redução dos custos energéticos, monitoramento de edificações, detecção de espécies gasosas e outras.

Na confecção de uma imagem infravermelha existem vários fatores que devem ser considerados por possuírem influencia direta sobre as imagens, uma vez que, o sensor de infravermelho registra não a temperatura, mas sim a quantidade de energia infravermelha emitida pelo objeto alvo da imagem, a temperatura do objeto é calculada indiretamente por possuir forte correlação com quantidade de energia IR emitida pelo objeto.

Na termografia IR os principais parâmetros a serem considerados são a emissividade térmica do objeto, a distância entre a câmera e objeto alvo da imagem, as dimensões do objeto, a umidade relativa do ar e a temperatura ambiente. Estes fatores devem ser observados a fim de que a imagem térmica confeccionada seja compatível com a temperatura real do objeto, considerando basicamente, o quanto de IR o objeto emite e o quanto da radiação emitida pelo objeto é dissipada pela massa de ar que o circunda (VOLLMER e MÖLLMANN, 2010).

5. METODOLOGIA

5.1 PROPRIEDADES TERMO-ACÚSTICAS NOS *PHANTOMS*

Dados os objetivos específicos deste estudo (verificar o perfil de aquecimento por UST na presença de implantes de metal) se fez necessária a caracterização das propriedades acústicas e térmicas dos principais materiais componentes dos implantes ortopédicos e dos corpos de prova confeccionados que constituem cada uma das camadas do *phantom* anatômico do braço.

A caracterização das propriedades acústicas (velocidade de propagação e atenuação) dos corpos de prova foi realizada em um tanque de vidro contendo água destilada e deionizada. A temperatura da água foi monitorada com um termômetro digital (MTH 1362W, Minipa, Brasil). Um trilho confeccionado em alumínio e nylon foi usado para fixação dos transdutores e dos corpos de prova a serem testados. Este foi especificamente construído para assegurar que tanto transdutores quanto os corpos de prova estivessem alinhados. A técnica empregada foi a de transmissão-recepção, onde foram utilizados pares de transdutores acústicos nas frequências 1 MHz (V303, Olympus-Panametrics, EUA); 2,25 MHz (V306, Olympus-Panametrics, EUA) e 5 MHz (V326, Panametrics, EUA). Um dispositivo gerador de sinais (AFG3021B, Tektronix, EUA) foi usado para excitação dos transdutores com 5 ciclos de ondas senoidais de 10 V pico-a-pico na frequência central do transdutor. Um osciloscópio (DSO5012A, Agilent Technologies, EUA) foi empregado para visualização do sinal de US. Um computador do tipo PC e rotinas desenvolvidas nos softwares LABVIEW® (National Instruments®, EUA) e MATLAB® (MathWorks®, EUA) foram empregados respectivamente na captação e processamento do sinal de US, obtendo assim a velocidade longitudinal e atenuação nos corpos de prova.

Neste estudo, o método usado para calcular o tempo de voo e, conseqüentemente, obter a velocidade de propagação em um meio é a correlação cruzada. Neste método é realizado o módulo da correlação cruzada dos sinais de referência e do corpo de prova. O valor máximo deste módulo fornece a diferença temporal entre esses sinais. (LUBBERS & GRAAFF, 1998; MAGGI *et al*, 2012). O valor de diferença temporal é então utilizado no cálculo da velocidade longitudinal de propagação do US, conforme a Equação 13.

$$v_{amostra} = \frac{x \cdot v_{referência}}{x - t \cdot v_{referência}}, \quad (13)$$

onde x é a espessura da amostra, t a diferença de tempo entre os sinais e $v_{\text{referência}}$ é a velocidade de propagação do ultrassom na água.

O coeficiente de atenuação (α) em $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ foi obtido conforme a Equação 14.

$$\alpha = \frac{\left[20 \log \left(\frac{A_{\text{referência}}}{A_{\text{amostra}}} \right) \right]}{x}, \quad (14)$$

onde x corresponde à espessura da amostra, A_{amostra} é o espectro de frequências do pulso incidente após a atenuação e $A_{\text{referência}}$ é o espectro de frequências do pulso incidente sem atenuação. Os espectros de frequência da referência e das amostras foram obtidos por FFT (*Fast Fourier Transform*) e os valores RMS (*Root Mean Square*) obtidos dos sinais de amostra e referência (MAGGI, 2011).

Neste estudo a atenuação média e a velocidade longitudinal média para os corpos de prova foram obtidas de um total de 10 repetições para cada 5 amostras (*phantoms* de tecidos moles) e 10 repetições para cada 4 amostras (*phantom* de osso) de cada um dos materiais que compõem as camadas do *phantom* anatômico.

Um esquema da montagem experimental empregada na caracterização das propriedades acústicas dos corpos de prova que compõe o *phantom* do terço médio do braço pode ser observado na Figura 10.

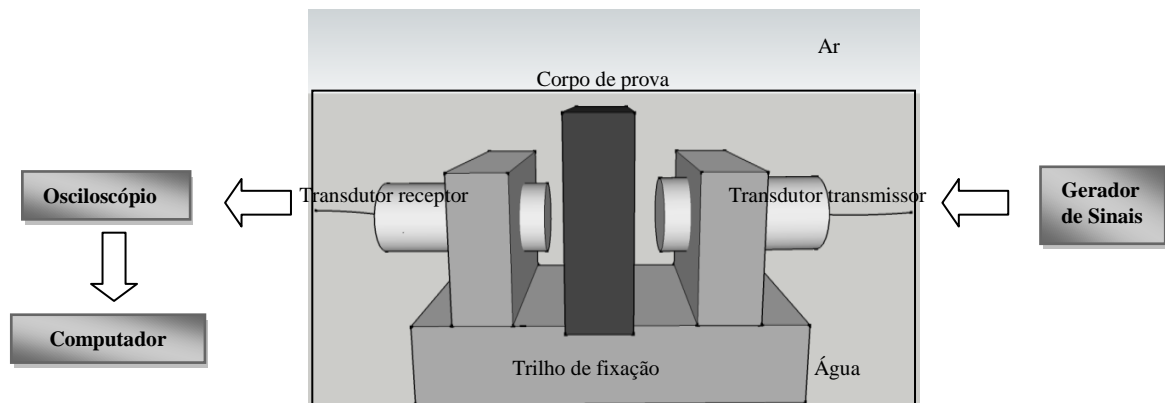


Figura 10: Esquema Experimental Empregado na Caracterização das Propriedades Acústica dos Corpos de Prova que Compõe o *Phantom* do Terço Médio do Braço.

As propriedades acústicas (velocidade longitudinal e atenuação), a densidade e as propriedades térmicas (calor específico, condutividade e emissividade) do aço inoxidável foram extraídas da literatura e estão resumidas na Tabela 4.

Tabela 4: Densidade, Propriedades Acústicas e Térmicas do Aço inoxidável (Selfridge, 1985; Kaye&Laby, 2005 e Incropera *et al.*, 2007).

DENSIDADE E PROPRIEDADES ACÚSTICAS E TÉRMICAS DO AÇO INOXIDÁVEL						
Material	Densidade(ρ) ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	Velocidade de propagação (c) ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	Coefficiente de atenuação (α) ($\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ a 1 MHz)	Calor específico (Cp) ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$)	Condutividade Térmica (k) ($\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^{\circ}\text{K}^{-1}$)	Emissividade Térmica (ϵ) ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$)
Aço Inoxidável	8238	5790	0,0028	466	13,4	0,22

O cálculo da densidade dos corpos de prova foi realizado no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB/PEB/COPPE/UFRJ), usando o Princípio de Arquimedes (SELFRIDGE, 1985); para tal foram empregados um picnômetro para sólidos de 25 ml (Hubbard, Roni Alzi, Brasil) posicionado sobre uma balança resolução de 0,0001g (AY 220, SHIMADZU, Japão), calibrada regularmente conforme as especificações do manual do equipamento. Imagens dos equipamentos empregados no cálculo das densidades dos materiais que compõe o *phantom* do terço médio do braço podem ser observadas na Figura 11.

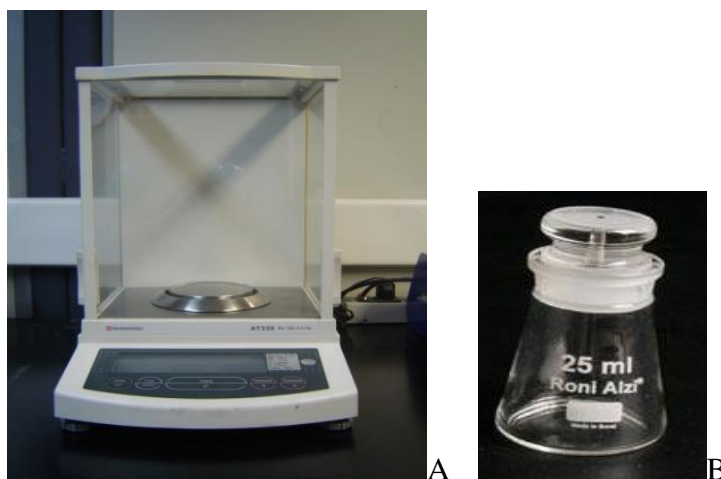


Figura 11: A) Balança e B) Picnômetro.

Neste estudo, foram utilizados um equipamento de calorimetria de varredura diferencial - DSC (Phoenix 204 F1, NETZSCH, Alemanha) para cálculo do calor específico de todas as amostras; uma sonda linear (TP08, HuksefluxThermalSensors, Holanda) para calcular a condutividade térmica nos *phantoms* de tecidos moles; e um equipamento utilizando método Flash (Nano Flash LFA 447, NETZSCH, Alemanha) para calcular a difusividade térmica e indiretamente a condutividade térmica nos *phantoms* de osso (BUNN, 2009; VILAR FRANÇA, 2011).

A medição das propriedades térmicas (calor específico, difusividade e condutividade térmica) dos corpos de prova foram realizadas no Laboratório de Transmissão de Tecnologias de Calor (LTTC/Engenharia Mecânica /UFRJ).

Imagens dos equipamentos empregados no cálculo das propriedades térmicas dos materiais que compõem o *phantom* do terço médio do braço podem ser observadas na Figura 12.

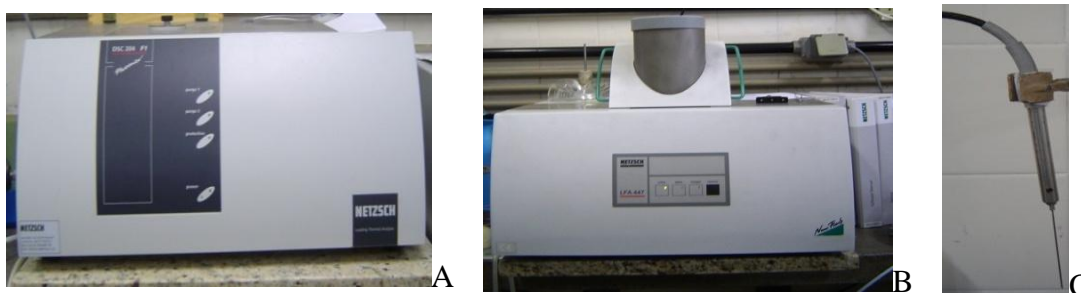


Figura 12: A) DSC; B) NanoFlash e C) Sonda linear.

5.2 CONFECÇÃO DOS *PHANTOMS* ANATÔMICOS

Neste estudo foram confeccionados *phantoms* anatômicos do braço humano, mais especificamente do terço médio do braço direito. Este segmento corporal foi escolhido devido a sua menor complexidade quando comparado a outros segmentos, com uma conformação em camadas bem definidas (espessura de tecido adiposo e muscular bem delimitadas, e uma única estrutura óssea relativamente centralizada ao longo do membro superior).

Os valores médios de comprimento e diâmetro do terço médio do braço humano registrados na literatura são respectivamente 100 mm e 103,1 mm (ESTON *et al*,1994; MIYATANI *et al*,2004; PEQUINI, 2005; QU, 1992). De igual modo, os valores médios de espessura para cada uma das camadas que compõe o terço médio do braço estão resumidos na Tabela 5.

Tabela 5: Espessura média dos tecidos para terço médio de braço humano direito (Eston *et al*, 1994; Miyatani *et al*, 2004; Pequini, 2005; Qu, 1992).

ESPESSURA MÉDIA DOS TECIDOS PARA TERÇO MÉDIO DE BRAÇO HUMANO DIREITO		
	Tecido Biológico	Espessura em mm
gordura	tecido adiposo bíceps direito	4,2 (1,4)
	tecido adiposo tríceps direito	5,6 (1,9)
músculo	flexores do cotovelo direito	32 (0,4)
	extensores do cotovelo direito	37 (0,7)
osso	diâmetro terço médio úmero direito	24,3 (1,5)
	osso cortical medial úmero direito	5,7 (0,6)
	osso cortical lateral úmero direito	5,0 (0,7)

As camadas de tecido adiposo e músculo foram confeccionadas em Agar com base nos modelos propostos por Basto (2007) e posteriormente adaptados por Mendes (2011) e Basto (2012).

Os *phantoms* de tecidos moles foram confeccionados utilizando agar em pó, grafite em pó (malha 140), glicerina líquida, poliacetato de vinila (cola branca) e água destilada e deionizada obtida em purificador de água (PureLab Option Q 7/15, ELGA, Alemanha). Os ingredientes da mistura foram pesados em uma balança (ARA520 *Adventure*TM, OHAUS, USA) com resolução de 0,01g e uma bomba à vácuo (N1016, Ind. E.C. Primer Ltda, Brasil) foi utilizada para retirar as bolhas de ar. Um agitador magnético com aquecimento (NT 103, Nova Técnica, Brasil); um termômetro analógico, *beckers* e hastes de vidro (Roni Alzi, Brasil) foram empregados na cocção da mistura. Moldes quadrados e redondos em metal (Al) e lâminas de vidro foram usados respectivamente para dar forma aos corpos de prova para obtenção das propriedades acústicas e térmicas dos mimetizadores de tecidos moles.

A estrutura que mimetiza o tecido ósseo foi composta por um *phantom* comercial de osso cortical em forma cilíndrica (3403-10 Sawbones®, Pacific Research Laboratories Inc., EUA).

A confecção do *phantom* anatômico do terço médio do braço propriamente dito foi realizada em formas cilíndricas em Alumínio e PVC, centralizadas em uma haste metálica também em Alumínio (Figura 13A e 13B).

No *phantom* de terço médio do braço os mimetizadores de tecidos moles (gordura, músculo e medula) a base de Agar e o *phantom* ósseo comercial foram modelados como camadas cilíndricas concêntricas com diâmetros de respectivamente 100 mm; 90 mm; 13 mm e 24,3 mm (Figura 13); dentro das dimensões propostas na literatura e resumidas na Tabela 5. O *phantom* de terço médio do braço era composto de duas metades idênticas de 50 mm de comprimento, cuja soma totaliza os 100 mm de comprimento do terço médio do braço humano proposto por Pequini (2005). Uma representação esquemática do *phantom* anatômico do terço médio do braço confeccionado está ilustrada na Figura 13C, na qual o anel externo e o cilindro central (ambos em cinza claro) representam respectivamente as camadas de tecido adiposo e medular; o anel subsequente à camada de tecido adiposo (em cinza escuro), representa a camada de tecido muscular; e o anel subsequente a este (em salmão) representa a camada de osso.

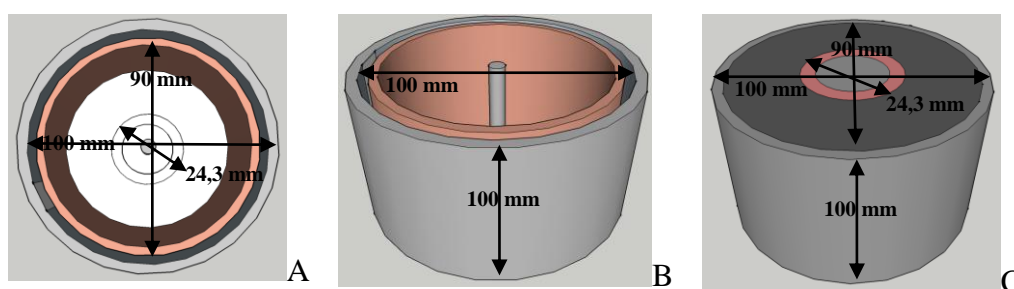


Figura 13: A) Esquema em Vista Superior da Forma usada na confecção do *Phantom* anatômico do terço médio do braço com e sem implantes; B) Esquema em Vista Lateral da Forma usada na confecção do *Phantom* anatômico do terço médio do braço com e sem implantes; C) Esquema do *Phantom* anatômico do terço médio do braço.

À camada do *phantom* correspondente ao mimetizador de tecido ósseo foram fixados semicircunferências ou tarugos redondos em aço inoxidável AISI 316, que simulam respectivamente implantes em forma de placa e haste intramedular, com a finalidade de estudar os efeitos térmicos da irradiação com UST sobre os tecidos adjacentes a região de implantes não biológicos (Figura 14B-D). As espessuras dos implantes de metal em forma de semicircunferências foram 1,5 e 3 mm; e para o implante em forma de tarugo redondo foi espessura de 13 mm, diâmetro do canal medular proposto por QU (1992).

Os corpos de prova (usados na caracterização das propriedades termo-acústicas) e os *phantoms* do terço médio do braço com e sem implantes foram acondicionados em recipientes com uma solução de água destilada e glicerol em um refrigerador (KDV47, BOSCH, Brasil) para conservação.

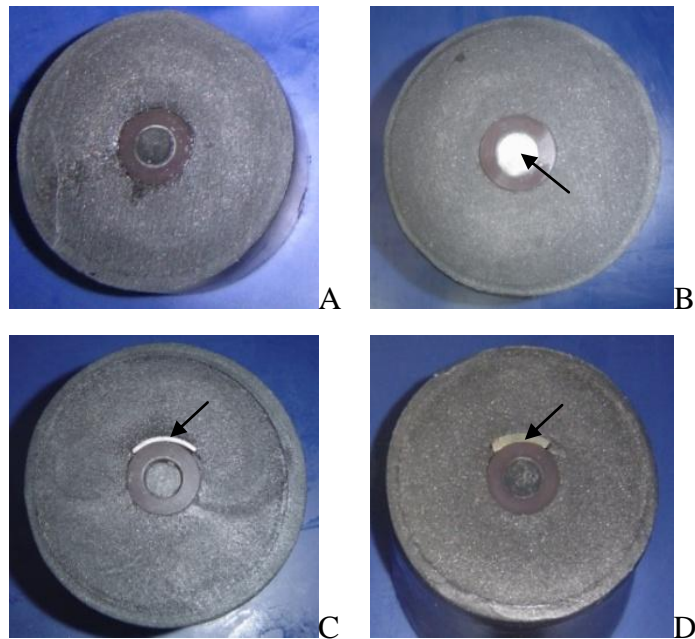


Figura 14: A) *Phantom* anatômico do terço médio do braço sem implantes; B) *Phantom* anatômico do terço médio do braço com aço inoxidável AISI 316 mimetizando implantes ortopédicos em forma de haste intramedular; C) *Phantom* anatômico do terço médio do braço com aço inoxidável AISI 316 mimetizando implantes ortopédicos em forma de placa com 1,5mm de espessura e D) *Phantom* anatômico do terço médio do braço com aço inoxidável AISI 316 mimetizando implantes ortopédicos em forma de placa com 3,0mm de espessura. As setas nas imagens indicam os implantes metálicos.

5.3 ESTUDOS DO AQUECIMENTO POR TERMOGRAFIA

Quanto à avaliação da distribuição da energia térmica ao longo de uma área irradiada pelo feixe de UST, a literatura relata uma grande diversidade de métodos para tal como o uso de materiais termocromáticos (BUNN, 2009; COSTA, 2009), termopares (FURTADO, 2005; OMENA, 2010), modelos matemáticos de aquecimento (BASTO, 2007 e BASTO, 2012) e termografia ultrassônica (TEIXEIRA, 2008; SÁ, 2009).

No presente trabalho foram realizados estudos experimentais e simulados para traçar o perfil de aquecimento por UST nos *phantoms*, a fim de determinar se o *phantom* caracteriza satisfatoriamente a propagação de calor nos tecidos irradiados com UST.

