

SIMULAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO GERADO POR CAMPOS ACÚSTICOS
TERAPÊUTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS

Lyvia Mouco Adolpho Areias

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.

Orientador(es): Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira
Marco Antonio von Krüger

Rio de Janeiro
Setembro de 2015

SIMULAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO GERADO POR CAMPOS ACÚSTICOS
TERAPÊUTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS

Lyvia Mouco Adolpho Areias

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. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

Prof. André Victor Alvarenga, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
SETEMBRO DE 2015

Areias, Lyvia Mouco Adolpho

Simulação Do Campo Térmico Gerado Por Campos Acústicos Terapêuticos Em Meios Biológicos / Lyvia Mouco Adolpho Areias. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

VII, 84 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 74-79.

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

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

SIMULAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO GERADO POR CAMPOS ACÚSTICOS TERAPÊUTICOS EM MEIOS BIOLÓGICOS

Lyvia Mouco Adolpho Areias

Setembro/2015

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

A terapia por ultrassom é uma técnica cada vez mais utilizada em rotina clínica. Tem por base o aquecimento de tecidos provocado pela absorção de ondas ultrassônicas. Apesar de muito difundida, existem várias questões fundamentais ainda não investigadas adequadamente no que se refere à deposição de energia calorífica ao longo dos tecidos irradiados. O presente trabalho tem como objetivos simular os campos acústicos e térmicos provocados pela radiação ultrassônica em meios biológicos compostos por pele, gordura, músculo e osso, e também estudar os locais de possíveis sobreaquecimentos (pontos quentes), em função das intensidades ultrassônicas utilizadas, presença de implantes e diferentes geometrias do meio. As simulações são feitas utilizando o software comercial COMSOL Multiphysics® (versão 4.3). Os resultados obtidos estão condizentes com a teoria, entre eles o fato da interface músculo/osso ser preferencialmente aquecida e também o grau de aquecimento ser dependente da intensidade do feixe e do tempo de aplicação. Estes fatos são conhecidos dos profissionais de fisioterapia que aplicam terapia por ultrassom na rotina clínica. Por outro lado, já foi possível observar o papel importante que a pele tem ao absorver grande parte da energia acústica que nela chega, diminuindo consideravelmente o aquecimento dos tecidos adjacentes. Também se observou o desvio do foco e da correspondente região aquecida, causados pela inclinação dos tecidos em relação ao transdutor, fatos estes não relatados na literatura de ultrassom aplicado à Fisioterapia.

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

SIMULATION OF THERMAL FIELD GENERATED BY THE ACOUSTIC
THERAPEUTIC FIELDS IN BIOLOGICAL MEDIA

Lyvia Mouco Adolpho Areias

September/2015

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound therapy is a technique increasingly used in clinical routine. It is based on the heating of tissue caused by absorption of ultrasound waves. Although widespread, there are several fundamental issues not yet adequately investigated in relation to the deposition of heat energy along the irradiated tissue. This work aims to simulate the acoustic and thermal fields caused by ultrasonic radiation on biological tissue composed by skin, fat, muscle and bone, and also study the possible locations of overheating (hot spots), depending on the ultrasound intensities used, presence of implants and different geometries. The simulations were done using the software COMSOL Multiphysics® (version 4.3), initially simulating single layers, gradually refining the model until four layers of biological tissue. It is intended to compare the results with the values found in the literature. The results are consistent with the theory, among them the fact that the muscle / bone interface is preferably heated, the degree of heating being dependent on the beam intensity and the application time. These facts are known to the physical therapy professionals that apply ultrasound therapy in clinical practice. On the other side, it was possible to observe the important role played by the skin in the absorption of the acoustic energy, diminishing considerably the amount of energy delivered to adjacent tissues. It was also observed that the deviation of the focus and the corresponding heated area caused by the inclination of the tissues in relation to the transducer. These facts are not described in literature of ultrasound applied to Physiotherapy.

SUMÁRIO

1) INTRODUÇÃO	1
2) OBJETIVOS.....	2
2.1) Objetivo geral	2
2.2) Objetivos específicos	2
3) FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	3
3.1) O ultrassom.....	3
3.1.1) Princípios físicos.....	3
3.1.2) Interação com os tecidos biológicos	4
3.1.3) Campo acústico.....	4
3.1.4) Velocidade de propagação do ultrassom no meio.....	5
3.1.5) Coeficiente de atenuação	5
3.1.6) Impedância acústica	6
3.1.7) Potência e intensidade	6
3.1.8) Campo térmico gerado por feixe ultrassônico	7
3.1.9) Calor específico.....	7
3.1.10) Condutividade térmica	7
3.1.11) Efeitos fisiológicos	7
3.1.12) Ultrassom terapêutico.....	8
3.2) IMPLANTES.....	9
3.3)SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	12
4) MATERIAIS E MÉTODOS	14
4.1) Programa – COMSOL Multiphysics®	14
4.2) Formulação do problema	15
4.3) Implementação do modelo.....	16
4.3.1) Módulo acústico.....	16
4.3.2) Módulo Térmico	19

4.3.3) Geometrias	21
4.3.4) Condições de Borda	26
4.3.5) Malhas	26
4.3.6) Solução do Problema	27
5) RESULTADOS	28
5.1) CAMPOS ACÚSTICOS PARA 1MHz.....	28
5.2) CAMPOS TÉRMICOS PARA 1MHz.....	39
6) DISCUSSÃO.....	69
7) CONCLUSÃO	72
8) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
ANEXO 1	80

1) INTRODUÇÃO

É muito comum na área de fisioterapia a utilização de tratamentos termoterápicos, principalmente aqueles que produzem calor profundo, ou seja, aqueles que permitem o aquecimento de tecidos mais internos sem que os tecidos mais externos sejam também aquecidos. Como exemplo dessas terapias, tem-se o ultrassom, as micro-ondas e as ondas curtas (Low, 2001). O tratamento mais comumente utilizado é o ultrassom que provoca efeitos térmicos e mecânicos (atérmicos) nos tecidos biológicos (STARKEY, 2001). Os efeitos térmicos causados pelo ultrassom dependendo do protocolo de aplicação escolhido, e da maneira com que as suas ondas mecânicas se propagam e depositam energia ao longo dos tecidos (SPEED, 2001). Alguns estudos mostram que nas interfaces teciduais, existe um aquecimento preferencial por conta da deposição de energia local devido a fenômenos como a atenuação (LIN *et al.*, 2000).