No estudo experimental, o aquecimento do *phantom* foi obtido por irradiação com UST realizada por um equipamento de ultrassom terapêutico (TUS0203 AVATAR III, KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos, Brasil).

O *phantom* de terço médio do braço foi irradiado utilizando a frequência de 1 MHz, com transdutor estático e modo contínuo, nas intensidades nominais de 0,5; 1; 1,5; 2 W/cm², por períodos de irradiação de 75 segundos, 150 segundos e 300 segundos. Cada experimento foi repetido 5 vezes e gel clínico a base d'água foi empregado para acoplamento entre *phantom* do braço e o transdutor de UST. Após cada repetição do experimento, o *phantom* era imerso em banho para resfriamento e evitar desidratação por um período de tempo equivalente ao dobro do tempo de irradiação, respectivamente 150, 300 e 600 segundos.

A potência do aparelho de UST utilizado foi calibrada periodicamente, utilizando uma balança de força de radiação (UPM-DT-1AV, Ohmic, USA). A ERA e o campo acústico foram devidamente mapeados como preconiza a literatura em um tanque acústico do LUS/PEB/COPPE/UFRJ, a Figura 3 ilustra o mapeamento do transdutor empregado no estudo experimental.

A distribuição da energia térmica foi avaliada empregando o método da termografia, utilizando uma câmera infravermelha (InfraCam TM, Flir Systems, EUA) com matriz de plano focal (FPA) de 120 x 120 pixels, precisão de $\pm 2,0^{\circ}\text{C}$ e sensibilidade térmica de $0,20^{\circ}\text{C}$ para avaliação e captura das imagens térmicas dos *phantoms*.

A faixa de temperatura selecionada para este experimento foi de 25 a 45°C, correspondendo a uma faixa de cores que vai do azul (limite inferior) ao branco (\geq ao limite superior de temperatura). Assim, uma área que aquece levemente apresenta cor azulada, enquanto que uma área que apresenta aquecimento potencialmente lesivo aos tecidos aparece na cor branca ($\geq 45^{\circ}\text{C}$).

A câmera foi posicionada em um tripé de modo a garantir o alinhamento e a perpendicularidade entre a lente da câmera e *phantom*. A temperatura ambiente média registrada durante os experimentos foi de $21^{\circ}\text{C} \pm 1,8$; a umidade relativa do ar registrada foi de $30\% \pm 1,0$; e a distância média entre a câmera e a superfície do *phantom* foi de $28,5\text{ cm} \pm 0,5$. Após a irradiação do UST, o *phantom* composto de duas metades idênticas (corte transversal ao segmento do terço médio do braço) foi aberto para confecção da imagem com a câmera infravermelha na superfície entre as duas metades do *phantom*. Foram obtidas cinco imagens para cada uma das intensidades nominais empregadas (0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm²) para os períodos de irradiação considerados. As imagens capturadas foram transferidas para um microcomputador para visualização e análise. O software que acompanha a câmera infravermelha (FlirQuickport 1.2, Flir Systems, EUA) foi empregado na determinação do perfil de aquecimento do *phantom* do terço médio do braço.

A Figura 15 ilustra o aspecto final da montagem experimental empregado na avaliação do perfil de aquecimento dos *phantom* com e sem implantes metálicos.



Figura 15: A) Detalhes dos equipamentos empregados na avaliação da distribuição da energia térmica no *Phantom* anatômico do terço médio do braço com e sem implantes metálicos após a irradiação por UST e B) Aspecto final da montagem experimental na avaliação da distribuição da energia térmica no *Phantom* anatômico do terço médio do braço com e sem implantes metálicos empregando termografia. Os equipamentos são numerados sequencialmente como 1) Suporte para o transdutor de UST; 2) Transdutor de UST; 3) Gel clínico a base d'água; 4) Nível; 5) Trena; 6) *Phantom* (duas metades); 7) Base de apoio; 8) Equipamento de UST; 9) Termômetro Digital; 10) Câmera infravermelha; 11) Tripé; 12) Suporte para o transdutor de UST; 13) Equipamento de UST; 14) Transdutor de UST; 15) *Phantom* e 16) Termômetro Digital.

As imagens térmicas foram também processadas em uma rotina implementada em Matlab® (MathWorks Inc., EUA) para determinação da área de aquecimento alcançada em cada *phantom* após a irradiação com UST a fim de estimar uma potencial lesão aos tecidos biológicos. Logo, áreas com temperaturas acima de 45°C (área branca da imagem) foram delimitadas avaliando o risco de lesão para os tecidos. Neste processamento, contabiliza-se o número de pixels de cada imagem térmica, multiplica-se este pelo valor equivalente do pixel em cm, obtendo-se assim, a área e o perfil de aquecimento do *phantom*. A rotina para determinação da área de aquecimento foi calibrada usando um objeto de dimensões conhecidas (uma moeda 1 centavo de dólar americano).

5.4 ESTUDOS DO AQUECIMENTO POR SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

Foi associada ao estudo experimental, uma simulação bidimensional de aquecimento em modelos numéricos com rotinas no software COMSOL Multiphysics® (4.3a, COMSOL Inc., EUA), um software de modelagem multifísica que emprega o método de elementos finitos.

Considerando uma modelagem acústica 2 D – simétrica no domínio da frequência a equação da onda sonora assumida foi expressa de acordo com a Equação 15.

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[-\frac{r}{\rho_0} \left(\frac{\partial p}{\partial r} - q_r \right) \right] + r \frac{\partial}{\partial z} \left[-\frac{1}{\rho_0} \left(\frac{\partial p}{\partial z} - q_z \right) \right] - \left[\left(\frac{\omega}{c_0} \right)^2 - \left(\frac{m}{r} \right)^2 \right] \frac{rp}{\rho_0} = rQ, \quad (15)$$

De igual modo o valor de pressão acústico (P) definido pelo usuário conforme a Equação 16.

$$P = \sqrt{2ZI}, \quad (16)$$

onde Z é a impedância acústica do material e I a intensidade inicial que neste estudo foram assumidas com 0,5; 1; 1,5 e 2,0 W·cm⁻² (DATTA e RAKESH, 2010; PRYOR, 2011; AREIAS, 2012).

A simulação térmica foi concebida como uma modelagem 2 D e simétrica no domínio do tempo baseada na equação de bioaquecimento proposta por Pennes (1948) de acordo com a Equação 17.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u_{trans} \nabla T + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q, \quad (17)$$

onde C_p é o calor específico do tecido, C_b é o calor específico do sangue, ρ é a densidade do tecido, ρ_b é a densidade do sangue, Q é a taxa de calor da fonte externa, Q_{met} é a taxa de calor do metabolismo, ω_b é a perfusão sanguínea, T_b é a temperatura do sangue e k a condutividade térmica do tecido (PENNES, 1948).

Para fins de simplificação do modelo e compatibilidade com o modelo experimental, os termos da perfusão e do metabolismo foram assumidos como zero, restando apenas o termo referente ao termo-fonte acústica, sendo expresso pela Equação 18.

$$Q = 2\alpha I = \alpha \rho c u_0^2, \quad (18)$$

onde α é a atenuação da onda acústica do material, I a intensidade, ρ é a densidade do tecido, c a velocidade de propagação do ultrassom no tecido e u_0 a amplitude de velocidade da partícula do tecido (AREIAS, 2012).

A geometria adotada foi 2 D e simétrica com modelos circulares concêntricos de dimensões compatíveis com os modelos experimentais, foram assumidas uma malha triangular fixa de 12 elementos, de dimensões 0,1-1,483 mm e resolução de 1-0.3 para a simulação do módulo acústico e uma malha triangular ultrafina auto ajustável para o módulo térmico. A densidade, as propriedades termo-acústicas e a espessura de cada uma das camadas do modelo de simulação numérica foram as mesmas dos materiais que compõem os modelos experimentais.

O diâmetro assumido para o transdutor de UST foi de 25 mm (valor informado pelo fabricante do equipamento de UST), e uma fina camada de água foi adicionada entre o transdutor de ultrassom e o *phantom* anatômico simulando o gel de acoplamento a base de água do modelo experimental.

6. RESULTADOS

Este capítulo apresenta as receitas selecionadas para confecção dos mimetizadores de tecidos moles que compõem os *phantoms* empregados no presente trabalho; os valores resultantes da caracterização da densidade e das propriedades térmicas e acústicas dos materiais que compõem os *phantoms* anatômicos confeccionados; assim como os resultados dos estudos de aquecimento por termografia infravermelha e simulados.

6.1 PROPRIEDADES TERMO-ACÚSTICAS NOS PHANTOMS

Em seu estudo, Mendes (2011) propôs modificações na composição dos *phantoms* de Basto (2007), substituindo o detergente Cottoclarin-275587 pelo detergente comercial Moldemul-E no *phantom* de tecido adiposo e a adição de poliacetato de vinila na composição do *phantom* de tecido muscular. Esta última adaptação foi inicialmente proposta por Bunn (2009) e visou o aumento do coeficiente de atenuação e maior adequação das propriedades térmicas do *phantom*. No entanto estas modificações alteraram a consistência dos mesmos, logo, se fez necessário o estudo de outras combinações destes materiais para confecção de mimetizadores de tecido moles com uma conformação mais estável e que mantivessem as propriedades compatíveis com os tecidos biológicos (Tabelas 2-3).

Após modificações das receitas de *phantom* de tecidos moles propostas por Mendes (2011) e Basto (2012) e de um estudo com aumento progressivo das concentrações percentuais de pó grafite na receita original de Basto (2012), na confecção dos mimetizadores de tecido muscular (Agar + grafite 6%) e adiposo (Agar + grafite 2%) foram selecionadas e utilizadas as receitas descritas na Tabela 7.

Tabela 7: Massa percentual e em gramas empregadas na confecção dos *phantoms* termo-acústicos dos tecidos moles.

Receita dos <i>Phantoms</i> de Tecidos Moles				
Ingredientes	Phantom de Músculo		Phantom de Gordura	
	Massa (g)	Massa (%)	Massa (g)	Massa (%)
Pó de Grafite	26,4	6,08	2,0	2,08
Agar em Pó	17,5	4,03	4,0	4,03
Glicerina	65	14,98	14,7	14,98
H ₂ O	270	62,23	65,0	66,23
Poliacetato de Vinila (Cola branca)	55	12,68	12,4	12,68
Total	433,9	100	98,1	100

Os valores para as propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação, bem como a variação destes com o tempo e a frequência) e, para as térmicas (calor específico e condutividade térmica, bem como a variação destes com a temperatura e número de experimentos) para o *phantom* de gordura (Agar + grafite 2%) podem ser observados nas Figuras 16-21. A densidade e emissividade térmicas médias bem como o desvio padrão para este *phantom* foram respectivamente $1118,37 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3} (\pm 0,001)$ e $1(\pm 0,30)$.

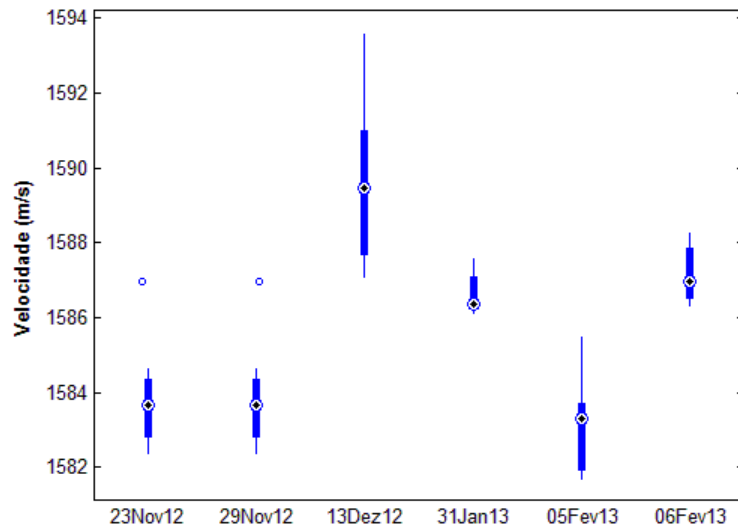


Figura 16: Velocidade de propagação do US com o tempo no corpo de prova Agar + Grafite2% à 1 MHz.

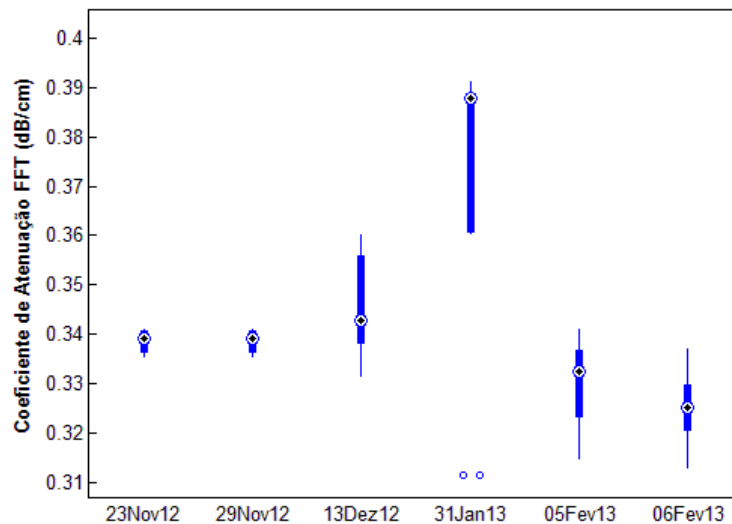


Figura 17: Coeficiente de atenuação FFT com o tempo no corpo de prova Agar + Grafite2% à 1 MHz.

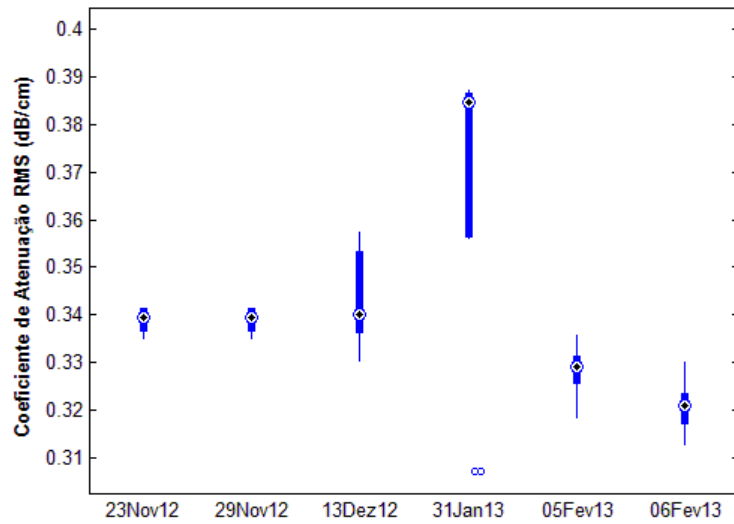


Figura 18: Coeficiente de atenuação RMS com o tempo no corpo de prova Agar + Grafite2% à 1 MHz.

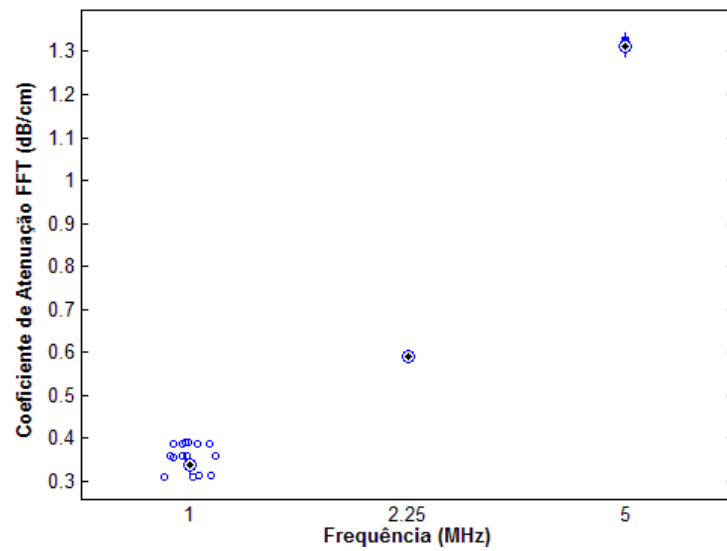


Figura 19: Coeficiente de atenuação FFT com a frequência no corpo de prova Agar + Grafite2%.

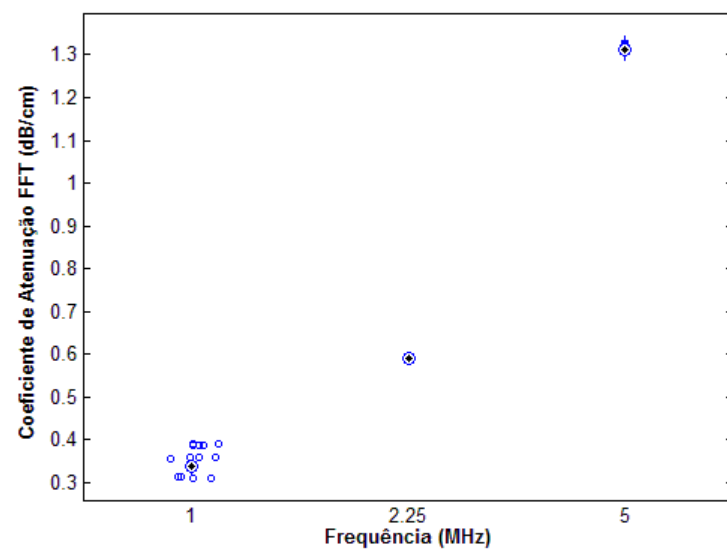


Figura 20: Coeficiente de atenuação RMS com a frequência no corpo de prova Agar + Grafite2%.

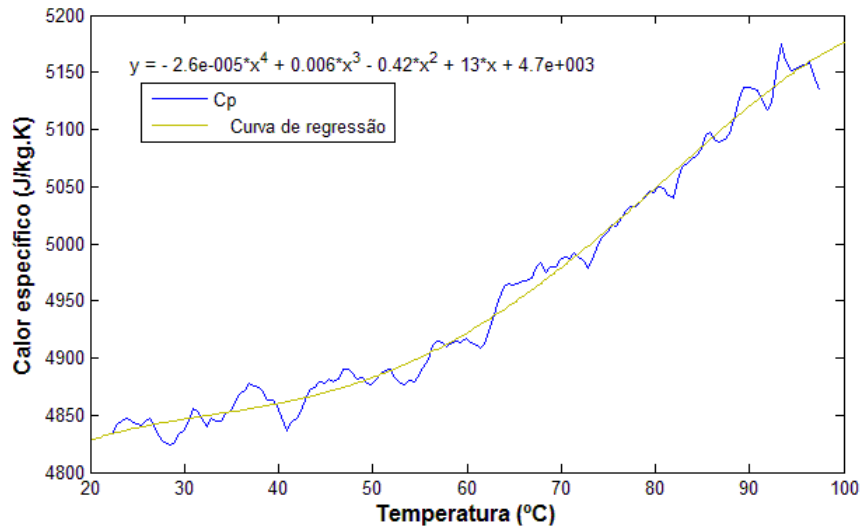


Figura 21: Calor específico para temperaturas de 20-100°C no corpo de prova Agar + Grafite2%.

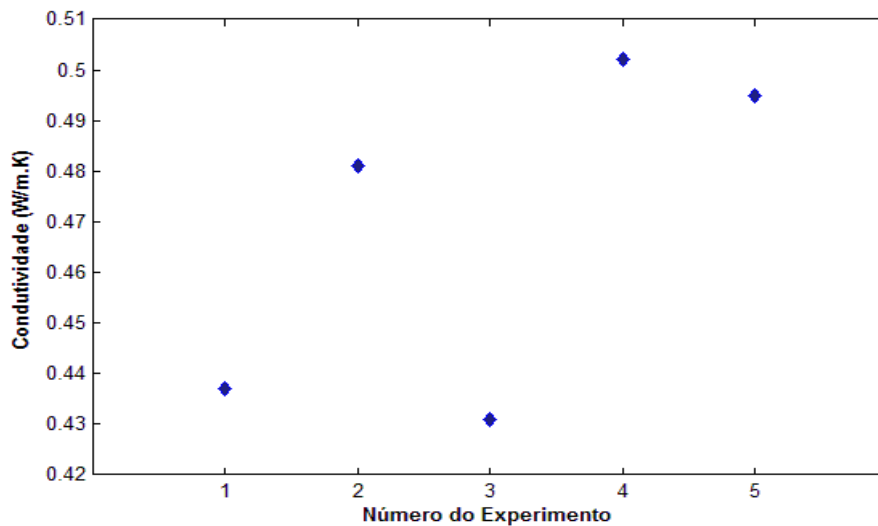


Figura 22: Condutividade térmica a 25°C no corpo de prova Agar + Grafite2% por nº de experimentos.