Apesar dos inúmeros protocolos de utilização, ainda não existe embasamento científico que garanta a credibilidade e eficácia do tratamento, pois não se sabe que temperaturas são atingidas e por quanto tempo, nem a área abrangida. Outro ponto igualmente relevante e ainda pouco estudado se refere ao uso do ultrassom sobre áreas que possuem implantes de materiais não orgânicos, como endopróteses e implantes metálicos. Este fato pode ser constatado ao se observar alguns textos utilizados na formação de profissionais de fisioterapia. Alguns autores afirmam que o ultrassom terapêutico pode ser utilizado sobre próteses metálicas, mas não deve ser usado sobre próteses cimentadas ou acrílicas (BÉLANGER, 2010; CAMERON, 2009), outros sugerem não haver contraindicações, se a fonte de ultrassom for mantida em movimento (STARKEY, 2001), e há também revisão da literatura, concluindo que a presença de implantes não limita o uso do ultrassom terapêutico (LACERDA *et al.*, 2004). Ainda assim, alguns autores sugerem precaução na utilização do ultrassom sobre próteses metálicas, visto que a presença de tais próteses pode gerar um sobreaquecimento nos tecidos adjacentes a estas (YOUNG, 2003; GUIRRO e GUIRRO, 2004). Neste contexto, inúmeros estudos experimentais sobre aquecimento estão sendo feitos utilizando corpos de prova ou *phantoms* (MENDES *et al.*, 2010; ALVES *et al.*, 2012; OLIVEIRA *et al.*, 2014; COSTA *et al.*, 2015), o que levou a sugestão de desenvolvimento deste trabalho.

2) OBJETIVOS

2.1) Objetivo geral

Este trabalho tem por objetivo estudar o aquecimento por ultrassom de tecidos biológicos multicamadas, por simulação numérica (computacional) dos campos acústicos e térmicos. Pretende-se analisar a influência do primeiro sobre o segundo campo, assim como potenciais implicações relativas à aplicação terapêutica. Especial atenção será dada a fatores como a influência da geometria do modelo, a presença de implantes metálicos e do ângulo de incidência da onda ultrassônica.

2.2) Objetivos específicos

Analisar a geração do campo térmico a partir do campo acústico produzido por transdutores circulares operando em modo contínuo a 1 MHz, nos seguintes meios:

- Camadas planas paralelas simulando pele, gordura, músculo e osso;
- Camadas planas e não paralelas simulando gordura, músculo e osso;
- Camadas circulares concêntricas simulando membros periféricos;
- Meios multicamadas com a presença de implantes metálicos;

Em todos os casos pretende-se estudar a influência do ângulo de incidência no padrão de aquecimento das camadas, com destaque às condições em que campos térmicos a temperaturas terapêuticas são obtidos, assim como as condições extremas de risco biológico potencial aos tecidos.

3) FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1) O ultrassom

A onda de ultrassom (US) é uma perturbação mecânica que atravessa um determinado meio com velocidade constante no caso de uma propagação linear. É caracterizada como uma onda longitudinal, ou seja, a propagação da energia desta onda é dada paralelamente à direção do movimento imposto às partículas do tecido em que está sendo aplicado o ultrassom apesar de também existir uma componente transversal que, no corpo humano, é altamente atenuada. A faixa de frequência audível para seres humanos está compreendida entre 20 Hz e 20 kHz, portanto, ondas ultrassônicas são aquelas com frequências acima de 20 kHz.

O US tem diversas aplicações na área médica, sendo, as principais, no diagnóstico por imagem, na caracterização de tecidos e ainda nas aplicações terapêuticas. O aquecimento gerado pelo ultrassom é também objeto de estudo devido à importância da avaliação do seu uso seguro, requer a criação de um protocolo de utilização deste (DATTA e RAKESH, 2010).

Segundo as normas NBR IEC 61689:1998 e NBR IEC 60601-2-5:1997 da ABNT, nas aplicações terapêuticas, como aquecimento de regiões específicas, as intensidades situam-se na faixa entre 0,1 e 3 W.cm⁻² e frequências na faixa de 0,5 - 5 MHz, sendo as mais utilizadas as de 1 e 3 MHz. Para diagnóstico usam-se intensidades menores que 0,1 W.cm⁻² com frequências de 1 a 100 MHz, enquanto que para destruição tecidual, usam-se intensidades maiores que 10 W.cm⁻²(ABNT, 1997, 1998).

3.1.1) Princípios físicos

O ultrassom é regido pelos mesmos princípios físicos de acústica. Em um meio, o ultrassom é atenuado devido a alguns fatores como absorção e espalhamento, sendo a fração da energia atenuada por absorção transformada em calor (DATTA e RAKESH, 2010).

A onda ultrassônica é gerada por um transdutor, normalmente o elemento ativo deste é uma cerâmica piezoelétrica (sendo a mais utilizada confeccionada com zirconato-titanato de chumbo (PZT)). Excitando-se a cerâmica com um potencial elétrico alternado, resulta na vibração mecânica (efeito piezoelétrico). Os transdutores utilizados em fisioterapia são, em geral, circulares, podendo funcionar no modo contínuo ou pulsátil.

3.1.2) Interação com os tecidos biológicos

A onda ultrassônica interage com os tecidos de forma similar as ondas eletromagnéticas, apresentando efeitos como reflexão, refração, espalhamento, difração, divergência, interferência e absorção (FISH, 1990). Do ponto de vista do ultrassom biomédico, os fenômenos mais importantes são os de atenuação correspondente à diminuição da intensidade na direção de propagação e os de reflexão/transmissão. A atenuação é o fenômeno composto pela absorção (que gera aquecimento do meio) e pelo espalhamento (re-irradiação da onda em direções diferentes da original por partículas que têm diâmetro da ordem e abaixo do comprimento de onda). Já a reflexão/transmissão refere-se aos percentuais de energia ultrassônica que atravessam ou não a interface entre meios adjacentes. Ambos os fenômenos têm, portanto, papel importante na quantidade de energia depositada em cada meio (FISH, 1990).

3.1.3) Campo acústico

O feixe ultrassônico gerado por um transdutor pode ser entendido como o resultado da emissão de ondas semi-esféricas geradas por infinitas fontes localizadas na face do mesmo (Princípio de Huygens). Estas ondas interagem formando uma figura de interferência caracterizada por duas regiões, a primeira, mais próxima à face do transdutor é conhecida como campo próximo (Zona de Fresnel) e é caracterizada pela falta de uniformidade na distribuição de intensidades do feixe. A segunda região, conhecida como campo distante (Zona de Fraunhofer), é a região mais afastada da face do transdutor, onde a variação de intensidade do feixe é uniforme e cai com a distância. A região denominada foco natural (onde todas as ondas originadas da face da cerâmica passam a ficar em fase), é determinada pela posição do último máximo axial de pressão (Figura 1) e é a região que delimita os dois campos. Seu afastamento da face do transdutor pode ser calculado através da equação 1, onde D representa a posição do último máximo, d é o diâmetro do transdutor e λ é o comprimento da onda ultrassônica no meio (FISH, 1990).

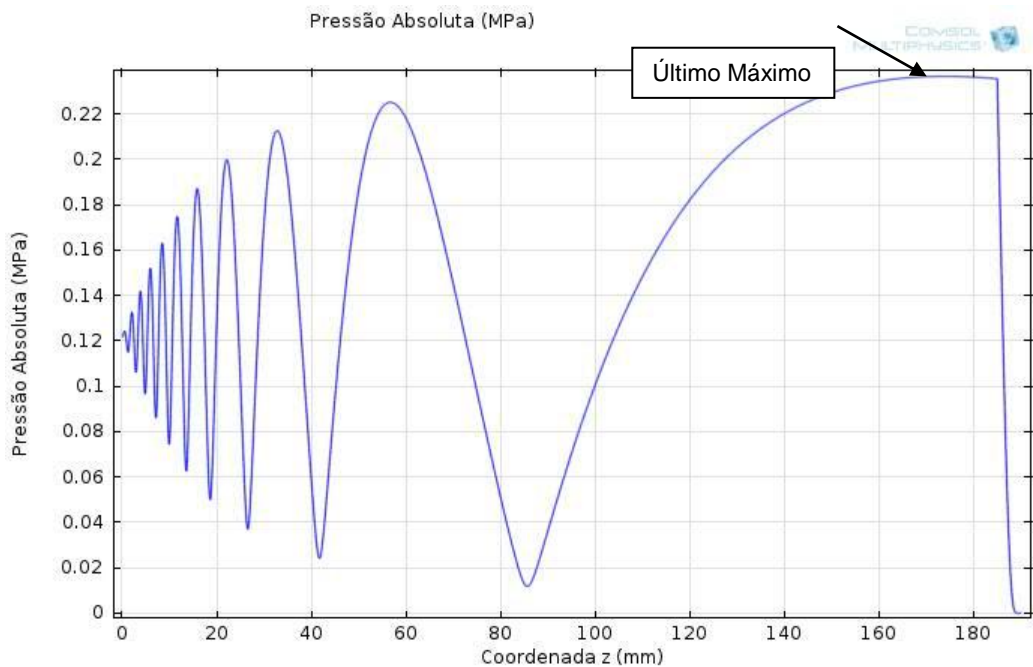


Figura 1: Último máximo axial de pressão em água para um transdutor de 32 mm de diâmetro, localizado a aproximadamente 173 mm da face do transdutor, na frequência de 1 MHz ($\lambda = 1,5$ mm) e intensidade de $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$.

$$D = \frac{d^2}{4\lambda} \quad (\text{Eq. 1})$$

3.1.4) Velocidade de propagação do ultrassom no meio

Esta é a velocidade c com que a onda ultrassônica se propaga ao longo de um meio e é dada em metros por segundo (m/s). Para propagação em regime linear, c tem valor constante, mas para meios dispersivos, passa a depender da frequência da onda. Em geral, $c = \lambda \cdot f$, onde λ é o comprimento da onda ultrassônica no meio e f é a frequência para uma onda harmônica.

3.1.5) Coeficiente de atenuação

O coeficiente de atenuação de um tecido é um efeito global, fruto da soma de diferentes maneiras da onda ultrassônica perder intensidade na direção de propagação no meio (tecido). Os dois fenômenos mais importantes são a absorção e o espalhamento, onde o primeiro é responsável pela deposição de energia da onda no meio na forma de calor e o segundo está relacionado à quantidade de partículas com

diâmetro da ordem de grandeza ou menores que o comprimento de onda. Tais partículas espalham a onda em todas as direções, diminuindo, assim, a quantidade de energia na direção original de propagação. A unidade de medida do coeficiente de atenuação é Neper por metro (Np.m^{-1}) (FISH, 1990) e sua equação básica é dada pela equação 2.

$$\alpha = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I(x)}, \quad (\text{Eq. 2})$$

onde α é o coeficiente de atenuação, x a espessura do meio, I_0 a intensidade inicial e $I(x)$ a intensidade na profundidade x . Também pode ser dada em decibéis por metro, e, neste caso, $\alpha_{\text{db}} = 4,34\alpha$.