Os valores para as propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação, bem como a variação destes com o tempo e a frequência) e, para as térmicas (calor específico e condutividade térmica, bem como a variação destes com a temperatura e número de experimentos) para o *phantom* de músculo (Agar + grafite 6%) podem ser observados nas Figuras 23-29. A densidade e emissividade térmicas médias, bem como o desvio padrão para este *phantom* foram respectivamente $1154,31 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ($\pm 0,001$) e $1(\pm 0,23)$.

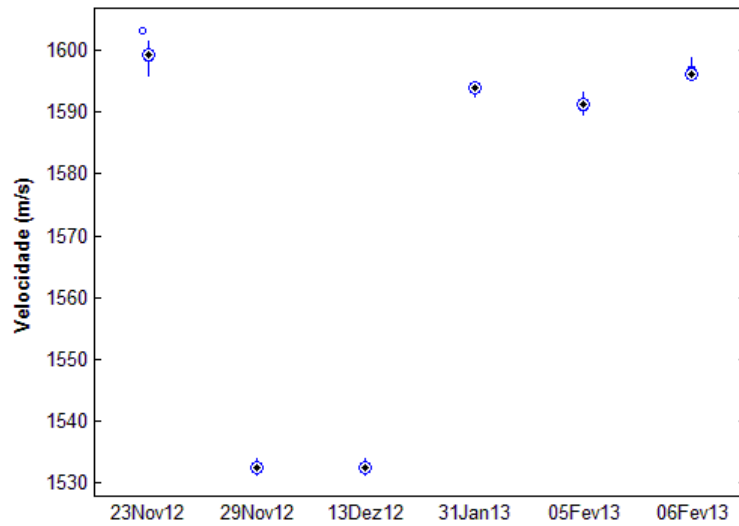


Figura 23: Velocidade de propagação do US com o tempo no corpo de prova Agar + Grafite6%.

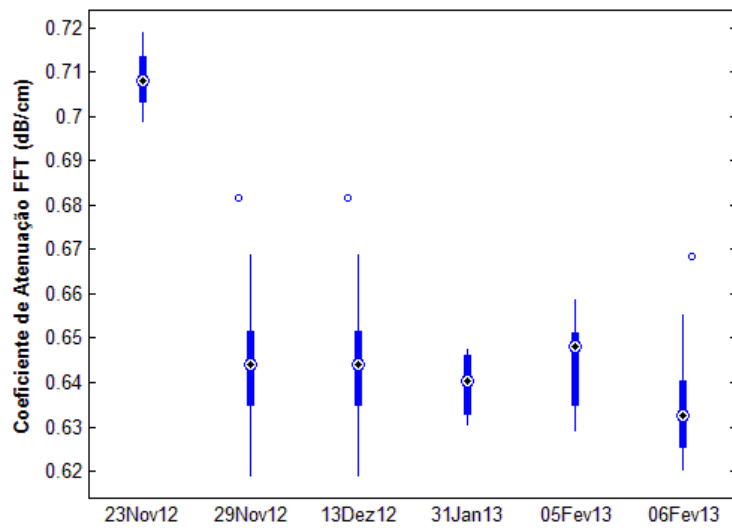


Figura 24: Coeficiente de atenuação FFT com o tempo no corpo de prova Agar + Grafite6%.

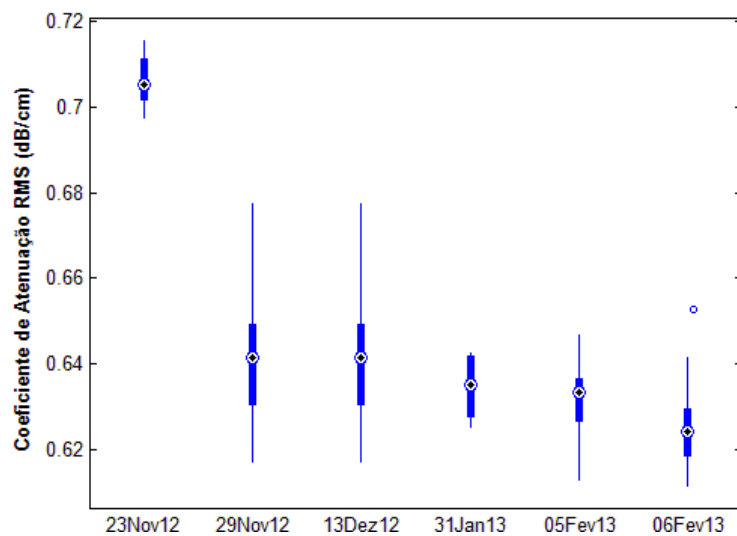


Figura 25: Coeficiente de atenuação RMS com o tempo no corpo de prova Agar + Grafite6%.

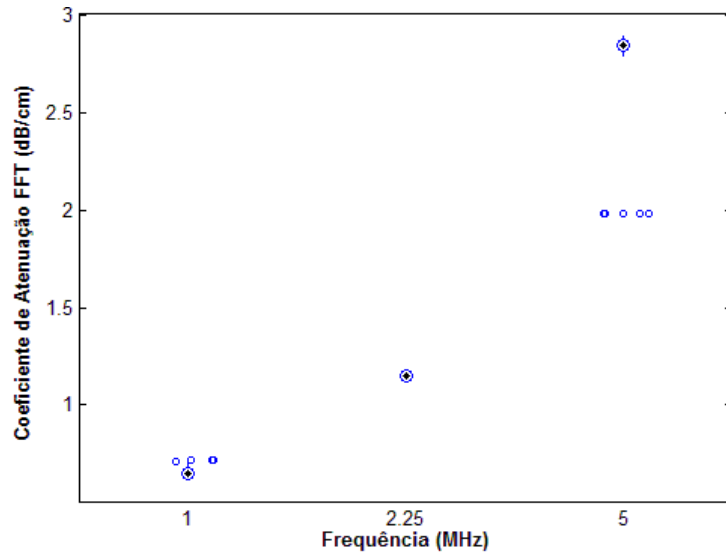


Figura 26: Coeficiente de atenuação FFT com a frequência no corpo de prova Agar + Grafite6%.

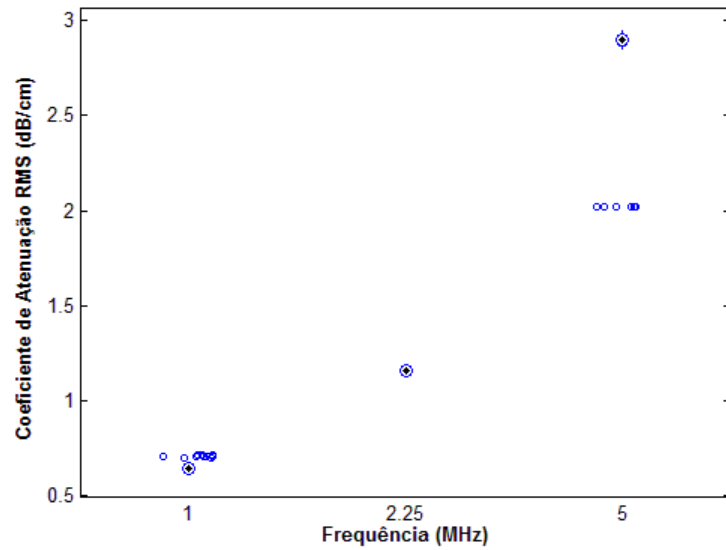


Figura 27: Coeficiente de atenuação RMS com a frequência no corpo de prova Agar + Grafite6%.

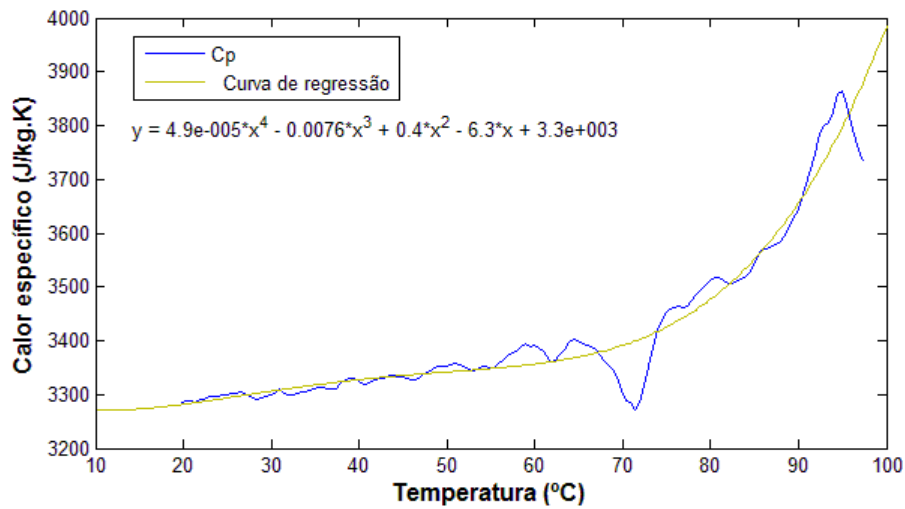


Figura 28: Calor específico para temperaturas de 20-100°C no corpo de prova Agar + Grafite6%.

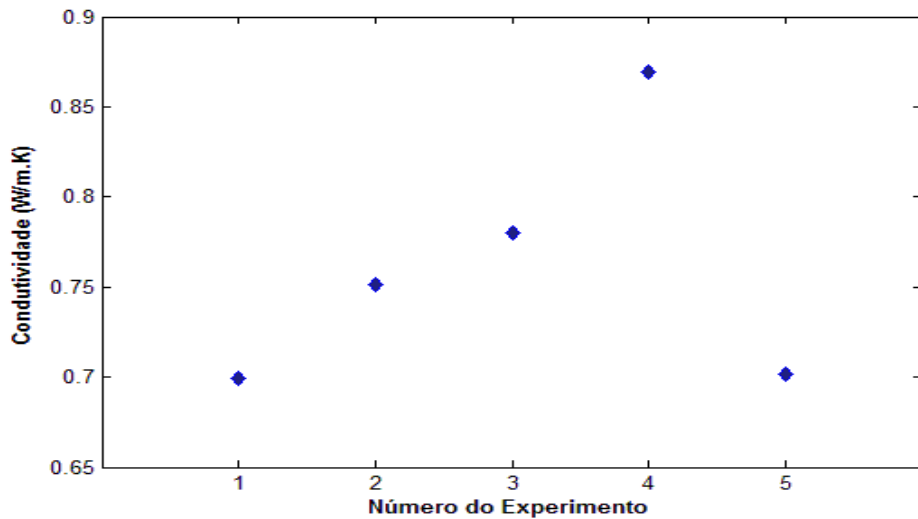


Figura 29: Condutividade térmica a 25°C no corpo de prova Agar + Grafite6%.

Os valores para as propriedades acústicas para o *mimetizador* de tecido ósseo (Sawbones) podem ser observados nas Figuras 30-34. A condutividade térmica (k) e o calor específico (C_v) a 25°C no *phantom* de osso (Sawbones) foram informados pelo fabricante do produto e são respectivamente $0,452 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ e $1,64 \text{ MJ}\cdot\text{m}^3\cdot\text{K}$. A condutividade térmica média bem como o desvio padrão foi $0,47 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ ($\pm 0,085$), assim como a variação do calor específico com a temperatura, que pode ser observada na Figura 35. A densidade e emissividade térmicas médias para este *phantom* bem como o desvio padrão para estas medições foram respectivamente $1700,593 \text{ kg}\cdot\text{m}^3$ ($\pm 0,215$) e $0,96$ ($\pm 0,13$).

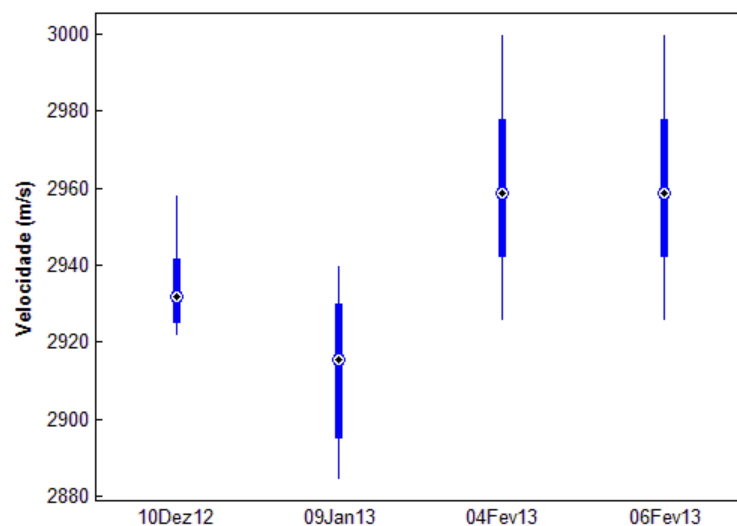


Figura 30: Velocidade de propagação do US com o tempo no corpo de prova Sawbones.

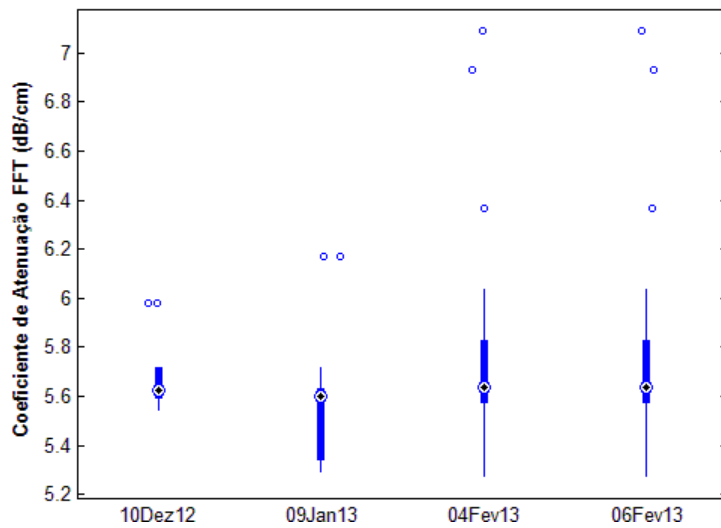


Figura 31: Coeficiente de atenuação FFT com o tempo no corpo de prova Sawbones.

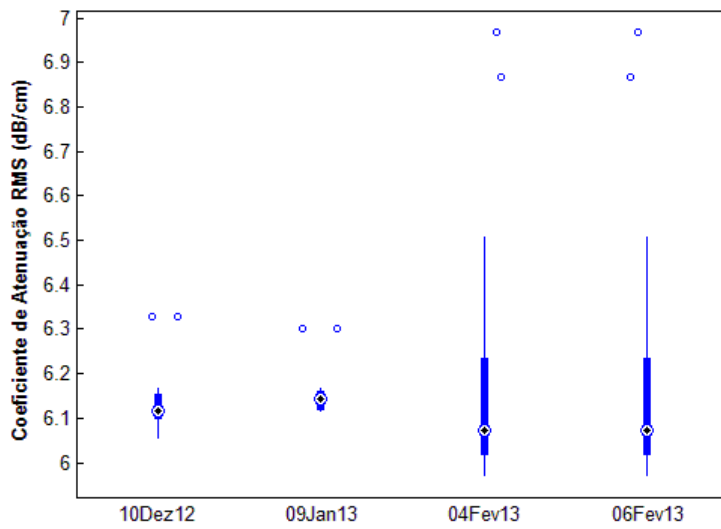


Figura 32: Coeficiente de atenuação RMS com o tempo no corpo de prova Sawbones.

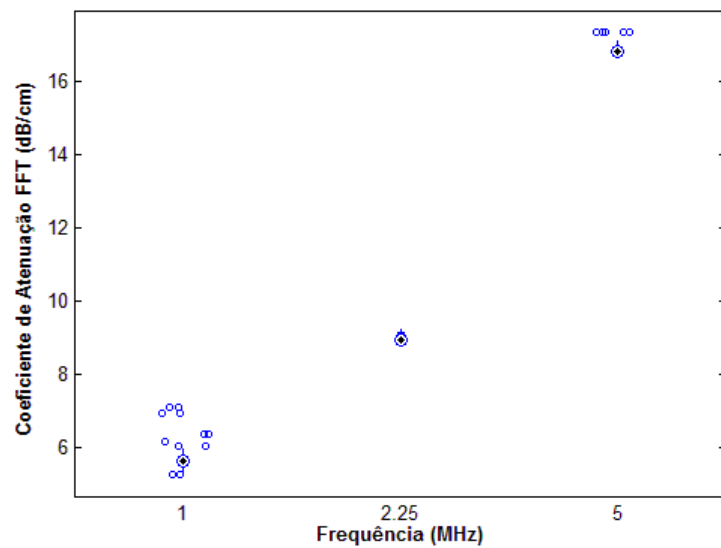


Figura 33: Coeficiente de atenuação FFT com a frequência no corpo de prova Sawbones.

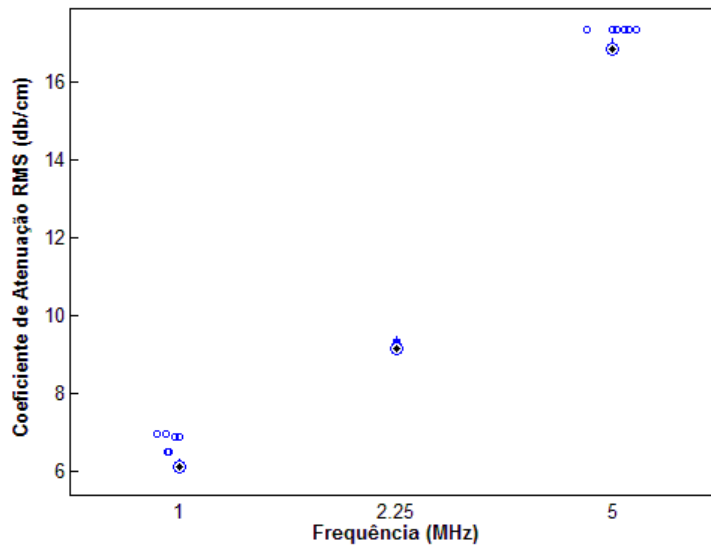


Figura 34: Coeficiente de atenuação RMS com a frequência no corpo de prova Sawbones

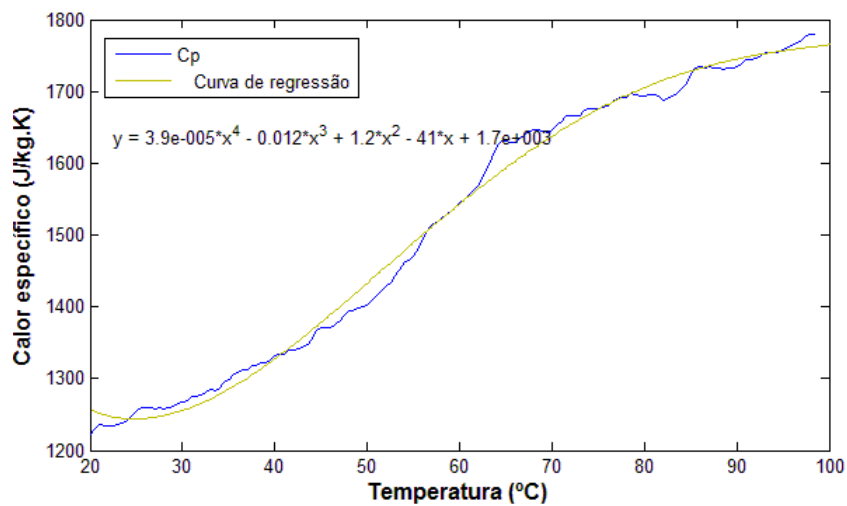


Figura 35: Calor específico para temperaturas de 20-100°C no corpo de prova Sawbones.