3.1.6) Impedância acústica

É uma característica de cada meio e determina a proporção entre a intensidade da onda incidente e as intensidades das ondas refletidas e transmitidas na interface entre dois meios. Dada em Rayleighs ou rayls ou $\text{kg.m}^{-2}\text{s}^{-1}$, pode ser calculada através da equação 3, onde Z é a impedância, ρ (kg.m^{-3}) é a densidade do meio, c é a velocidade (m.s^{-1}), k ($\text{m.s}^2.\text{kg}^{-1}$) é a compressibilidade do meio e γ é o módulo elástico do meio (FISH, 1990).

$$Z = \rho c = \sqrt{\frac{\rho}{k}} = \sqrt{\rho \gamma} \quad (\text{Eq. 3})$$

3.1.7) Potência e intensidade

A potência é a taxa de energia gerada por uma fonte ou transmitida em um feixe (energia mecânica). É medida em Joules por segundo (J.s^{-1}) ou Watts (W). Já a intensidade é a potência por unidade de área (W.m^{-2}). Como o feixe ultrassônico tem área de secção reta que varia ao longo do trajeto, sua intensidade também varia (FISH, 1990).

Por ser um campo de intensidade variável, há várias definições de intensidade para o ultrassom biomédico. As duas mais importantes são:

- I_{sata} (do inglês, SATA: *Spatial average – Temporal Average*): é a intensidade obtida fazendo-se as médias espacial e temporal na posição do foco. Indica a maior taxa média de intensidade entregue ao meio (esta vai ser a utilizada neste trabalho).

- I_{sptp} (do inglês, SPTP: *Spatial Peak – Temporal Peak*): é a intensidade calculada na posição do espaço, onde ocorrem os maiores picos temporais. Esta definição está ligada à segurança de radiação, pois mede qual o valor mais alto de intensidade pontual que se pode ter.

3.1.8) Campo térmico gerado por feixe ultrassônico

Visto que ao longo da propagação parte da energia ultrassônica é depositada no meio por absorção, a quantidade de calor gerado causará um aumento de temperatura no tecido. É razoável supor que o campo térmico gerado pela absorção ultrassônica possua distribuição espacial semelhante à do campo acústico.

3.1.9) Calor específico

É a quantidade de calor necessária para aumentar em um grau Celsius, um quilograma do material em estudo. É dado em Joule por quilograma por Kelvin ($J.kg^{-1}.K^{-1}$) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2011).

3.1.10) Condutividade térmica

Parâmetro que quantifica a capacidade de determinado material ou meio conduzir calor. É definida pela quantidade de calor transmitida através de um meio cujas extremidades estão a temperaturas diferentes. Considera-se que a transferência ocorra numa direção normal à superfície do meio. É dada em Watts por metro por Kelvin ($W.m^{-1}.K^{-1}$) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2011).

3.1.11) Efeitos fisiológicos

Ao interagir com tecidos biológicos, alguns efeitos fisiológicos causados pelo ultrassom terapêutico são esperados: os térmicos e os não-térmicos (ou mecânicos).

Os efeitos fisiológicos classificados como térmicos estão relacionados à absorção de energia ultrassônica convertida em calor (FISH, 1990). Este aquecimento, ao ser utilizado como terapia, traz benefícios como aumento do fluxo sanguíneo, diminuição da inflamação e da rigidez articular, e também a redução da dor (PRENTICE, 2002; GUIRRO e GUIRRO, 2004). Para alcançar estes efeitos fisiológicos deseja-se que a temperatura da região a ser tratada se situe na faixa de 40-45°C, continuando a aplicação por aproximadamente 5 minutos (SPEED, 2001; PRENTICE, 2002).

Os efeitos não-térmicos, ou seja, efeitos mecânicos são causados pelo deslocamento imposto às partículas do tecido ao serem atravessadas pela onda, o que acaba produzindo vibrações responsáveis pela expansão e compressão do tecido (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

Vale ressaltar que os efeitos térmicos e não térmicos ocorrem em conjunto (BAKER *et al.*, 2001).

3.1.12) Ultrassom terapêutico

Com relatos de utilização a fim de promover o aquecimento profundo há mais de sessenta anos (DRAPER *et al.*, 1999), o ultrassom terapêutico é usado para o tratamento de lesões graças aos seus efeitos térmicos e não térmicos (TER HAAR, 1999). Deste modo, o ultrassom terapêutico pode ser indicado para tratamento de neurites, bursites, tendinites, rigidez articular, artrites, úlceras de decúbito, fibrose e fraturas (PRENTICE, 2002).

Em geral, os equipamentos de ultrassom terapêutico empregam as frequências de 1,0 e 3,0 MHz, utilizando em alguns casos a frequência de 5,0 MHz (GUIRRO e GUIRRO, 2004). A frequência aplicada depende da profundidade a ser atingida, visto que o coeficiente de atenuação dos tecidos (dado em $\text{Np.m}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$) é função da frequência e quanto maior o coeficiente de atenuação menor a profundidade de tecido atingida (PRENTICE, 2002). Uma tabela com as propriedades dos tecidos encontra-se na página 23 (Tabela 2).

Em geral é possível ajustar as intensidades geradas, entre $0,1$ e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$, de acordo com a rotina clínica a ser utilizada, fazendo aplicação com maior duração para áreas lesionadas de tamanhos maiores (GUIRRO e GUIRRO, 2004).

No uso clínico, dois modos de emissão do ultrassom podem ser adotados, o pulsado e o contínuo. No primeiro, a energia é emitida de forma intermitente o que permitiria o resfriamento do tecido durante o período sem emissão, acarretando um menor aumento de temperatura. Este tipo de aplicação é indicado para tratamentos atérmicos.

No segundo modo, as ondas são emitidas de forma contínua, sendo indicado para tratamentos térmicos, já que a continuidade na emissão das ondas favorece o aquecimento local progressivo (FISH, 1990).

3.2) IMPLANTES

Desenvolvidos a partir do início do século XX e favorecidos pela descoberta dos raios X, disponibilidade de anestésicos e o entendimento sobre assepsia cirúrgica, os aparatos de fixação ortopédica no tratamento de fraturas, lesões em tecidos moles, e cirurgias reconstrutivas se tornaram rotineiros. Após redução da fratura, tais aparatos, sejam de fixação interna, externa ou intramedular são utilizados para estabilizar e manter o alinhamento dos fragmentos dos ossos durante o processo de cicatrização. Estes aparatos devem ser construídos de material forte e seguro o bastante para permitir a mobilidade da região afetada o mais rápido possível (SLONE *et al.*, 1991), uma vez que o corpo humano é um meio bastante corrosivo, devido aos gradientes iônicos gerados durante os processos metabólicos realizados pelo organismo. Sendo assim, os implantes devem ser produzidos a partir de materiais que possuam função biomecânica e fisiológica específica (NAVARO *et al.*, 2008).

Visto que cada tipo de fratura requer um tipo diferente de fixação, os mais comumente utilizados são os parafusos, pinos e fios. Parafusos são usados para promover compressão entre fragmentos ou juntar partes, o que evita a separação entre os fragmentos a serem unidos viabilizando a cicatrização. Pinos e fios podem ser usados para a fixação de pequenos fragmentos ou fraturas em ossos pequenos e também para a junção de aparatos externos de fixação ou tração. Exemplos dos aparatos acima podem ser observados nas Figuras 2 a 5.



Figura 2: Parafuso de uso cirúrgico(<http://www.iolimplantes.com.br/produto.php?p=parafuso-maleolar-4-5-mm> Em 24/03/2015).



Figura 3: Placa metálica de uso cirúrgico (<http://www.iolimplantes.com.br/produto.php?p=placa-de-contato-estreita---lcdcp> Em 24/03/2015).

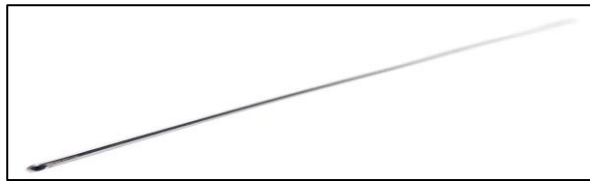


Figura 4: Fio de Kirschner (<http://www.iolimplantes.com.br/produto.php?p=fios-de-kirschner> Em 24/03/2015).



Figura 5: Exemplo de prótese de quadril (<http://www.iolimplantes.com.br/produto.php?p=protese-de-thompson> Em 24/03/2015).

Com o aperfeiçoamento dos biomateriais, passou-se a classificar estes em três diferentes categorias, denominadas primeira, segunda e terceira gerações.

A primeira geração seriam os materiais bioinertes, ou seja, materiais facilmente disponíveis para uso industrial, tendo como única exigência para aplicabilidade biomédica, o fato de ser dotado de combinação adequada de propriedades físicas e baixa toxicidade ao simular o tecido substituído no hospedeiro, sendo estes materiais chamados bioinertes por apresentar corrosão mínima em meios biológicos (HENCH, 1980).

Os materiais de segunda geração são os bioativos e biodegradáveis, desenvolvidos entre os anos de 1980 e 2000. Estes possuem capacidade de interagir com o meio biológico, fazendo com que a resposta biológica ou adesão entre tecido e superfícies seja mais eficiente. Ainda assim, a definição de um material como biodegradável, depende da capacidade deste sofrer degradação, enquanto o novo tecido se regenera.

Os materiais de terceira geração são aqueles concebidos de forma a estimular respostas específicas em nível celular e molecular (HENCH e POLAK,2002). Esta é uma categoria em que os materiais são capazes de combinar as propriedades de bioatividade e biodegradabilidade, ou seja, quando o material é bioabsorvido torna-se bioativo, e vice-versa, sinalizando e estimulando uma ação celular ou molecular específica.

É importante observar que o desenvolvimento de materiais de uma geração mais recente não inutiliza os materiais da geração anterior, ou seja, apesar do surgimento de materiais bioativos, os bioinertes ainda são utilizados com sucesso e em um grande número de aplicações.

Neste trabalho, serão simuladas placas tubulares e hastes intramedulares, compostas por aço inoxidável, dada a necessidade de simplificação dos modelos (aproximação de uma geometria 3-D pra uma fatia desta, ou seja, uma geometria em 2-D). As placas tubulares são mais finas e desenhadas de modo a ajustarem-se aos contornos ósseos, possuindo concavidade interna. As hastes intramedulares foram desenvolvidas para tratamento de fraturas de ossos médios e longos, (braços e pernas), com o objetivo de fixação óssea, fazendo um bloqueio intramedular e assim reduzindo, alinhando, estabilizando e por fim fixando a fratura. Pode ficar de 2 a 5 meses dentro do osso (em sua medula), podendo após esse período ser retirada. Exemplos destas peças podem ser vistas nas Figuras 6 e 7.



Figura 6: Exemplo de placa tubular(<http://www.iolimplantes.com.br/produto.php?p=placa-1-2-tubo> Em 24/03/2015).



Figura 7: Exemplo de haste intramedular com seu devido posicionamento(<http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL/REL%5B23831-1-2%5D.PDF> Em 24/03/2015).

3.3)SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

A simulação computacional tem sido usada de forma cada vez mais ampla graças ao salto de qualidade que foi obtido nos computadores pessoais em termos de velocidade de processamento e capacidade de memória. No ambiente de pesquisa se torna muito útil permitindo a primeira avaliação do tema em estudo, de uma forma rápida e de baixo custo, orientando, assim, as escolhas referentes ao procedimento experimental.

A simulação computacional envolve modelos que, em geral apresentam algum tipo de simplificação, seja da geometria e/ou dos fenômenos físicos encontrados em uma situação real. Isso permite a implementação de equações mais simples que descrevam esses fenômenos, em uma plataforma de software adequada (PRYOR, 2011).

Outra característica importante da modelagem é a possibilidade de avaliar diferentes situações, apenas inserindo diferentes padrões ou aspectos (físicos, químicos, etc.) que possam influenciar os resultados, sem a necessidade de remontar todo o arranjo experimental (DATTA e RAKESH, 2010).