Na Tabela 8 estão resumidas as médias das propriedades acústicas e térmicas dos materiais que compõem cada uma das camadas do *phantom* anatômico do terço médio do braço. Os valores grifados em azul estão abaixo dos compatíveis para as propriedades termo-acústicas e densidade dos tecidos biológicos, assim como os grifados em vermelho estão acima destes valores para os tecidos, e os valores grifados em preto estão dentro da faixa para os tecidos biológicos.

Tabela 8: Valores Médios e Desvio padrão das Propriedades Acústicas e Térmicas dos Materiais que Compõem as Camadas do *Phantom* Anatômico do Terço Médio do Braço.

DENSIDADE E PROPRIEDADES ACÚSTICAS E TÉRMICAS DOS PHANTOMS						
Material	ρ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	c ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	α ($\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ a 1 MHz)	C_p ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$)	k ($\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^\circ\text{K}^{-1}$)	ϵ ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$)
Agar+Grafite 2%	1118,36	1585,62	0,34	4842,35	0,469	1
	$\pm 0,001$	$\pm 2,750$	$\pm 0,02$	$\pm 0,002$	$\pm 0,033$	$\pm 0,300$
Agar+Grafite 6%	1154,31	1572,50	0,65	3299,47	0,760	1
	$\pm 0,001$	$\pm 30,74$	$\pm 0,30$	$\pm 0,001$	$\pm 0,070$	$\pm 0,230$
Sawbones	1700,59	2948,26	5,73-6,17	1256,34	0,47	0,96
	$\pm 0,215$	$\pm 27,410$	$\pm 0,430$	$\pm 0,006$	$\pm 0,085$	$\pm 0,130$

6.2 ESTUDO DO AQUECIMENTO POR TERMOGRAFIA

Nas Figuras 36-47 podem ser observadas as imagens da distribuição da temperatura nos *phantoms* com e sem implantes de metal após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com UST a 1 MHz e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 $\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, obtidas com a câmera infravermelha. Note-se que o retângulo claro que aparece na região inferior esquerda de algumas imagens é apenas um artefato e deve-se ao suporte usado para posicionar o transdutor.

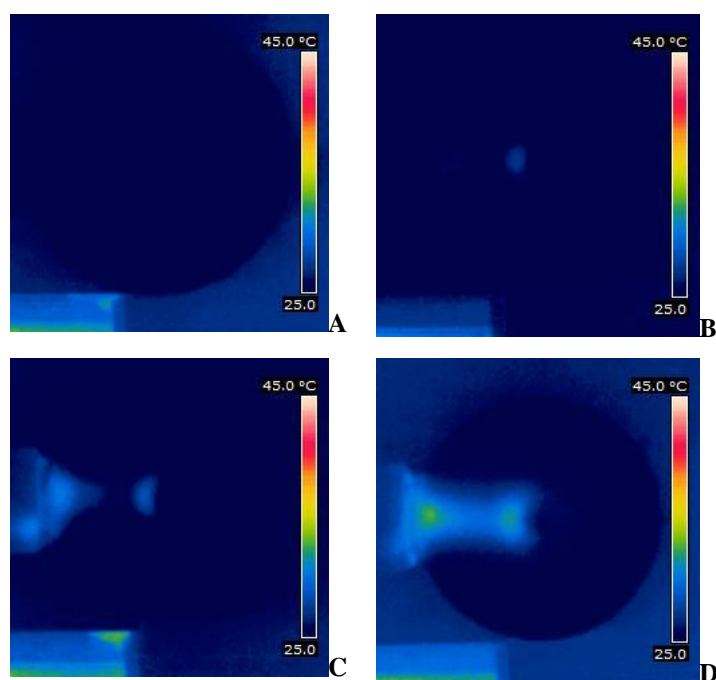


Figura 35: Perfil de Aquecimento no *phantom* sem implantes de metal após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 $\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$.

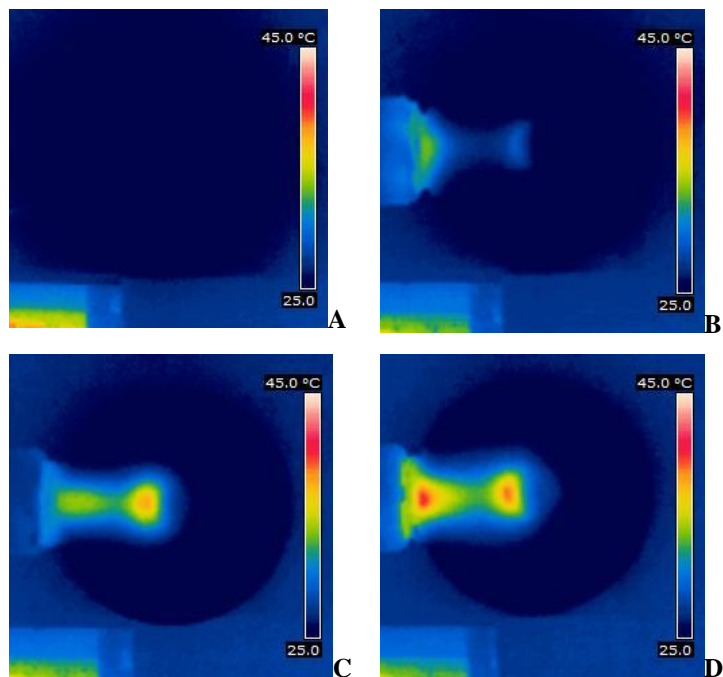


Figura 36: Perfil de Aquecimento no *phantom* sem implantes de metal após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

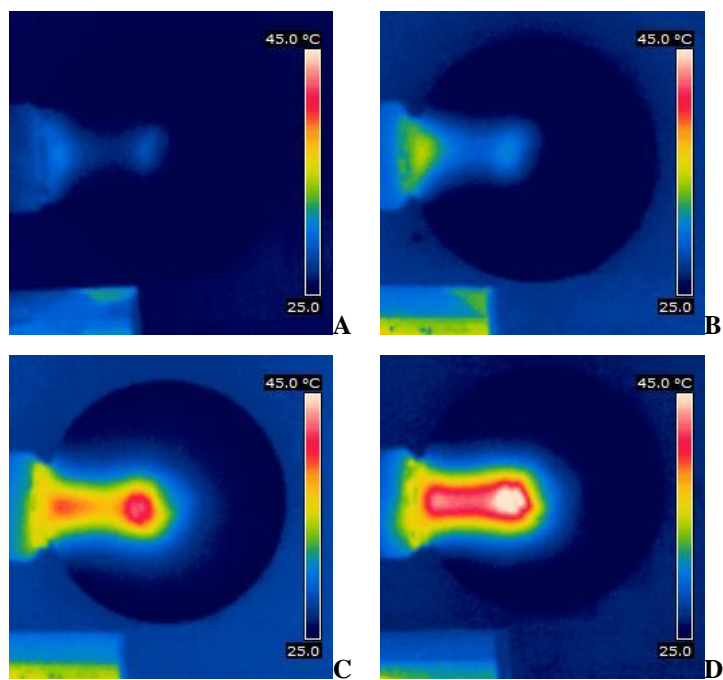


Figura 37: Perfil de Temperatura [°C] no *phantom* sem implantes de metal após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

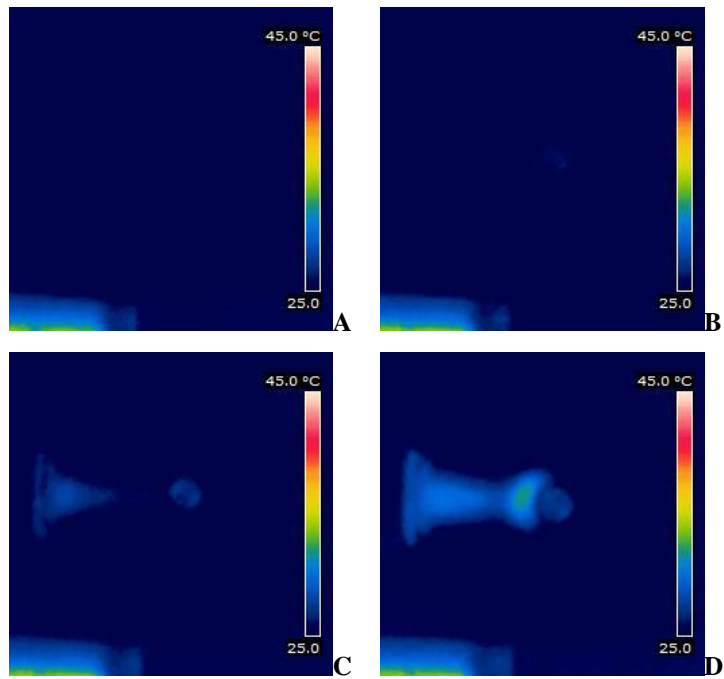


Figura 38: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de haste intramedular após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

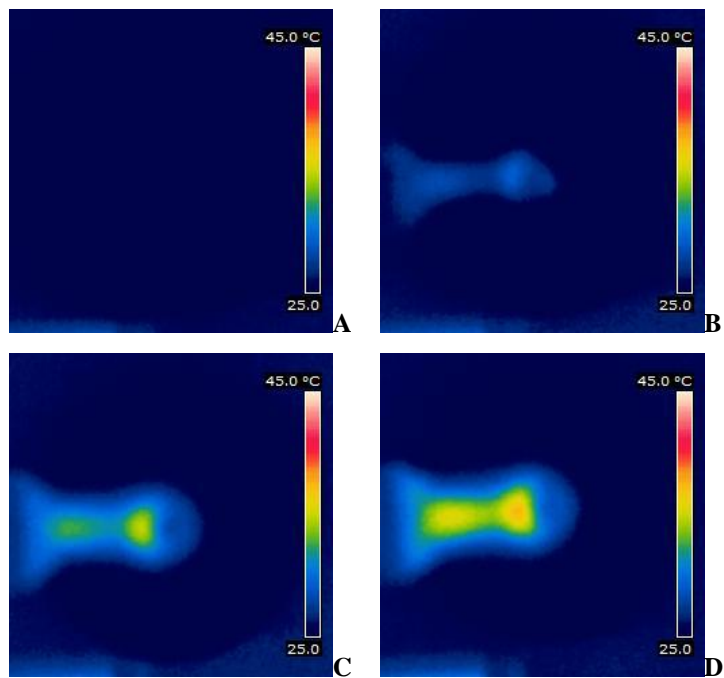


Figura 39: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de haste intramedular após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

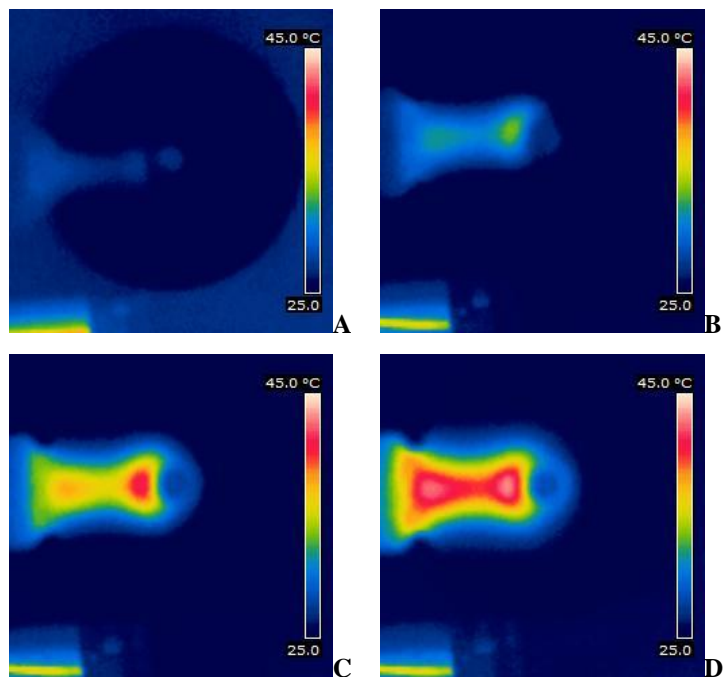


Figura 40: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de haste intramedular após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

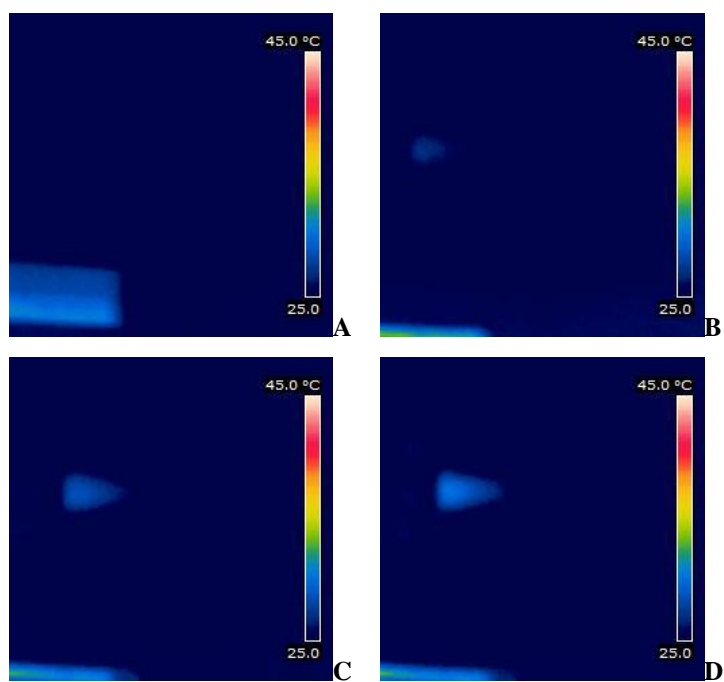


Figura 41: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

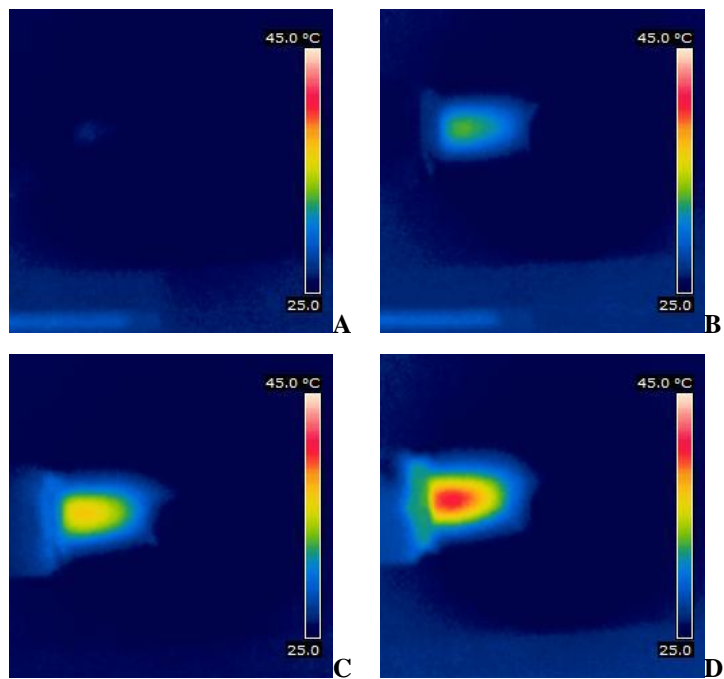


Figura 42: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

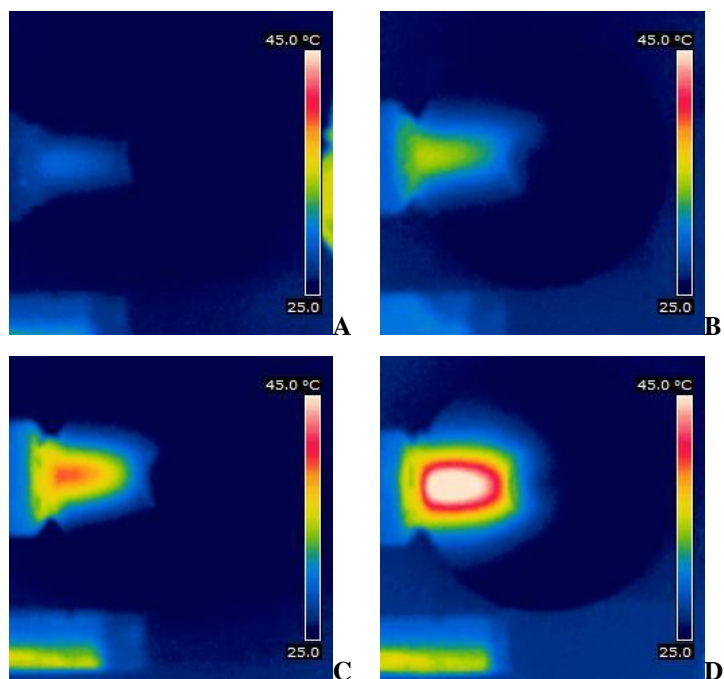


Figura 43: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

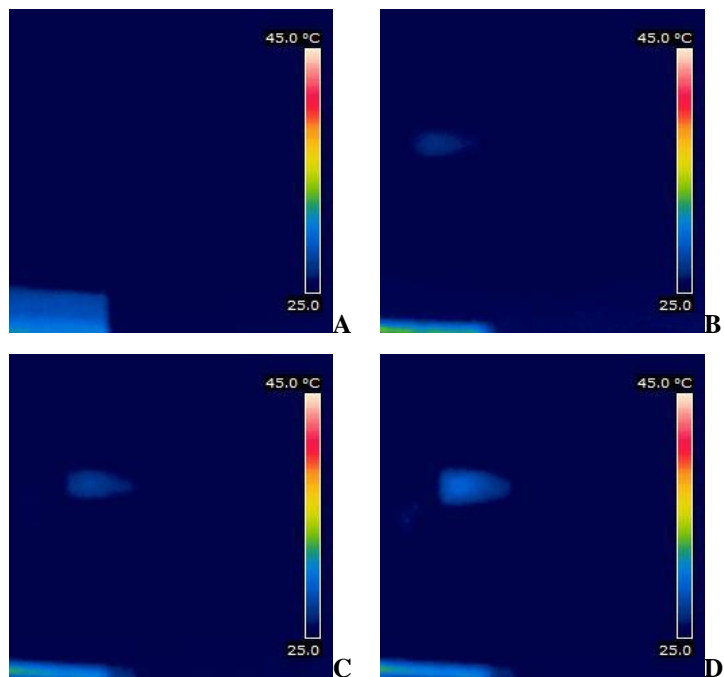


Figura 44: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

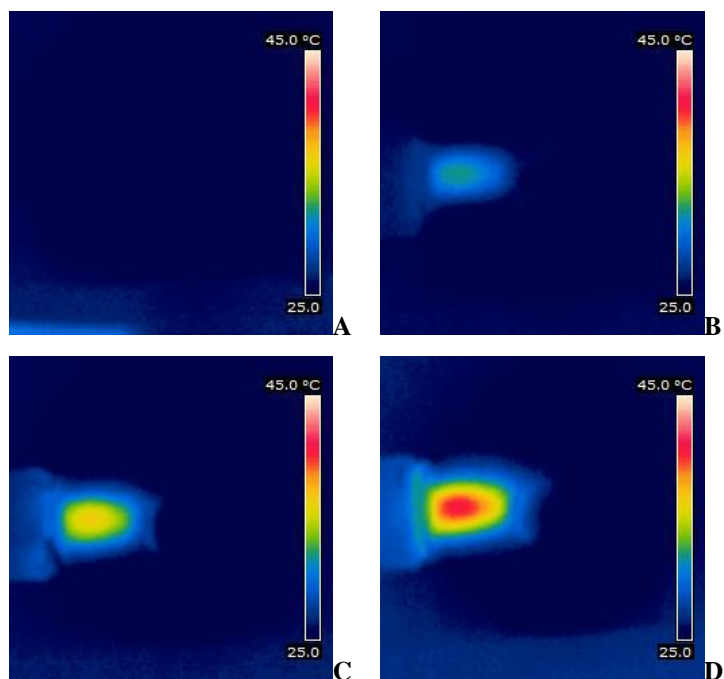


Figura 45: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

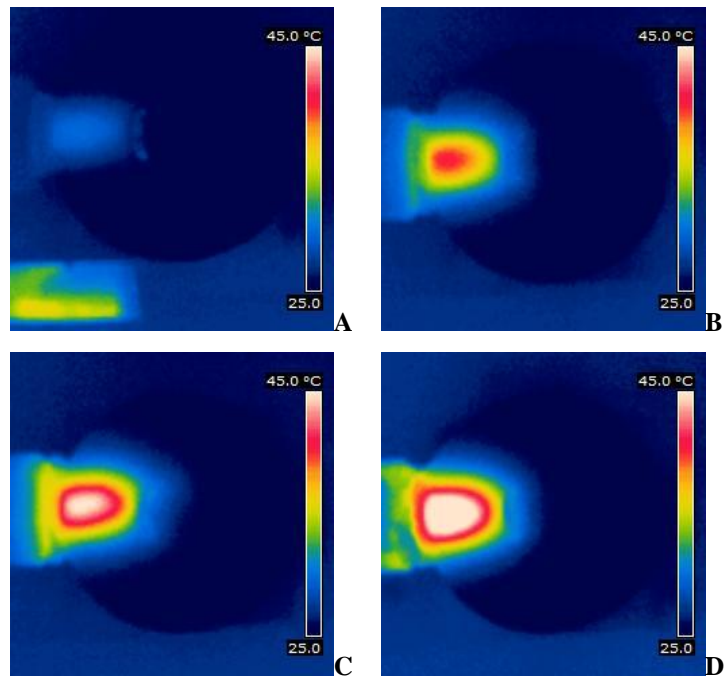


Figura 46: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

As Tabelas 9-12 apresentam a temperatura média ($T_{\text{média}}$), bem como desvio padrão e a temperatura máxima ($T_{\text{máxima}}$) para cada camada dos *phantoms*, e representam a elevação da temperatura para as imagens registrada nas mesmas condições experimentais mencionadas no início deste parágrafo.