Sendo assim, um modelo computacional “realístico” permite reduzir o número de experimentos que é normalmente necessário para a otimização de procedimentos, sem contar com o fato de poder ajudar a melhorar o desempenho e segurança do procedimento ou equipamento, antes que este seja colocado em uso.

Nesse contexto, estudos vêm sendo realizados a fim de se obter maiores detalhes e aprimorar algumas técnicas de aquecimento e terapia baseadas em ultrassom.

Realizar estudos experimentais com tecidos biológicos reais é uma tarefa difícil, por algumas vezes fazendo-se necessários procedimentos invasivos para a tomada das temperaturas (GARAVELO *et.al.*, 1997). Por conta da complexidade do sistema fisiológico, em alguns casos, acaba-se optando pela utilização de tecidos vivos (ANDRADES, 2013; TEIXEIRA *et.al.*, 2015) ou *phantoms*, sendo estes, corpos de prova que mimetizam as propriedades térmicas e acústicas dos tecidos biológicos (MENDES, 2010). Nestas condições, foram realizados alguns trabalhos considerando o acoplamento de diferentes tecidos biológicos, inclusive comparando imagens (obtidas com câmera infravermelha) após o aquecimento dos *phantoms*, com os resultados das simulações realizadas inserindo valores das propriedades térmicas e acústicas dos corpos de prova (ALVES, 2013; OLIVEIRA, 2013).

Alguns trabalhos mostram bons resultados na área de ablação de tumores usando HIFU (do inglês *High Intensity Focused Ultrasound*), onde um feixe de ultrassom com alta intensidade é focalizado para atingir determinado ponto dentro do corpo onde o tumor se encontra e elevar a temperatura desta região acima da temperatura considerada terapêutica (45°C), destruindo as células tumorais sem que a região ao seu redor seja danificada. Nestes trabalhos, simplificações são realizadas e é considerado apenas um tecido biológico dentro do qual se encontra o tumor, sejam estes tecidos, mama (HASSAN; HASSAN; KADAH, 2009), ou fígado (MARTÍNEZ; VERA; LEIJA, 2013), por exemplo.

4) MATERIAIS E MÉTODOS

4.1) Programa – COMSOL Multiphysics®

A confiabilidade dos resultados obtidos numa simulação computacional ainda hoje é uma questão importante, dada a gama de *softwares* disponíveis com esse propósito, que variam desde aqueles com linguagem de programação mais simples, até os mais rebuscados, visto que a simulação computacional tornou-se parte fundamental da ciência e em particular da engenharia.

Para considerar-se um software confiável, é necessário que ele permita retratar com a melhor exatidão possível um fenômeno que acontece no mundo real, sendo a modelagem computacional apenas uma ferramenta que faz a transição das leis da física para um ambiente virtual. O que determina a fidelidade do resultado obtido pelo modelo virtual depende justamente de quanto simplificada foi essa transição.

Optou-se por trabalhar com o software COMSOL Multiphysics® por ser uma plataforma flexível, permitindo que o usuário adicione todos os aspectos físicos desejados e possibilitando, assim, desde a simulação de situações mais simples, onde apenas consideram-se os efeitos mais básicos de apenas um fenômeno físico, até modelagens mais sofisticadas, com a inclusão de diferentes fenômenos. O programa permite ainda que, nos modelos mais avançados, sejam desenvolvidas soluções, aplicáveis a uma situação específica, conforme a necessidade do usuário (PRYOR, 2011).

Com uma interface amigável, o programa se torna um pouco mais simples e intuitivo na hora de seguir o passo-a-passo para a realização das simulações (Figuras 8 e 9).

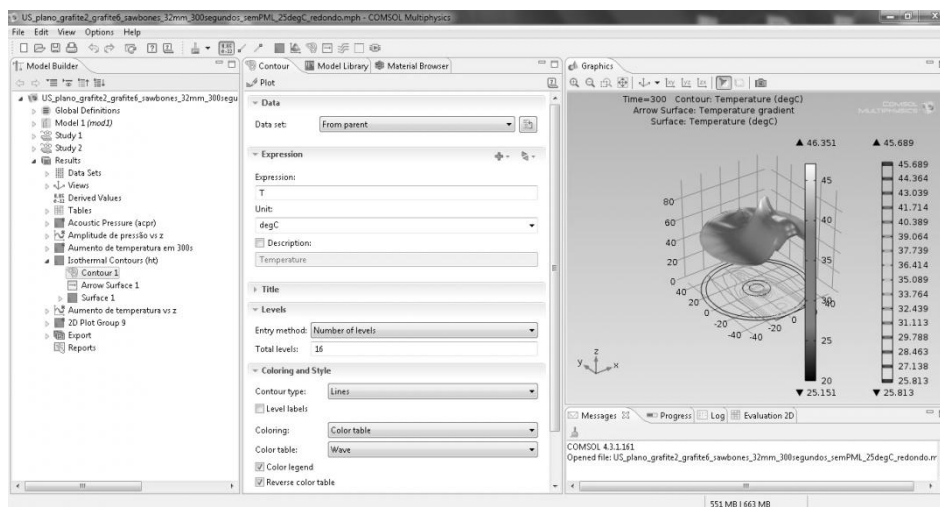


Figura 8: Interface do programa COMSOL Multiphysics®.

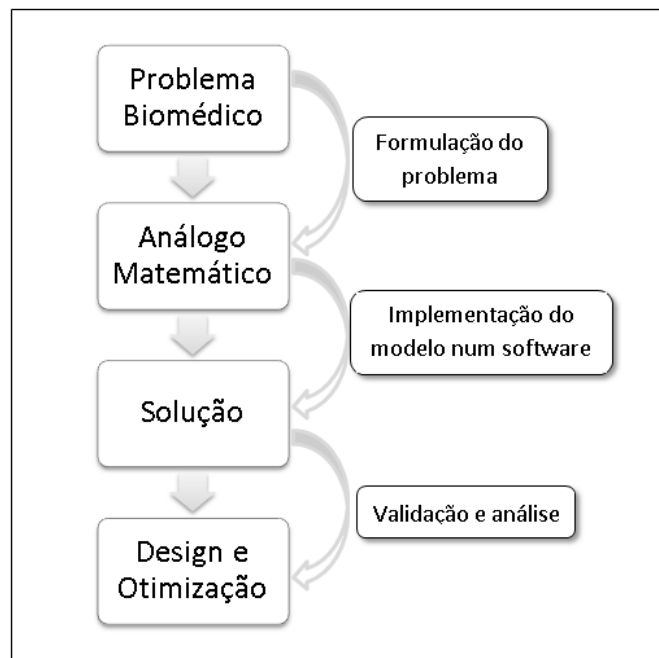


Figura 9: Fluxograma de atividades.

4.2) Formulação do problema

A primeira etapa para o desenvolvimento de um modelo matemático de um problema físico é a formulação do problema. Neste ponto, são feitas as afirmações a respeito da realidade, mesmo que simplificada e também são aplicadas as leis físicas universais para gerar as equações matemáticas (os modelos) que descrevem o processo físico real e que serão “interpretadas” pelos programas de simulação computacional.

Esta etapa pode ser considerada a mais crítica do processo de simulação, visto que decisões erradas sobre detalhes a serem mantidos ou descartados podem causar uma demanda desnecessária da capacidade computacional por aumentar a complexidade do modelo, ou obter resultados inconsistentes e sem valor para modelagem do processo físico de interesse, sendo assim, todas as informações obtidas a partir do modelo dependem do como e quanto foi simplificado.

De acordo com o tipo de processamento da formulação do problema, são obtidos diferentes conjuntos de equações governantes e condições de contorno a serem resolvidas pelo programa de simulação computacional.

Neste ponto é traçado o objetivo específico da modelagem para melhorar a compreensão e facilitar a otimização, visto que todos os passos subsequentes dependerão das decisões tomadas neste momento.

Em seguida, define-se a geometria, ou seja, a região onde serão modelados os fenômenos desejados. Neste trabalho, são gerados campos acústicos provenientes de um transdutor circular, com seus respectivos campos térmicos, típicos de aplicações em fisioterapia. O meio de propagação é composto por camadas de diferentes tecidos biológicos uniformes acoplados. Para isso foram escolhidas as equações governantes e condições de contorno que descrevem o processo. Também foram utilizadas as propriedades de materiais e parâmetros pertinentes a cada situação.

4.3) Implementação do modelo

Quando se define um modelo computacional, é necessário definir quantos fenômenos físicos forem necessários a fim de se obter o resultado mais realista possível. Para isso, são incluídas no modelo tantas equações distintas quantas forem necessárias para a perfeita descrição destes. Tais equações podem ser aplicadas ao domínio como um todo (toda a região definida) ou aos seus subdomínios (sub-regiões) (A. DATTA e V. RAKESH, 2010).

Neste trabalho, para a correta implementação do modelo, foram adotados os módulos de Pressão Acústica e Biotransmissão de calor.

4.3.1) Módulo acústico

No Comsol Multiphysics[®], a interface de Pressão Acústica fornece as equações, condições de contorno e fontes para a simulação no domínio da frequência, resolvendo-os para a pressão acústica.

A pressão acústica, p , representa a diferença entre a pressão aplicada e a pressão basal num determinado ambiente, a qual, na ausência de fluxo, é a pressão estática absoluta. Na presença de uma onda de pressão acústica, a pressão acústica total é a soma da pressão, p , e da pressão basal. As equações governantes são formuladas utilizando a pressão total e, portanto, contém a informação sobre a pressão basal, podendo esta ser, por exemplo, uma onda plana incidente definida por um usuário (PRYOR, 2011).

Esta interface resolve o problema acústico completo, incluindo o conhecimento *a priori* sobre o problema acústico, sob a forma de campos de fundo de pressão e simetrias (PRYOR, 2011).

A Tabela 1 lista os nomes de unidades SI para as quantidades físicas mais importantes utilizadas na interface acústica do programa COMSOL Multiphysics[®], em que são feitos os cálculos de pressão.

Tabela 1: Quantidades físicas para a interface de pressão acústica

Quantidade	Símbolo	Unidade SI	Abreviação
Pressão	p	Pascal	Pa
Densidade	ρ	quilograma/metro ³	kg. m ⁻³
Frequência	f	Hertz	Hz
Número de onda	k	1/metro	m ⁻¹
Fonte dipolo	\mathbf{q}	Newton/metro ³	N.m ⁻³
Fonte monopólio	Q	1/segundo ²	s ⁻²
Veloc.de propag. do som	c	metro/segundo	m.s ⁻¹
Impedância acústica	Z	(Pascal.segundo)/metro	Pa.s.m ⁻¹
Aceleração normal	a_n	metro/segundo ²	m.s ⁻²
Localização da fonte	r_0	metro	m
Direção da onda	\mathbf{n}_k	adimensional	-

Equações do modelo

A equação de uma onda acústica num meio sem perdas é dada por:

$$\frac{1}{\rho_0 c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \left[-\frac{1}{\rho_0} (\nabla p - q) \right] = Q, \quad (\text{Eq. 4})$$

onde ρ_0 é a densidade do meio, c a velocidade de propagação do ultrassom, p a pressão acústica, q a fonte dipolo e Q a fonte monopolo.

Um caso especial é a onda harmônica, para a qual a pressão varia de acordo com o tempo conforme a equação 5.

$$p(x, t) = p(x) e^{i\omega t} \quad , \quad (\text{Eq. 5})$$

onde $\omega = 2\pi.f$ (rad.s⁻¹) é a frequência angular.