Tabela 9: Perfil de Aquecimento no *phantom* sem implantes de metal após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W·cm⁻². Desvio padrão para temperatura média entre parênteses.

Tempo [segundos]	Camada	Intensidade[W·cm ⁻²]							
		0.5		1.0		1.5		2.0	
		T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}
75	Agar+grafite 2%	24,08 (±0,55)	25,1	24,00 (±0,38)	26,18	26,68 (±0,38)	30,46	29,18 (±0,42)	33,36
	Agar+grafite 6%	23,86 (±0,42)	25,18	23,6 (±0,30)	26,06	24,60 (±0,45)	29,34	27,9 (±0,37)	32,72
	Sawbones	24,20 (±0,37)	25,36	24,12 (±0,43)	26,52	25,76 (±0,40)	28,78	28,64 (±0,71)	31,32
	Agar+grafite 2%	23,76 (±0,37)	24,72	23,22 (±0,33)	25,36	23,84 (±0,63)	26,6	26,56 (±0,56)	29,68
150	Agar+grafite 2%	24,36 (±0,63)	26,12	29,6 (±3,32)	31,86	29,44 (±0,47)	34,76	32,04 (±0,38)	38,54
	Agar+grafite 6%	23,06 (±0,42)	25,22	25,54 (±0,83)	30,08	28,48 (±0,38)	35,14	30,44 (±0,19)	37,94
	Sawbones	23,52 (±0,26)	24,64	26,06 (±0,74)	27,72	30,78 (±1,78)	35,7	33,64 (±0,76)	38,84
	Agar+grafite 2%	22,80 (±0,34)	23,94	24,66 (±0,67)	26,38	27,36 (±1,57)	31,2	29,46 (±0,51)	35,34
300	Agar+grafite 2%	28,42 (±0,64)	30,68	31,94 (±1,07)	37,14	34,48 (±2,15)	39,48	36,60 (±1,08)	44,54
	Agar+grafite 6%	26,26 (±0,21)	29,62	28,18 (±0,65)	34,22	32,70 (±0,96)	41,68	33,08 (±1,08)	43,22
	Sawbones	26,62 (±0,66)	27,92	28,58 (±0,97)	30,62	36,44 (±0,93)	42,14	34,72 (±1,76)	39,64
	Agar+grafite 2%	25,60 (±0,66)	26,9	26,76 (±0,52)	29,34	32,60 (±1,28)	38,62	31,68 (±1,20)	35,62

Tabela 10: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de haste intramedular após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W·cm⁻². Desvio padrão para temperatura média entre parênteses.

Tempo [segundos]	Camada	Intensidade [W·cm ⁻²]							
		0.5		1.0		1.5		2.0	
		T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}
75	Agar+grafite 2%	20,74 (±0,64)	22,64	22,92 (±0,23)	24,6	24,86 (±0,11)	27,9	27,16 (±1,38)	30,94
	Agar+grafite 6%	19,84 (±0,91)	21,46	22,42 (±0,16)	24,62	24,24 (±0,13)	28,16	26,34 (±0,37)	32,18
	Sawbones	20,74 (±0,88)	22,7	23,60 (±0,16)	25,7	24,58 (±0,72)	26,88	28,22 (±1,18)	32,2
	Aço Inoxidável	20,52 (±2,18)	29,94	24,32 (±0,61)	32,46	25,78 (±1,82)	34,28	31,78 (±2,12)	37,18
150	Agar+grafite 2%	23,24 (±0,42)	24,44	26,34 (±0,44)	29,38	28,7 (±0,46)	33,16	30,52 (±0,59)	36,14
	Agar+grafite 6%	22,06 (±1,01)	24,26	25,94 (±0,65)	29,62	28,6 (±0,46)	33,9	30,4 (±0,58)	38,02
	Sawbones	22,96 (±1,17)	24,62	27,68 (±0,45)	29,74	30,16 (±0,96)	33,36	33,54 (±0,43)	38,46
	Aço Inoxidável	18,68 (±2,92)	25,92	32,3 (±1,24)	38,48	37,1 (±2,27)	43,38	42,82 (±5,17)	60,52
300	Agar+grafite 2%	26,74 (±0,39)	28,46	26,88 (±1,47)	31,12	32,42 (±0,86)	38,72	36,32 (±0,68)	44,24
	Agar+grafite 6%	26,34 (±0,58)	28,48	26,34 (±1,72)	32,6	32,02 (±0,62)	39,86	35,16 (±0,67)	44,58
	Sawbones	26,48 (±0,46)	27,72	28,04 (±2,22)	32,34	32,28 (±1,47)	38,06	35,2 (±0,62)	43,38
	Aço Inoxidável	31,18 (±2,70)	35,78	30,66 (±4,38)	39,64	37,32 (±2,91)	49,56	42,5 (±0,51)	58,62

Tabela 11: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W·cm⁻². Desvio padrão para temperatura média entre parênteses.

Tempo [segundos]	Camada	Intensidade [W·cm ⁻²]							
		0.5		1.0		1.5		2.0	
		T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}
75	Agar+grafite 2%	21,5 (±0,82)	22,86	23,36 (±0,67)	25,8	24,82 (±0,97)	29,74	24,64 (±0,26)	29,74
	Aço Inoxidável	18,00 (±1,97)	19,74	24,04 (±4,02)	25,3	24,38 (±1,93)	25,84	23,48 (±0,57)	24,84
	Agar+grafite 6%	21,22 (±0,99)	22,7	22,88 (±0,68)	25,46	23,24 (±0,63)	28,72	23,22 (±0,45)	29,52
	Sawbones	19,80 (±1,12)	21,84	21,74 (±0,52)	23,68	21,36 (±0,27)	23,36	20,78 (±0,24)	22,84
	Agar+grafite 2%	19,54 (±1,17)	19,84	21,16 (±0,50)	21,7	20,54 (±0,45)	21,28	20,18 (±0,24)	21,10
150	Agar+grafite 2%	24,18 (±0,15)	26,22	28,12 (±0,44)	32,92	30,7 (±0,55)	37,42	32,5 (±0,69)	40,7
	Aço Inoxidável	16,30 (±1,42)	18,58	30,46 (±2,54)	31,78	36,16 (±2,19)	37,18	41,64 (±3,12)	44,88
	Agar+grafite 6%	23,38 (±0,24)	26,22	27,16 (±0,43)	32,96	28,98 (±0,93)	35,74	31,18 (±0,78)	41,06
	Sawbones	21,94 (±0,30)	23,58	24,52 (±0,43)	26,02	25,32 (±0,93)	27,36	26,72 (±0,78)	28,94
	Agar+grafite 2%	21,38 (±0,30)	21,88	24 (±1,13)	24,84	23,8 (±0,33)	25,44	25,62 (±0,60)	27,32
300	Agar+grafite 2%	27,02 (±0,58)	29,06	31,4 (±0,39)	35,46	32,34 (±2,49)	38,32	37,8 (±0,23)	46,46
	Aço Inoxidável	30,08 (±2,63)	29,62	40,5 (±2,24)	42,16	37,74 (±3,04)	38,68	54,92 (±1,89)	58,04
	Agar+grafite 6%	25,74 (±1,34)	28,06	29,66 (±0,91)	34,38	29,86 (±2,89)	38,24	37,12 (±0,25)	47,84
	Sawbones	24,12 (±1,58)	25,32	27,04 (±0,55)	28,42	24,58 (±3,20)	26,62	30,12 (±0,65)	32,72
	Agar+grafite 2%	23,26 (±1,57)	24,08	25,5 (±0,25)	26,88	22,76 (±3,28)	25,04	27,4 (±0,75)	29,96

Tabela 12: Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W·cm⁻².²Desvio padrão para temperatura média entre parênteses.

Tempo [segundos]	Camada	Intensidade [W·cm ⁻²]							
		0.5		1.0		1.5		2.0	
		T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}	T _{média}	T _{máxima}
75	Agar+grafite 2%	21,68 (±0,75)	22,78	23,62 (±0,58)	26,16	24,08 (±0,63)	27,78	24,12 (±0,49)	29
	Aço Inoxidável	21,84 (±5,83)	23,46	25,14 (±0,72)	27,4	23,94 (±1,44)	26,18	24,78 (±1,20)	26,6
	Agar+grafite 6%	21,06 (±0,93)	22,66	23,32 (±0,73)	26,26	23,34 (±0,42)	27,76	23,48 (±0,08)	28,96
	Sawbones	20,26 (±1,11)	22,8	22,02 (±0,54)	23,68	21,28 (±0,65)	23,24	21,32 (±0,34)	23,06
	Agar+grafite 2%	20,38 (±2,18)	20,96	21,36 (±0,51)	22,24	20,5 (±0,31)	21,6	20,5 (±0,19)	21,38
150	Agar+grafite 2%	24,2 (±0,63)	26,08	27,38 (±0,54)	31,78	30,38 (±0,70)	36,88	32,58 (±0,41)	40,44
	Aço Inoxidável	21,5 (±0,78)	24,18	29,14 (±2,02)	30,7	34,02 (±0,97)	35,86	39,64 (±1,49)	42,26
	Agar+grafite 6%	23,58 (±0,65)	26,12	26,76 (±0,64)	31,88	29,26 (±0,80)	37,24	31,26 (±0,45)	40,6
	Sawbones	22,18 (±0,50)	23,34	24,38 (±0,65)	25,46	25,28 (±0,51)	26,92	26,7 (±1,05)	29,14
	Agar+grafite 2%	21,78 (±0,42)	22,18	24,58 (±1,48)	24,94	24,54 (±1,94)	25,96	25,5 (±0,47)	26,90
300	Agar+grafite 2%	28,52 (±0,98)	30,94	32,88 (±0,55)	39,26	36,54 (±0,75)	44,88	39,26 (±0,43)	48,82
	Aço Inoxidável	32,06 (±1,38)	34,18	39,08 (±2,10)	39,86	45,24 (±1,51)	48,22	47,24 (±1,30)	49,86
	Agar+grafite 6%	27,86 (±1,01)	30,48	30,88 (±0,58)	39,32	33,52 (±2,16)	42,48	36,88 (±0,48)	49,24
	Sawbones	26,36 (±0,75)	27,46	26,34 (±0,42)	27,84	28,34 (±0,94)	30,42	29,3 (±0,99)	31,54
	Agar+grafite 2%	25,42 (±0,63)	26,56	24,9 (±0,39)	26,18	25,94 (±0,61)	28,3	26,74 (±1,00)	29,32

Nos *phantoms* anatômicos com implantes em forma placa para intensidades e tempo de irradiação máximos foram alcançadas temperaturas acima de 45 °C. Nestes, as áreas com perfil de aquecimento acima de 45 °C foram calculadas a fim de avaliar as dimensões da lesão por hipertermianos *phantoms*.

A Figura 47A ilustra a imagem real na escala original (25-45 °C), a mesma imagem com a escala modificada (>45 °C) a fim de evidenciar as dimensões da região de lesão (Figura 47B), e resultado final após segmentação para o *phantom* com implante em forma placa de 1,5 mm de espessura (Figura 47C), e para o *phantom* com implante em forma placa de 3 mm de espessura (Figura 47D-F), as dimensões médias das áreas segmentadas foram respectivamente de 1,764 cm² (± 0,622) e 2,267cm² (± 0,421).

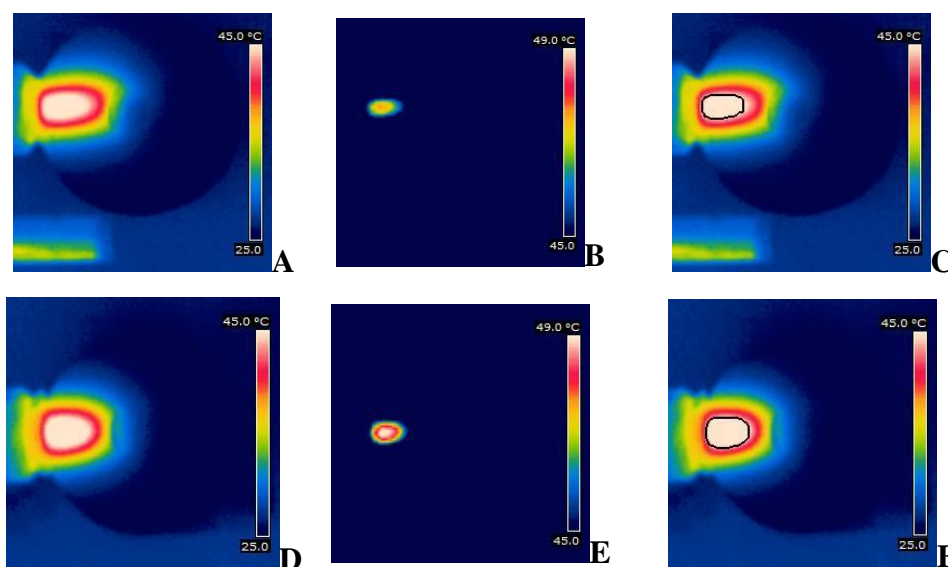


Figura 47: A) Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e intensidade de 2.0 W·cm⁻²; B) Imagem A com escala modificada afim de evidenciar regiões com temperaturas >45 °C; C) Imagem A com segmentação de região com temperaturas >45 °C; D) Perfil de Aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e intensidade 2.0 W·cm⁻²; E) Imagem D com escala modificada afim de evidenciar regiões com temperaturas >45 °C; F) Imagem D com segmentação de região com temperaturas >45 °C.

6.3 ESTUDO DO AQUECIMENTO POR SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

As imagens da distribuição da temperatura nos *phantoms* com e sem implantes de metal após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com UST a 1 MHz e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W·cm⁻², obtidas nas simulações numéricas no COMSOL Multiphysics®, podem ser observadas nas Figuras 48-59.

As curvas térmicas ao longo do eixo z (profundidade) nos *phantoms* com e sem implantes de metal após 75, 150 e 300 segundos de irradiação com UST a 1 MHz e nas intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W·cm⁻², obtidas nas simulações numéricas no COMSOL Multiphysics®, podem ser observadas nas Figuras 60-63. No eixo das coordenadas z a posição 0 marca o centro dos *phantoms*.

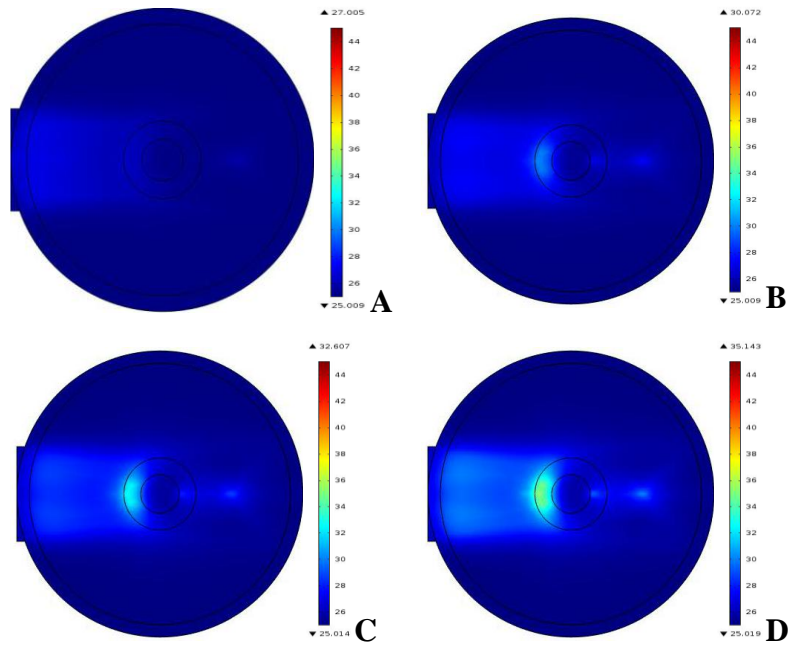


Figura 48: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* sem implantes de metal após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

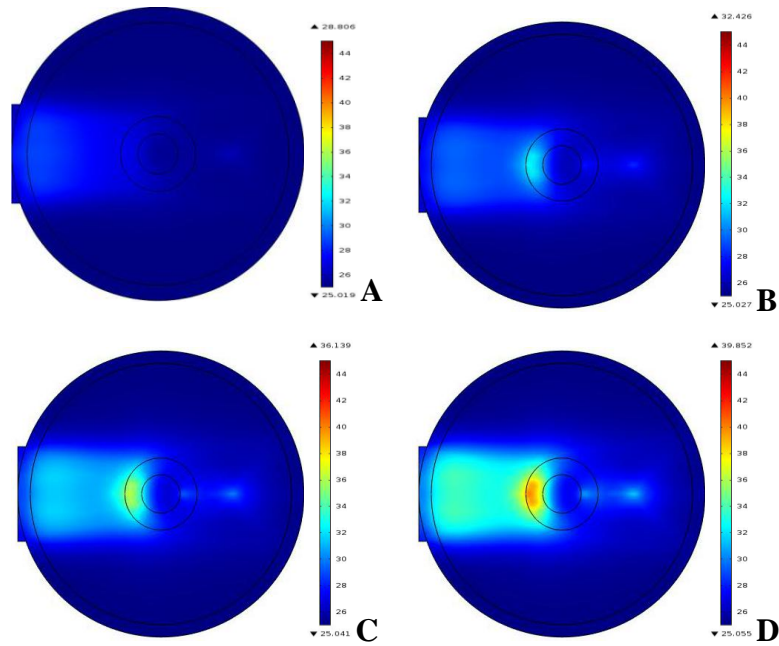


Figura 49: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* sem implantes de metal após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

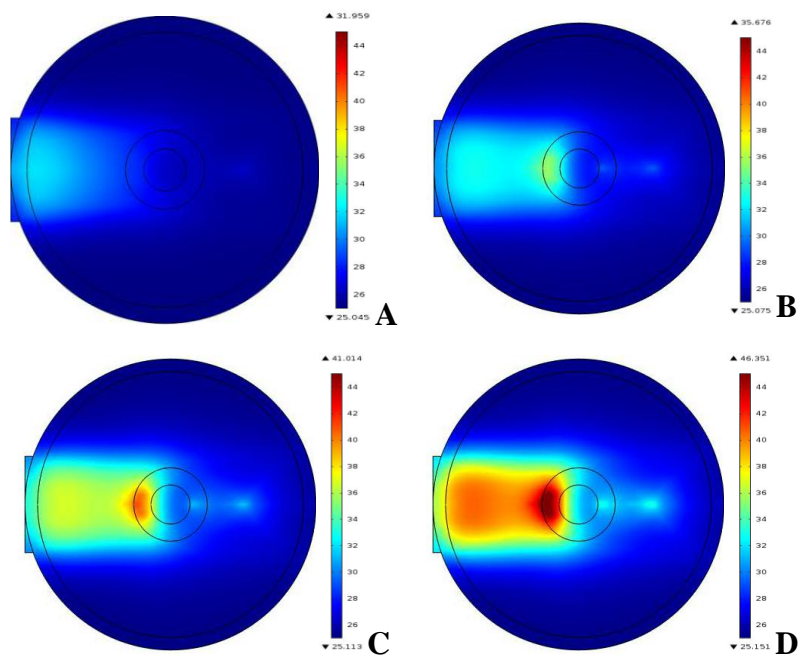


Figura 50: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* sem implantes de metal após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

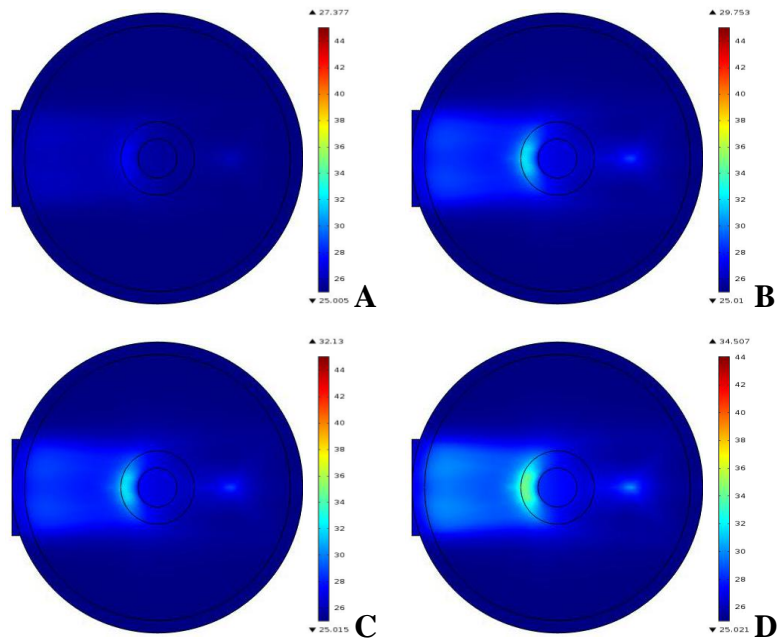


Figura 51: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante em forma de haste após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

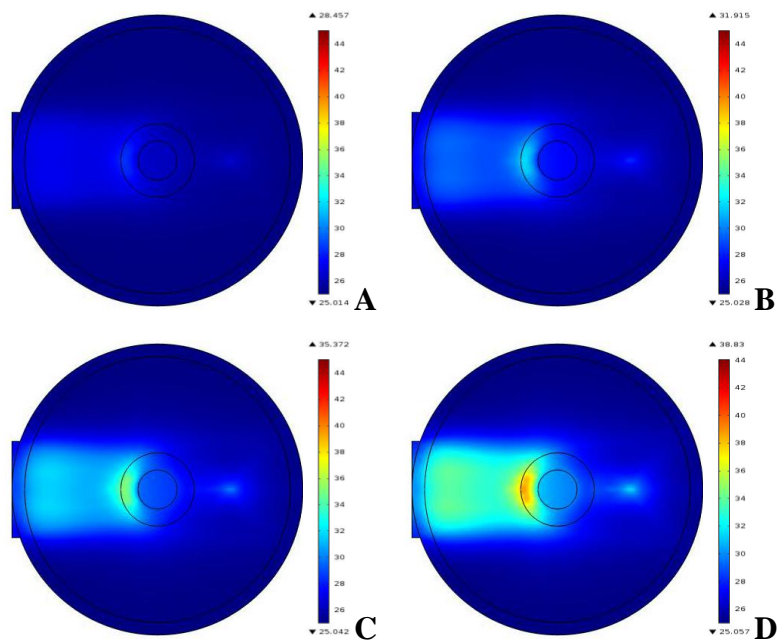


Figura 52: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante em forma de haste, após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

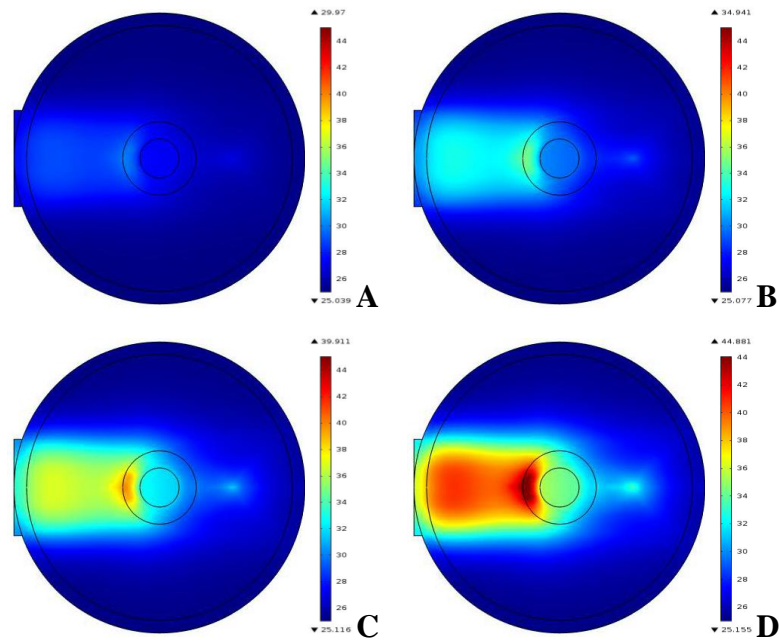


Figura 53: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante em forma de haste após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

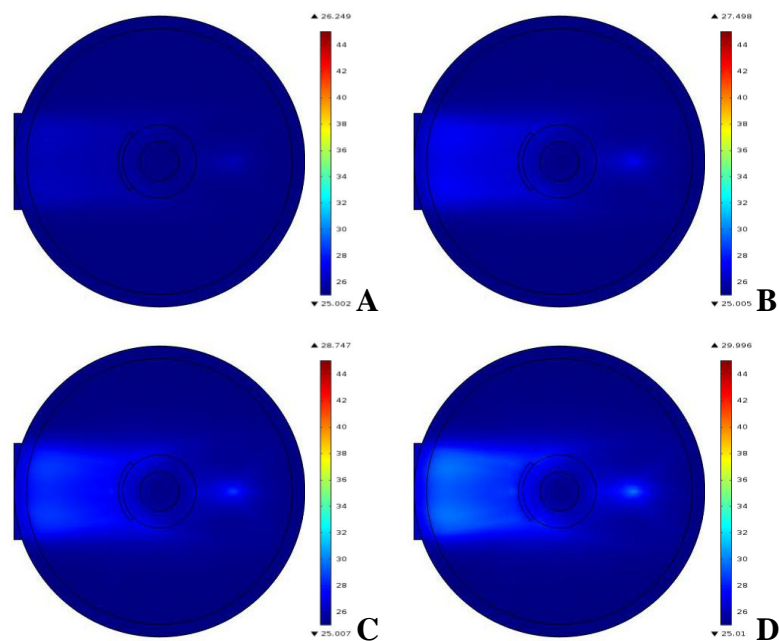


Figura 54: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

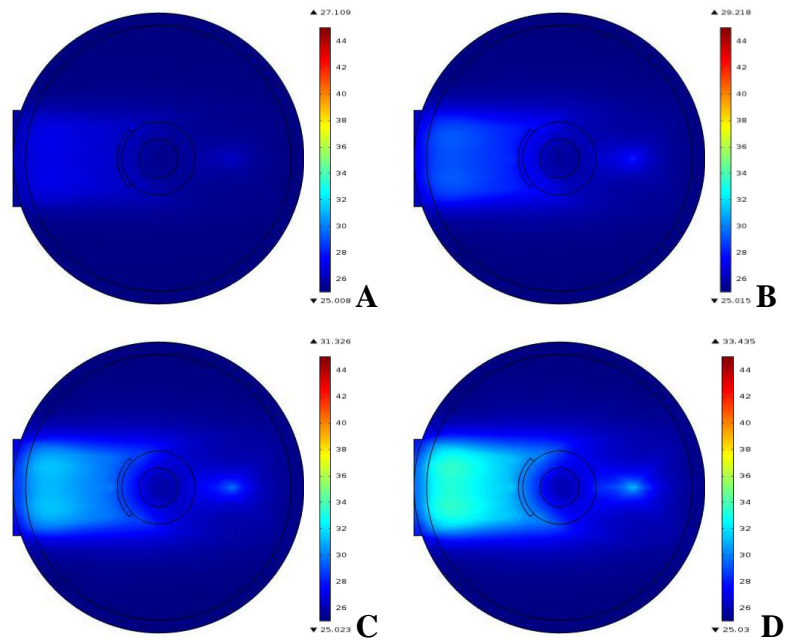


Figura 55: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

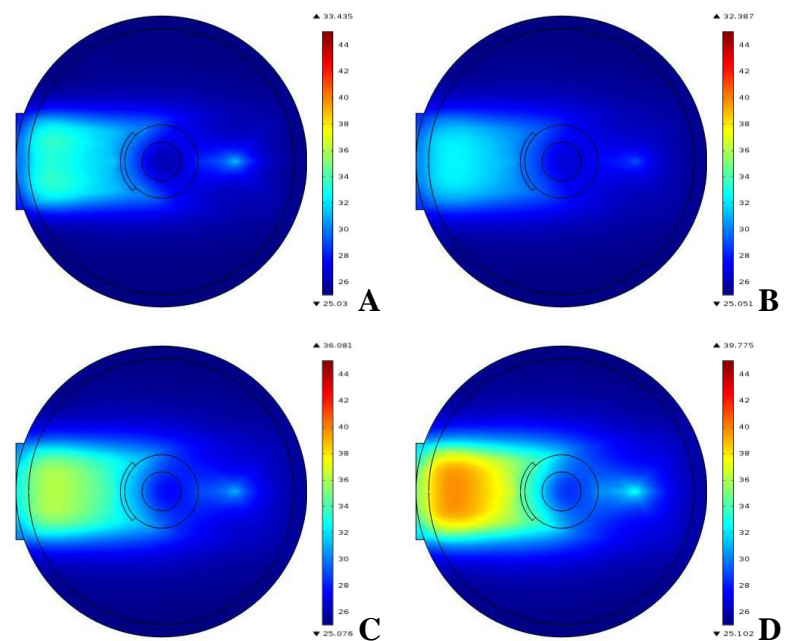


Figura 56: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

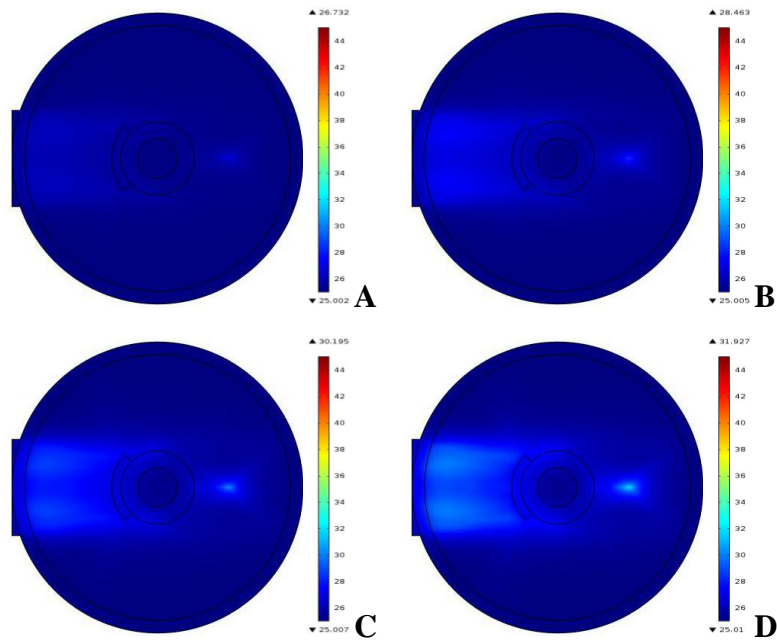


Figura 57: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 75 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

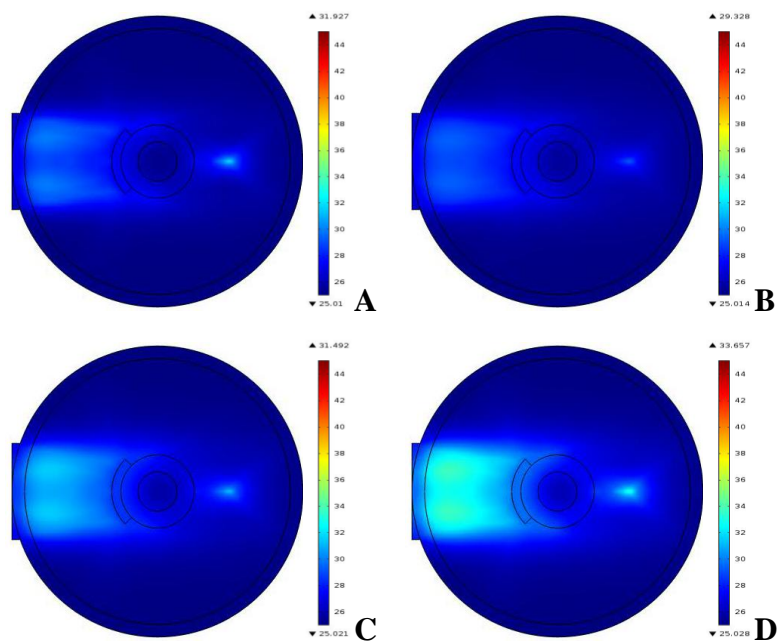


Figura 58: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 150 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

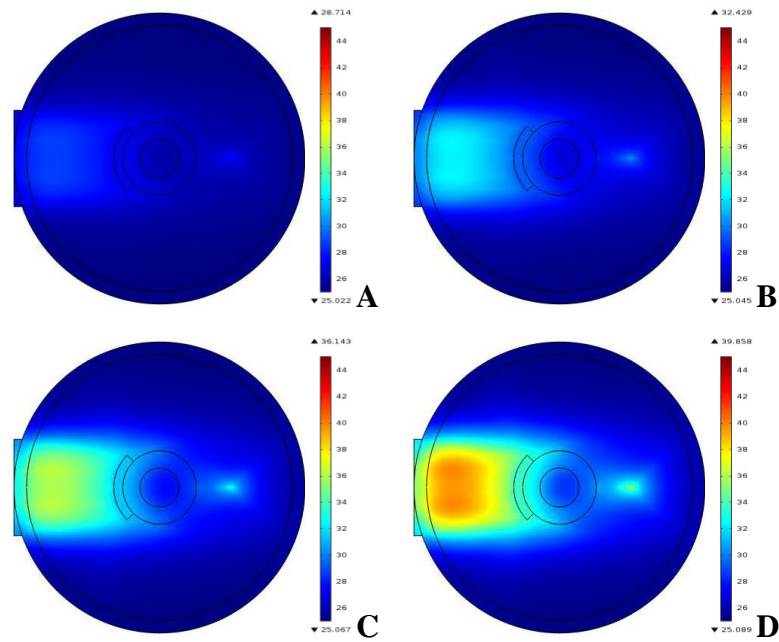


Figura 59: Simulação numérica do perfil de aquecimento no *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura após 300 segundos de irradiação com US contínuo a 1 MHz, e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

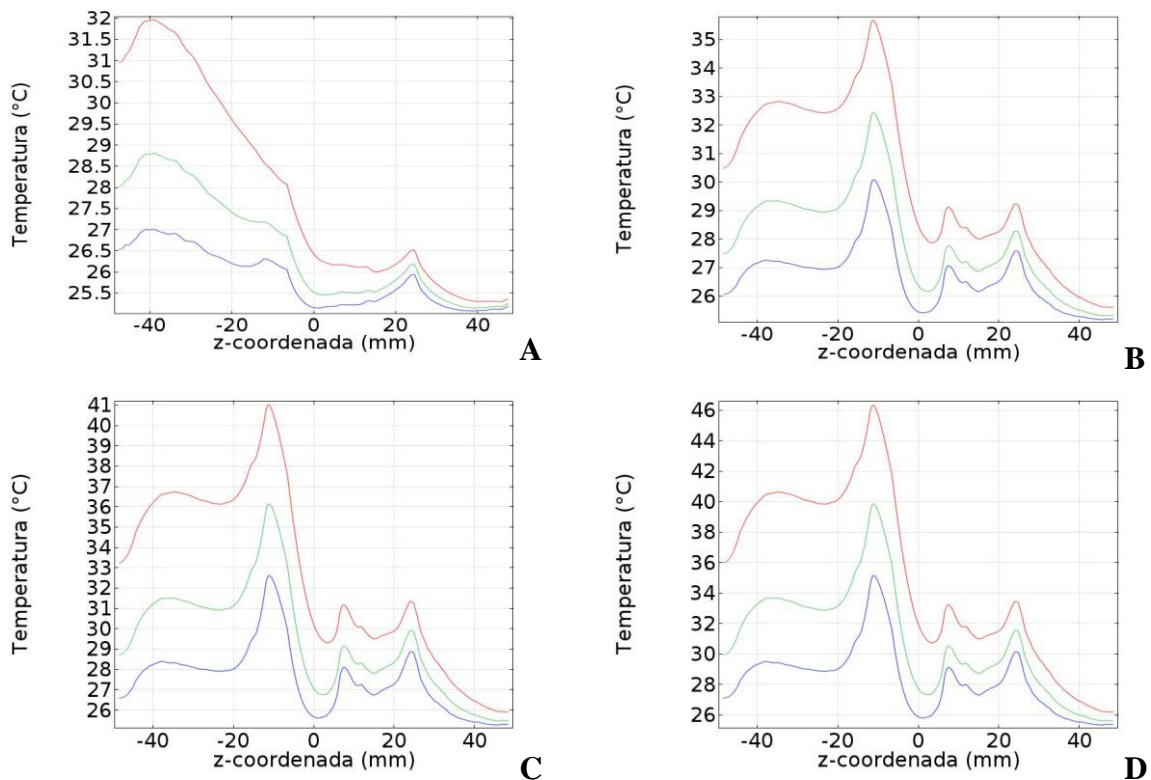


Figura 60: Curva térmica simulada ao longo do eixo z (profundidade) para o *phantom* sem implantes de placa de metal a 1 MHz; após irradiação com US contínuo por 300 (-linha vermelha), 150 (-linha verde), e 75 (-linha azul) segundos; e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

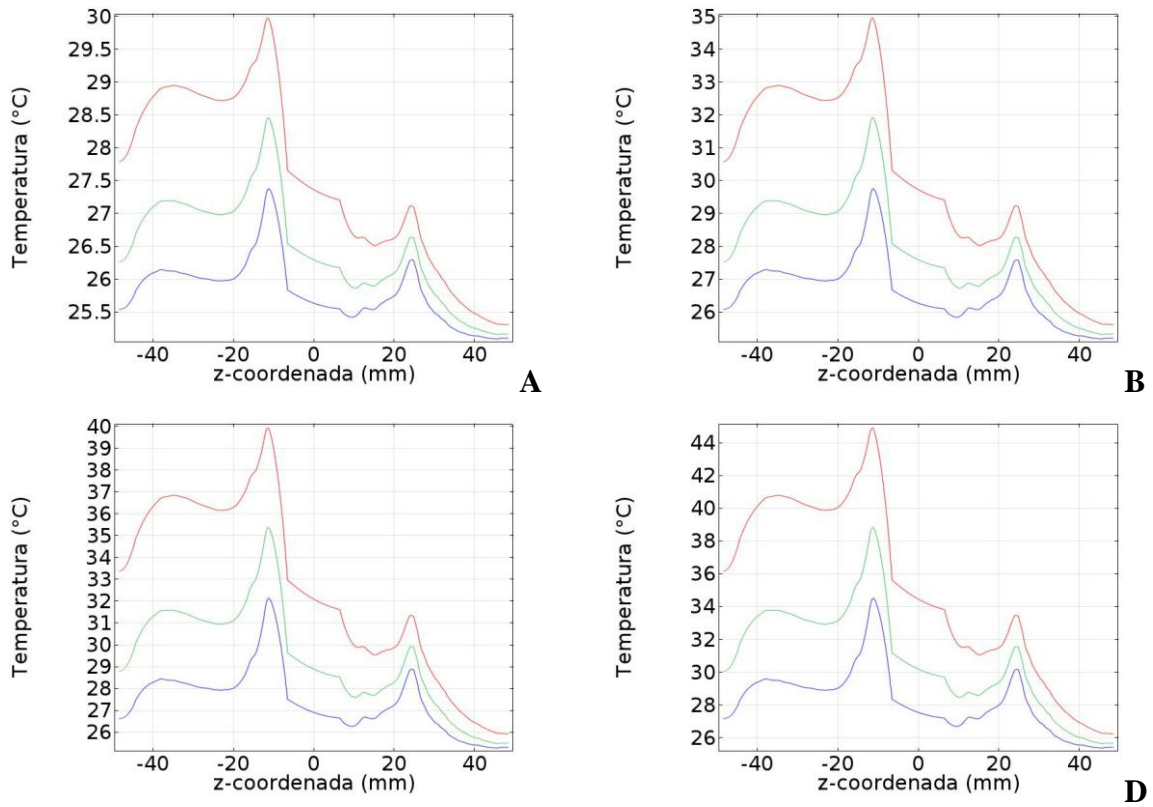


Figura 61: Curva térmica simulada ao longo do eixo z (profundidade) para o *phantom* com implante em forma de haste intramedular a 1 MHz; após irradiação com US contínuo por 300 (-linha vermelha), 150 (-linha verde), e 75 (-linha azul) segundos; e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 $W \cdot cm^{-2}$.

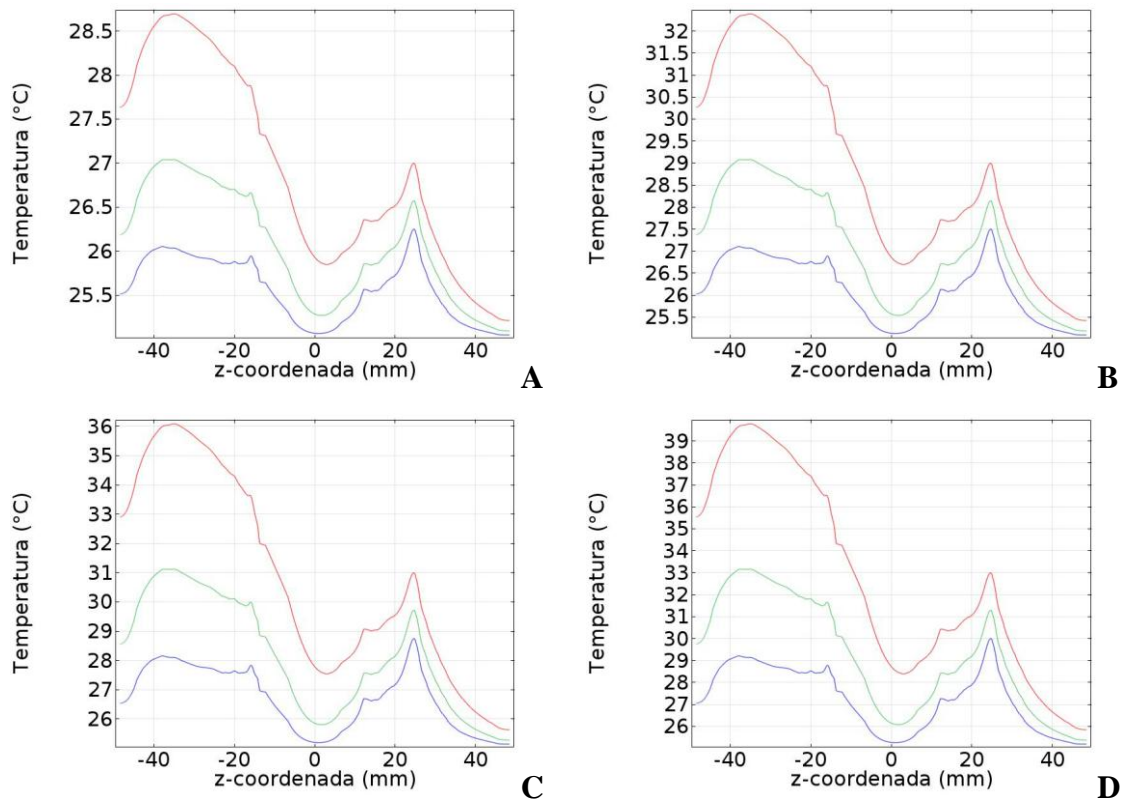


Figura 62: Curva térmica simulada ao longo do eixo *z* (profundidade) para o *phantom* com implante de placa de 1,5 mm de espessura a 1 MHz; após irradiação com US contínuo por 300 (-linha vermelha), 150(-linha verde), e 75(-linha azul) segundos.; e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C)1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

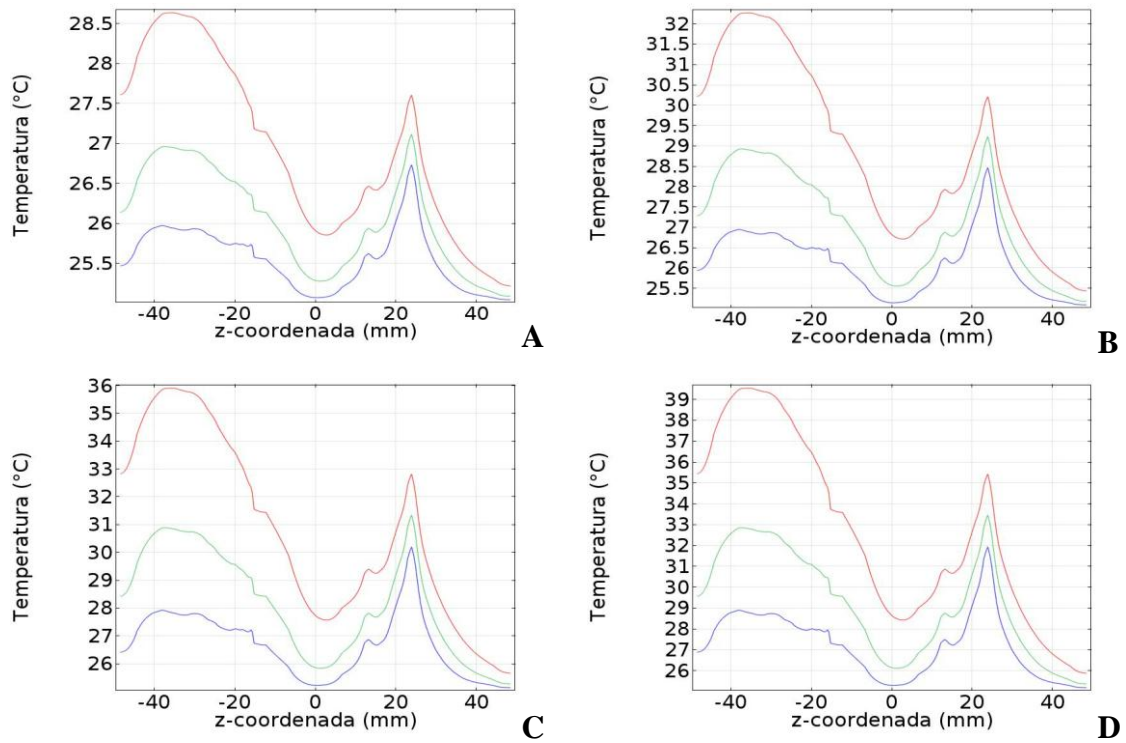


Figura 63: Curva térmica simulada ao longo do eixo z (profundidade) para o *phantom* com implante de placa de 3 mm de espessura a 1 MHz; após irradiação com US contínuo por 300 (-linha vermelha), 150(-linha verde), e 75(-linha azul) segundos; e nas intensidades: A) 0.5, B) 1.0, C) 1.5 e D) 2.0 W·cm⁻².

7. DISCUSSÃO

Observou-se que as propriedades acústicas dos corpos de prova desenvolvidos (Tabela 8) são similares às dos seus correspondentes na literatura (BROWNE *et al.* 2003, BASTO, 2007; CULJAT, 2010; BASTO, 2012) e compatíveis com os mesmos valores para os tecidos biológicos (Tabelas 2-3). Entretanto, a velocidade de propagação do *phantom* de tecido adiposo e a atenuação do *phantom* de tecido muscular necessitam ser levemente ajustadas.

Os corpos de prova à base de agarose apresentam propriedades bem próximas às dos tecidos biológicos, são atóxicos e baratos, no entanto, são sujeitos a degradação, (aproximadamente 15 dias) (OMENA, 2009). Isto se deve ao fato de o agar ser um material orgânico, meio de cultura facilmente atacado por bactérias e fungos. Por isso, estes *phantoms* necessitam ser acondicionados em ambiente refrigerado, e conservados em água a fim de evitar desidratação, sendo estes os fatores determinantes para sua durabilidade.

No que diz respeito às propriedades térmicas (Tabela 8), sobretudo a condutividade térmica, fazem-se necessárias modificações nas receitas, a fim de obter propriedades térmicas equivalentes a dos tecidos biológicos referidos na literatura (Tabela 2). A título de exemplo, a substituição de grafite por pó de Alumina (Al_2O_3) (CULJAT, 2010), ou uma mistura de pós de PVC e Grafite (BASTO, 2007; MENDES, 2010) conduziria à redução dos valores de condutividade térmica, mantendo a atenuação dentro da faixa desejada para o *phantom*.

A condutividade térmica do mimetizador de tecido ósseo empregado (material comercial) é inferior aos valores da literatura, sendo necessária a busca de outros materiais. As demais propriedades acústicas e térmicas do mimetizador de osso são compatíveis com as do tecido humano e satisfazem os critérios do presente trabalho (Tabelas 2-3 e 8).

A construção de *phantoms* antropomórficos é descrita na literatura, estes são mais complexos, pois, se propõem a mimetizar sistemas e órgãos completos, e não tecidos específicos (CULJAT, 2010). O *phantom* antropomórfico confeccionado, embora, perecível e friável ao manuseio excessivo (por ser confeccionado com receitas à base de agar), mostrou-se estável dentro do período em que as imagens térmicas foram confeccionadas (\approx 2 semanas). Este mimetiza de forma satisfatória a estrutura do terço médio do braço humano com o modelo simplificado de cilindros concêntricos.

A construção deste tipo de *phantom* representa um avanço pela complexidade do modelo, não apenas por apresentar múltiplas camadas de diferentes materiais, mas por contemplar também a geometria do segmento, o acoplamento não ideal entre o transdutor de US e o tecido, além da repercussão (aquecimento) do campo acústico gerado pelo UST no interior do modelo. A consideração da geometria e do acoplamento não ideal confere maior complexidade aos modelos aproximando-os do caso real descrito na literatura (BARKMAN *et al*, 2000; OLIVEIRA *et al*, 2012).

Existem muitos estudos na literatura que avaliam o padrão de aquecimento em diferentes materiais dentre *phantoms* (BASTO, 2007; BUNN, 2009; BASTOS, 2012; REIS, 2012; COSTA, 2012;) e tecidos biológicos (DRAPER *et al*, 1998, LIN, 2000; OSHIKOYA *et al*, 2000; HOLCOMB e JOYCE, 2003; FRYE *et al*, 2007; YAMAZAKI, 2008; NIKAWA *et al*, 2008; KOCAOĞLU, 2011; AREIAS, 2012), empregando as mais diversas metodologias tais com cristais termocromáticos, termopares, termografia infravermelha, simulações numéricas, entre outros. O presente trabalho apresenta como contribuição, estudos da distribuição de temperatura em *phantoms* multicamadas associando a termografia infravermelha e as simulações numéricas.

Nos estudos experimentais, temperaturas em nível terapêutico foram atingidas a partir de $1,5 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de irradiação de 300 segundos nos *phantoms* controlee com implante de placa de 3 mm. Para o *phantom* com implante de placa de 1,5 mm estas só foram atingidas a partir de $2 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de irradiação de 150 segundos. No *phantom* com implante em forma de haste intramedular apesar do registro de temperaturas acima de 40°C para $1,5 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de irradiação de 150 segundos estas ocorrem somente para região da própria haste.

Estima-se que os efeitos térmicos benéficos do UST ocorram com a elevação da temperatura do tecido biológico a $40\text{-}45^{\circ}\text{C}$, por no mínimo 5 minutos (SPEED, 2001).

Estudos demonstraram que temperaturas superiores a 45°C podem iniciar a desnaturação de proteínas em tecidos biológicos (SPEED, 2001), levando a ocorrência de dano celular e lesão tecidual (ROBERTSON e BAKER, 2001). Por essa razão, neste trabalho, o registro da temperatura foi tomado como indicador do risco de lesão por hipertermia. As temperaturas potencialmente lesivas aos tecidos ($>45^{\circ}\text{C}$) aparecem em branco nas imagens (Figuras 35-46) e foram grifadas em vermelho nas Tabelas 9-12.

Nos estudos de termografia infravermelha, temperaturas mais elevadas foram observadas nos *phantoms* com implantes metálicos quando comparados ao controle sem implantes, supondo que nos primeiros o risco de lesão por hipertermia é maior. De um modo geral, as temperaturas mais altas foram registradas para as camadas referentes ao próprio implante metálico(Figuras 35-46 e Tabelas 9-12).

Independente do tempo de irradiação do UST, temperaturas acima de 45°C não foram registradas para as intensidades de 0,5 e 1,0 W·cm⁻²; para nenhum dos *phantoms*(Figuras35A-46A e 35B-46B, e Tabelas 9-12).

Temperaturas acima de 45°C foram registradas para intensidade de 2 W·cm⁻² e tempo de irradiação de 300 segundos, para todos os *phantoms* (Figuras 37D, 40D, 43D e 46D e Tabelas 9-12).

Observou-se também temperaturas mais elevadas e uma ampliação do campo térmico nos *phantoms* que possuíam implantes em forma de placa (Figuras 35-46), justificado por reflexão das ondas de US ao atingir o implante de metal devido a diferença de impedância acústica entre este e os materiais adjacentes (Equações 3-6). Parte da energia mecânica das ondas refletidas e retroespalhadas é convertida em calor, o que contribui para o acréscimo em temperatura observado nos materiais mimetizadores de tecidos moles.

Apesar das altas temperaturas registradas nos *phantoms* sem metal e com haste intramedular para intensidade de 2 W·cm⁻² e tempo de irradiação de 300 segundos, a área de aquecimento estimada era de pequena dimensão e não pôde ser segmentada para todas as repetições dos experimentos conduzidos, o que indicaria que a lesão por hipertermia pode ser pontual, nestes casos, ficando restrita à região em que ocorre o pico de temperatura (picos quentes)(Figuras 37D e 40D e Tabelas 9-10). As temperaturas mais altas dos experimentos com a câmera infravermelha foram registradas para o *phantom* com implante em forma de haste intramedular justificado, pois as ondas refletidas na haste ficam reverberando no interior do canal medular aquecendo a haste e a interface deste com o material Sawbones.

Temperaturas altas foram registradas nos *phantoms* com implantes em forma de placa para intensidade de $2 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e tempo de irradiação de 300 segundos, a área de aquecimento segmentada para as imagens indicaria que a lesão por hipertermia alcançou dimensões não desprezíveis em relação às dimensões dos *phantoms* (Figuras 43D e 46D ; Tabelas 11-12). Para o *phantom* com implante em forma placa de 1,5 mm de espessura a área lesão por hipertermia média estimada foi de $1,764 \text{ cm}^2 (\pm 0,622)$, e para o *phantom* com implante em forma placa de 3 mm de espessura a área lesão estimada foi de $2,267 \text{ cm}^2 (\pm 0,421)$ (Figura 51).

Temperaturas mais elevadas foram registradas no *phantom* com implante de metal em forma de placa de 1,5 mm, quando comparadas ao *phantom* com implante de metal em forma de placa de 3 mm. Isto pode ser devido à maior capacidade calorífica do primeiro, por possuir menor espessura da placa e conseqüentemente menor volume. As temperaturas elevadas no *phantom* com implante de metal em forma de placa de 3 mm podem ser justificadas por ampliação do campo térmico o que predispõe a menos regiões de pontos quentes, mas ao aumento das dimensões da área de lesão (Figura 51).

Valores incoerentes quanto à elevação da temperatura com o aumento da intensidade e tempo de irradiação foram observados e aparecem grifados em azul nas Tabelas 8-12. Estes podem ser devido a dificuldade de garantir que todos os pontos da face do transdutor de US se mantivessem perpendiculares a superfície dos *phantoms*, visto que o ajuste deste era manual, o que poderia gerar valores de temperatura *outliers* e que contribuíram para a elevação da temperatura máxima e média registradas.

No estudo de simulação numérica com o software COMSOL®, observou-se que os todos os *phantoms* apresentam mesmo padrão de aquecimento do estudo experimental (Figuras 35-46 e Figuras 48-59).

Nos estudos simulados dentre os *phantoms* com implantes de metal, as temperaturas mais altas foram registradas para o *phantom* com implante em forma de haste intramedular (Figuras 40 e 53) o que também foi verificado no estudo experimental. As hastes reais, entretanto apresentaram temperaturas mais altas. Este fato pode ser devido à diferença de impedância entre o aço inoxidável e o material Sawbones e ao não perfeito acoplamento entre a haste e o canal medular.

A maior abrangência do campo térmico observada nos estudos experimentais em *phantoms* com implantes em forma de placa, também foi observada nos estudos simulados (Figuras 35-46 e Figuras 48-59) e, assim como nos modelos experimentais, menores temperaturas foram registradas para o *phantom* com implante de placa de 3 mm (Figuras 54-59 e Figuras 62-63).

No entanto, os estudos experimentais e simulados discordam, visto que, nas simulações, temperaturas menores foram registradas nos *phantoms* com metais quando comparadas ao controle sem metal (Figuras 35-46 e Figuras 48-59). Uma justificativa para o ocorrido pode ser o fato da simulação não contemplar a heterogeneidade dos materiais que compõem cada camada dos modelos propostos (não ocorre espalhamento, p.ex.) e supor o perfeito acoplamento destas. Isto pode subestimar a absorção das ondas de ultrassom e consequentemente a geração de calor nos tecidos adjacentes aos implantes.

Nos estudos simulados, observou-se aquecimento além da região correspondente ao cilindro que mimetiza o tecido ósseo, o que pode indicar que a face curva das camadas anteriores dos *phantoms* está atuando como uma lente, fazendo com que as ondas de US converjam em uma posição específica do material Agar + grafite 6%, após atravessar o mimetizador de osso e elevem a temperatura (Figuras 48-63). Outra justificativa para o ocorrido é o fato de os modelos simulados não contemplar a heterogeneidade dos materiais, subestimando a absorção e a geração de calor nos modelos propostos.

As propriedades térmicas dos materiais empregados na confecção dos *phantoms* são diferentes das dos tecidos humanos, fazendo com que as temperaturas encontradas nos estudos experimentais e simulados sejam maiores do que as esperadas em tecidos biológicos. Este fato impede a associação imediata das áreas acima de 45°C encontradas tanto na simulação quanto nos experimentos com os casos reais (em tecido biológico), principalmente porque outros fatores importantes devem ser considerados como o tempo de duração da terapia, a relação entre a ERA e o tamanho da área a ser tratada, a movimentação do transdutor de UST (ITAKURA *et al*, 2012), a não homogeneidade das propriedades térmicas dos tecidos humanos, a capacidade do corpo humano para manter constante a temperatura corporal e a perda de calor por perfusão dos tecidos humanos (COTTA *et al*, 2010) para avaliar de forma mais acurada o potencial lesivo por hipertermia do UST. Entretanto, o padrão de aquecimento aqui observado sugere claramente as regiões passíveis de serem lesadas por uma terapia.

8. CONCLUSÃO

Neste estudo foi confeccionado um *phantom* anatômico do braço com inserção de implantes de materiais não biológicos, capazes de mimetizar de modo aproximado as propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos humanos. Foi possível obterem-se maiores informações sobre os padrões de aquecimento, distribuição de calor e potencial para lesão por hipertermia nos tecidos biológicos adjacentes a região do implante após aplicação do ultrassom terapêutico. Os estudos experimentais e simulados apresentam padrão de aquecimento similar para todos os *phantoms* propostos, com ampliação da área de aquecimento para os *phantoms* com implante em forma de placa. Resultados aparentemente conflitantes quanto à segurança da terapia por ultrassom na presença de implantes de metal foram observados nos estudos experimentais e simulados e, portanto, extrapolação do potencial lesivo real do UST nos tecidos biológicos ainda não pode ser afirmada de forma definitiva.

Os modelos simulado e experimental ainda precisam ser incrementados para levar em conta fatores que têm influência no aquecimento dos tecidos biológicos e assim, avançar na compreensão do potencial lesivo por hipertermia do uso do UST na presença de implantes de metal.

9. REFERÊNCIAS

AMBROSIO, L.; NETTI, P.; IANNACE, S.; HUANG, S. J.; NICOLAIS, L. “Composite hydrogels for intervertebral disc prostheses”. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, v. 7, p. 525-530, 1996.

AREIAS, Lyvia Mouco Adolpho. **Simulação da propagação do campo térmico gerado a partir de campos acústicos em meios biológicos**. 2012. 62 f. Monografia (Graduação em Física Médica) – Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2012.

BAKER, Kerry G.; ROBERTSON, Valma J.; DUCK, Francis A. “A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects”. **Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association**. [S.l]: American Physical Therapy Association, n. 81, p.1351-1358, 2001. Disponível em: <<http://ptjournal.apta.org/content/81/7/1351>>. Acesso em: 28 nov. 2011.

BACON, D. R.; SHAW, A. “Experimental validation of predicted temperature rises in tissue mimicking Materials”. **Phys. Med. Biol.**, v. 38, p.1647-1659, 1993.

BARTHELAT, François. “Biomimetics for next generation materials”. **Philosophical Transactions of the Royal Society**, v. 365, p. 2907-2919, 2007.

BARKMANN, R.; LÜSSE, S.; STAMPA, B.; SAKATA, S.; HELLER, M. e GLÜER, C.C. “Assessment of geometry of human finger phalanges using quantitative ultrasound in vivo”. **Osteoporosis International**, v. 11, p.745-755, 2000.

BASTO, Rodrigo Leite Queiroga. **Construção de um phantom sintético com propriedades termofísicas e ultra-sônicas similares às do tecido biológico humano em 1,0 e 2,8 MHz**. 2007. 77 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007.

BASTO, Rodrigo Leite Queiroga. **Modelo Teórico e Experimental de Aquecimento Muscular Produzido por Irradiação Ultrassônica em Nível Terapêutico**. 2012. Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2012.

BROWNE, J.E.; RAMNARINE, K.V; WATSON, A.J.; HOSKINS, P. R. “Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms”. **Ultrasound Medicine & Biology**. v. 29, n. 7, p.1053-1060, 2003.

BATAVIA, Mitchell. “Contraindications for superficial heat and therapeutic ultrasound: do sources agree?”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, [S.l], v. 85, n.6, p. 1006-1012, jun. 2004.

BELANGER, Alain-Yvan. **Ultrasound Therapy**. In:____. Therapeutic electrophysical agents – evidence behind practice. 2. ed. [S.l]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. cap. 20, p. 386-420.

BUNN, Priscila dos Santos. **Phantom termo-cromático com propriedades ultra-sônicas e termofísicas similares às dos tecidos moles humanos em 1MHz**. 2009. 84 f.

Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.

CAMERON, Michelle. **Ultrassom**. In:____. Agentes físicos na reabilitação. 3.ed. São Paulo: Elsevier, 2009. cap. 7, p. 176-206.

CANALE, S. T. **Cirurgia ortopédica de Campbell**. 10.ed. [S.l]: Manole, 2006.

CICCONE, W.; MOTZ, C.; BENTLEY, C.; TASTO, J. “Bioabsorbable implants in orthopaedics: new developments and clinical applications”. **J. Am. Acad. Orthop.Surg.**, v. 9, p. 280-288, 2001.

CHEEKE, DAVIS J.N. **Physical Acoustics**. In:____. Fundamentals and Applications of Ultrasound Waves.[S.l]: CRC Press, cap. 7, p. 128-132, 2002.

COTTA, R. M.; COTTA, B. P.; NAVEIRA-COTTA C. P.; PEREIRA-COTTA, G
International Journal of Thermal Sciences.v.49, p. 1510-1516, 2010.

COSTA, R. M.; OMENA, T.P.; COSTA JÚNIOR, J. F.; CHALCO, M. P.; VONKRÜGER, M.A.; PEREIRA, W. C. A.. “Padrão de aquecimento por ultrassom terapêutico em phantom bicamada utilizando câmera infravermelha” **Anais do XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, Recife, PE-Brasil, 2012.**

COSTA, Rejane Medeiros. **Corpo de prova de resina epóxi com propriedades termocromáticas para avaliação qualitativa do feixe ultra-sônico aplicado em fisioterapia.** 2009. 96 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.

COUGHLIN, M. J. “The Scandinavian total ankle replacement prosthesis”. **AAOS Instr. Course Lect.**, v.51, p. 135–142, 2002.

CULJAT, Martin O. et al. “A review of tissue substitutes for ultrasound imaging”. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v.36, n.6, p.861–873, 2010.

DATTA A., RAKESH V. An Introduction to Modeling of Transport Processes. **Applications to Biomedical Systems.** 2. ed. New York: Cambridge University Press, 2010.

DRAPER, D.; ANDERSON, C.; SCHULTHIES S.S.; RICARD, M.D. Immediate and Residual Changes in Dorsiflexion Range of Motion Using an Ultrasound Heat and Stretch Routine. **Journal of Athletic Training**, v.33, n.2, p.141-144, 1998.

DESHMUKH, R. V.; SCOTT, R. D. “Unicompartmental knee arthroplasty: long-term results”. **Clin.Orthop.**, v. 392, p. 272-278, 2001.

EASLEY, M. E.; VERTULLO, C. J.; URBAN, W. C.; NUNLEY, J. A. “Total ankle arthroplasty”. **Journal Am Acad Orthop Surg.**, v. 10:p. 157-167, 2002.

ESTON, Roger; EVANS, Rhodri; FU, Frank. "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, p. 9-13, 1994.

EISENBERG, R. **Radiology: an illustrated history**. St. Louis: Mosby, 1992.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (Estados Unidos da América). **FDA 1050.10**: Food and drug administration department of health and human service - Radiological health - Performance standards for sonic, infrasonic, and ultrasonic-emitting products - Ultrasonic therapy products systems. Washington, 2011.

FISH, Peter. Nature of Ultrasound. In: _____. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**. [S.l]: John Wiley & Sons, 1990. cap. 2, p. 7-20.

_____. Propagation in tissue. In: _____. _____. [S.l]: John Wiley & Sons, 1990. cap. 3, p. 21-26.

_____. Bioeffects, dosimetry and safety. In: _____. _____. [S.l]: John Wiley & Sons, 1990. cap. 16, p. 201-220.

FURTADO, C.S. **Método calorimétrico para medição do campo térmico por Ultra-Som empregado em fisioterapia**. 2005. 53f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.

GILL, L. H. "Principles of joint arthroplasty applied to the ankle". **AAOS Instr. Course Lect.**, v. 51, p. 117-128, 2002.

GUIRRO, Elaine C. de O.; GUIRRO, Rinaldo R. de J. Ultra-som. In: _____. **Fisioterapia dermatofuncional**. 3. ed. Barueri, SP: Manole, 2004. cap. 7, p. 175-208.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert. **Fundamentos de Física 2: Gravitação, ondas e termodinâmica**. 3ª. ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, v. 2, 1991. Cap. 20, p. 182 - 183.

HARDOUIN, P., et al. "Tissueengineering and skeletal diseases". **Joint Bone Spine**, v. 67, p. 419-424, 1991.

HENCH, L. "Biomaterials". **Science**, n. 208, p.826-831, 1980.

HENCH, L.; POLAK, J. "Third generation biomedical materials".**Science**, n.295, p. 1014-1017, 2002.

HILL, C. R.. "Medical ultrasonics: an historical review". **British Journal of Radiology**, [S.l]: Institute of Cancer Research, n. 46, p. 899-905, 1973.

HOLCOMB, W. R .; JOYCE, C. J. A Comparison of Temperature Increases Produced by 2 Commonly Used Ultrasound Units. **Journal of Athletic Training**; v.38, n.1, p.24–27, 2003.

HOWARD, S. An. Biomateriais. In:**Manual do Residente em Ortopedia: Uma sinopse para preparação aos exames da especialidade**.Rio de Janeiro :RevinteR, 1995.cap. 70, pg. 458-463.

HUNTER, T. B.; TALJANOVIC, M. "Overview of medical devices". **Curr. Probl. Diag. Radiol.**, n. 4, p. 89-139, 2001.

INCROPERA, Frank P.; DEWITT, David P.;BERGMAN, Theodore L.andLAVINE, Adrienne S. Thermophysical Properties of Matter.In:_____.**Fundamentals of Heat and Mass Transfer**, .[S.l]:: John Wiley & Sons, 2007, Appendix A, p. 931.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU Report 61: Tissue Substitutes, Phantoms and Computational Modeling in Medical Ultrasound. **ICRU Publications**, Bethesda-Maryland, 1998.

INGLIS, A. E.; PELLICCI, P. M. "Total elbow replacement".**J. Bone Joint Surg.**, n. 62, p. 1252-1258, 1980.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU Report 61**: Tissue Substitutes, Phantoms and Computational Modelling in Medical Ultrasound. ICRU Publications, Bethesda, Maryland, 1998.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC 61689**: Ultrasonics, Physiotherapy systems, Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz. Genebra, Suíça, 2007.

ITAKURA, D.A.; MAGAS V.; NEVES E.B.; NOHAMA P. Alteração da temperatura nos tecidos biológicos com a aplicação do ultrassom terapêutico. **FisioterapiaemMovimento**. v.25, n.4, p.857-868, 2012.

JEBSON, P. J.; ADAMS, B. D. “Wrist arthrodesis: review of current techniques”. **Journal of American Academy of Orthopedic Surgery**, v.9, p. 953-960, 2001.

JOHNSTONE, B. R. “Proximal interphalangeal joint surface replacement arthroplasty”. **Hand Surgery**, v. 6, p. 1–11, 2001.

KAYE, G.W.C; LABY, T.B.. General physics. In:____. **Tables of physical and chemical constants**. [S.l]: NPL, cap.2, 2005. Disponível em: http://www.kayelaby.npl.co.uk/general_physics. Acesso em: 13 Ago 2012.

KANE, D.; GRASSI, W.; STURROCK, R.; BALINT, P. V. “A brief history of musculoskeletal ultrasound: ‘From bats and ships to babies and hips’”. **Rheumatology**, [S.l]; n. 43, p. 931–933, 2004.

KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. “Human Skeletal Muscle Size and Architecture: Variability and Interdependence”. **American Journal of Human Biology**., v.18, p.845–848, 2006.

KOCAOĞLU, B.; ÇABUKOĞLU, C.; ÖZERAS, N.; SEYHAN, M.; KARAHAN, M.; YALCIN, S. The Effect of Therapeutic Ultrasound on Metallic Implants: A Study in Rats. **ArchPhysMedRehabil**. v.92, 2011.

LACERDA, Felipe; CASAROTTO, Raquel; BALDAN, Cristiano. Utilização do ultra-som terapêutico sobre regiões com implantes metálicos: uma revisão da literatura. **Fisioterapia em movimento**, [S.l.], v. 17, n. 1, p. 39-44, jan./mar. 2004.

LIN, W.; LIAUH, C.T; CHEN, Y., et al. (2000) “Theoretical Study of Temperature Elevation at Muscle/bone Interface During Ultrasound Hyperthermia”, **Medical Physics**, v. 27, n. 5, p.1131- 1140.

LUBBERS, J. and GRAAFF, R. (1998), “A Simple and Accurate Formula for the Sound Velocity in Water”.**Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 24, n. 7, p. 1065–1068.

MADSEN, E. L.; HOBSON, M. A.; FRANK, G. R.; SHI, H.; JIANG, J.; HALL, T. J.; VARGHESE, T.; DOYLEY, M. M.; WEAVER, J. B. “Anthropomorphic breast phantoms for testing elastography systems”.**Ultrasound in Medicine and. Biology**, v.32, p 857–74, 2006.

MAGGI, L. E.; COSTA JÚNIOR, J. F. S.; CORTELA, G.; Reis, L. C.; KRÜGER, M.A. e PEREIRA, W. C. A. “Estudo da Incerteza em 3 Métodos de Estimação da Velocidade Longitudinal Ultrassônica”. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2012, Porto de Galinhas. **Anais do CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**. Rio de Janeiro: SBEB, 2012. p. 1771-1775.

MAGGI, Luís Eduardo. **Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms ultrassônicos**. 2011. 136 f. Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

MAST, Douglas T. “Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues”.**Acoustics Society of America**. Acoustics Research Letters Online, v.1, n. 2, p. 37-42, 2000.

MENDES, M. R. et al. “Estudo experimental da propagação da energia ultrassônica em *phantom* biológico tripla camada” In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2010, Tiradentes. **Anais do CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**. Rio de Janeiro: SBEB, 2010. p. 1517-1520.

MIYATANI, Masae; KANEHISA, Hiroaki; ITO, Masamitsu; KAWAKAMI, Yasuo; FUKUNAGA, Tetsuo. “The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups”. **European Journal of Applied Physiology**, v.91, p. 264-272, 2004.

NAVARRO, M. et al. “Biomaterials in orthopaedics”.**Journal of the Royal Society Interface**, Londres, n. 5, p. 1137-1158, 30 jul. 2008. Disponível em: <<http://rsif.royalsocietypublishing.org/>>. Acesso em: 19 nov. 2011.

NIKAWA, R.; SAKUMA, S.; TANAKA, S.; TSUCHIYA, T.; ENDOH, N.. Measurement of temperature rise in phantom using infrared imaging by varying pulse repetition frequency. **Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics**, v.32, p.407-408, 2011.

OLIVEIRA, D. P., PEREIRA, W. C. A., KRUGER, M. A. V. Influência da geometria do terço médio do braço na propagação do Ultrassom terapêutico. **Anais do XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica**, Porto de Galinhas, PE-Brasil, 2012.

OMENA, T.P. et al. “Infrared image inside a phantom heated by ultrasound irradiation”. In: **PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES, 2011, Rio de Janeiro**. [Trabalhos apresentados]. Rio de Janeiro: UFRJ, mar./abr. 2011, p. 221

OMENA, Thaís Pionório. **Calorímetro diferencial com matriz linear de termopares para avaliação do aquecimento ao longo do feixe ultra-sônico gerado por equipamentos de fisioterapia**. 2009. 81 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.

PATEL, N. et al. “A comparative study on the in vivo behavior of hydroxyapatite and silicon substituted hydroxyapatite granules”. **J. Mater. Sci. Mater. Med.** v. 13, p.1199-1206, 2002.

PENNES, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. **Journal of Applied Physiology**, v.1, p. 93-102, 1948.

PEROGLIO, M. et al. "Toughening of bioceramics scaffolds by polymer coating". **J. Eur. Ceram. Soc.** v. 27, p. 2679-2685, 2007.

PEQUINI, Suzi Mariño. **Ergonomia aplicada ao design de produtos: um estudo de caso sobre o design de bicicletas**. 2005. Tese (Doutorado) – Departamento de Tecnologia da Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

PRENTICE, Willian E. **Ultra-somterapêutico**. In: DRAPPER, David; PRENTICE, Willian. Modalidades terapêuticas para Fisioterapeutas. 2. ed. São Paulo: Artmed, 2004. cap. 10, p. 245-279.

PUNT, I. M. et al. "Complications and reoperations of the SB Charite' lumbar disc prosthesis: experience in 75 patients". **Eur. Spine Journal**, v. 17, p. 36-43, 2008.

QU, Xia. "Morphological effects of mechanical forces on the human humerus". **Br. J. Sports Med.**, v. 26, p.51-53, 1992.

Reis, L. C.; Costa, G. A.; Santos, T. Q.; Costa Júnior, J. F. S; Chalco, M.E.P.; Fontes-Pereira, A. J.; Fantinati, A. M. M; Pereira, W. C. A.; Maggi L. E. "Estudo do aquecimento produzido por ultrassom terapêutico em osso e phantoms de gordura e músculo". **Anais do XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica**, Porto de Galinhas, PE-Brasil, 2012.

ROBERTSON, Valma J.; BAKER, Kerry G. "A review of therapeutic ultrasound: effectiveness studies". **Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association**, [S.l]: American Physical Therapy Association, n. 81, p. 1339-1350, 2001. Disponível em: <<http://ptjournal.apta.org/content/81/7/1339>>. Acesso em: 19 nov. 2011.

SÁ, J.N.B.; BUNN, P.S.; PEREIRA, W.C.A. “Análise dos fundamentos das dosagens indicadas para a aplicação do ultra-som em fisioterapia”. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 10., 2006, São Paulo. Anais do **CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**. Rio de Janeiro: SBEB, p. 815-1517, 2006.

SALTZMAN, C. L.; ALVINE, F. G. “The Agility total ankle replacement”. **AAOS Instr. Course Lect.**, v. 51, p. 129-133, 2002.

SELFRRIDGE, A. R. “Approximate Material Properties in Isotropic Materials”. **IEEE TRANSACTIONS ON SONICS ANDS ULTRASONICS**, v. SU-32, n.3, p.381-394, 1985.

SHAMPO, M. A.; KYLE, R. A. “John Julian Wild - pioneer in ultrasonography”. **Mayo Clinical Procedures**, n.72, p.23,1997.

SHAW, Adam; HODNETT, Mark. “Calibration and measurement issues for therapeutic ultrasound”. **Ultrasonics**, Reino Unido: Elsevier, n. 48, p. 234-252, 8 jan. 2008. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/ultras>. Acessoem: 19 nov. 2011.

SIMÃO, R. et al. “Influence of exercise order on maximum strength and muscle thickness in untrained men”. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.9, p.1-7, 2010.

SLONE, Richard M. et al. “Orthopedic fixation devices”. **RadioGraphics**, Maryland, n.11, p. 823-847, 12 fev. 1991.

STARKEY, Chad. Ultra-som. In:____. **Recursos terapêuticos em Fisioterapia**. Barueri, SP:Manole, 2001. cap. 6, p. 277-313.

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

TALJANOVIC, Mihra. et al. Joint arthroplasties and prostheses. **RadioGraphics**, Maryland, v. 23, n. 5, p.1295-1314, set./out. 2003.

TEIXEIRA, C. A. et al. "A soft-computing methodology for noninvasive time-spatial temperature estimation". **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 55, n. 2, pp. 572-580, 2008.

TINGART, Markus; Apreleva, Maria; VON STECHOW, Dietrich; ZURAKOWSKI, David; WARNER, Jon J. "The cortical thickness of the proximal humeral diaphysis predicts bone mineral density of the proximal humerus". **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.85, n.4, 2003.

VILAR FRANÇA, Milena. **Análise de Transferência de Calor em Cápsulas Usadas na Caracterização Térmica de Fluidos através do Método Flash**. 2011. Dissertação (Mestrado em Ciências da Engenharia): Programa de Engenharia Mecânica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

VOLLMER, Michael e M'OLLMANN, Klaus-Peter. Fundamentals of Infrared Thermal Imaging: Fundamentals, Research and Applications. In: ____ **Infrared Thermal Imaging**. 1. ed. [Weinheim, Alemanha]: John Wiley-VCH, 2010. cap. 1, p. 1-71.

YAMAZAKI, S. Investigation on the Usefulness of the Infrared Image for Measuring the Temperature, **2008 IEEE International Ultrasonics**, p.1698-1701, 2008.

YONG, Steve. **Terapia com Ultra-som**. In: KITCHEN, Sheila. Eletroterapia: prática baseada em evidências. 11. ed. [S.l]: Manole, 2003. cap. 14, p. 211-232.

ZEMANSKY, Mark W; DITTMAN, Richard H. **Calor y primer principio de la termodinamica**. In: ____ . Calor y termodinamica. 6ª ed. [S.l]: MacGraw-Hill, 1985. cap. 4, p. 72-106.