Assumindo a mesma dependência temporal harmônica para os termos fonte, a equação da onda para ondas acústicas reduz-se à equação inhomogênea de Helmholtz (equação 6):

$$\nabla \left[-\frac{1}{\rho_0} (\nabla p - q) \right] - \frac{\omega^2 p}{\rho_0 c_s^2} = Q \quad (\text{Eq. 6})$$

Para geometrias “2-D-simétricas”, as variáveis independentes são as coordenadas radial (r) e axial (z). A única dependência permitida é a da coordenada azimutal (φ) através do fator de fase (equação 7):

$$p(r, \varphi, z) = p(r, z) e^{-im\varphi} \quad (\text{Eq. 7})$$

onde m denota o número de onda circunferencial. Como a coordenada azimutal é periódica, m deve ser inteiro. Como um resultado da equação 6, a equação a ser resolvida para pressão acústica em “2-D-simétrica” se torna a equação 8 (A. DATTA e V. RAKESH, 2010; PRYOR, 2011).

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[-\frac{r}{\rho_0} \left(\frac{\partial p}{\partial r} - q_r \right) \right] + r \frac{\partial}{\partial z} \left[-\frac{1}{\rho_0} \left(\frac{\partial p}{\partial z} - q_z \right) \right] - \left[\left(\frac{\omega}{c_0} \right)^2 - \left(\frac{m}{r} \right)^2 \right] \frac{rp}{\rho_0} = rQ \quad (\text{Eq. 8})$$

Os valores iniciais da pressão acústica são determinados pelo usuário, e neste caso calculado através da equação 9.

$$P = \sqrt{2 Z I} \quad (\text{Eq. 9})$$

onde P é a pressão acústica inicial, Z a impedância do material e I a intensidade do feixe ultrassônico, e neste caso, variando entre 0,5 a 2,0 W.cm⁻². Por se tratar de uma solução no domínio da frequência, onde parâmetros como pressão e velocidade são assumidos como harmônicos, também deve ser inserido no programa, o valor da frequência utilizada, que neste caso foi 1MHz (A. DATTA e V. RAKESH, 2010).

Além dessas informações, os valores de velocidade de propagação do ultrassom, coeficiente de atenuação, densidade e impedância dos meios biológicos e de alguns biomateriais comumente utilizados em implantes também são definidos e encontram-se detalhados na Tabela 2.

Tabela 2: Propriedades acústicas dos materiais para 1MHz (MAGGI *et al.*, 2008)

Material	c (m.s ⁻¹)	α (Np.m ⁻¹)	ρ (kg.m ⁻³)	Z (x10 ⁶ kg.m ⁻² .s ⁻¹)
Água	1480	0.025	1000	1,48
Pele	1558	24	1200	1,87
Gordura	1442	7,0	950	1,37
Músculo	1587	11	1040	1,65
Osso	4100	150	1800	7,38
Osso Cortical	3476	80	1975	6,87
Medula Óssea	1700	6,0	970	1,65
Aço Inox	3100	0,031	7900	45,7

4.3.2) Módulo Térmico

Definida como a transferência de energia devido à diferença de temperatura, a transmissão é caracterizada pelos seguintes mecanismos:

- **Condução** – transferência de calor associada ao contato entre átomos ou moléculas, sem que haja o transporte destes.
- **Convecção** – transferência de calor associada ao transporte de massa em um fluido.
- **Radiação** – a energia térmica se transforma em energia eletromagnética, a qual é transportada sob a forma de ondas eletromagnéticas.

Equações do modelo

A modelagem da transmissão de calor em tecidos biológicos é feita com a interface de Bio-transmissão de Calor do COMSOL, a partir da equação biotérmica e seus respectivos aspectos.

Nesta interface, as fontes de calor do metabolismo e perfusão sanguínea são representadas pela aproximação de Pennes para o modelo biotérmico. Este propõe uma descrição quantitativa da interação térmica entre tecido e a perfusão sanguínea, baseado em uma série de experimentos para medir a distribuição de temperatura como uma função da posição radial nos antebraços de nove indivíduos (PENNES, 1948). A equação 10 aplica a aproximação de Pennes na condução do calor, onde o modelo de tecido biológico fornece o lado esquerdo, enquanto o recurso de Bio-aquecimento fornece os termos-fonte do lado direito,

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p \mathbf{u}_{trans} \cdot \nabla T + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{US} \quad (\text{Eq. 10})$$

e 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_{US} 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. Para fins de simplificação do modelo, os termos da perfusão e do metabolismo foram tomados como zero, restando somente o termo referente ao ultrassom. Este termo é calculado para ondas planas com pequenos níveis de sinal atravessando um meio homogêneo, sendo assim, a taxa média de geração de calor da fonte externa Q_{US} , é dada pela equação 11.

$$Q_{US} = 2\alpha I = \alpha \rho c u_0^2 \quad (\text{Eq. 11}),$$

onde u_0 representa a amplitude de velocidade da partícula, α é o coeficiente de atenuação do tecido, I é a intensidade do feixe ultrassônico e ρ a densidade do tecido .

Neste módulo do *software*, foram definidos os valores das propriedades térmicas dos materiais definidos para as simulações. Estes se encontram na Tabela 3 (MAGGI *et al.*, 2008; OLIVEIRA *et al.*, 2012). Também foram definidas as temperaturas iniciais dos modelos, sendo esta 20°C para os modelos de camadas únicas e 36°C para os demais modelos, buscando aproximar-se da temperatura real dos tecidos biológicos.

Tabela 3: Propriedades térmicas dos materiais (MAGGI *et al.*, 2008)

Material	C_p (J.kg ⁻¹ .°C ⁻¹)	k (W.m ⁻¹ .°C ⁻¹)
Água	1000	0,58
Pele	3590	0,23
Gordura	2670	0,19
Músculo	3640	0,55
Osso	1250	2,3
Osso Cortical	1250	2,3
Medula Óssea	1250	2,3
Aço Inox	510	16

4.3.3) Geometrias

A definição das geometrias a serem usadas no Comsol Multiphysics® pode ser feita através da importação de geometrias prontas ou a partir de formas geométricas como polígonos (retângulos, quadrados, triângulos, etc.), círculos, elipses e/ou suas combinações.

No caso de definir-se a partir de formas geométricas, estas podem ser desenhadas com dois tipos de abordagem, a *bottom-up* ou a *top-down*. Na primeira, a estrutura 2-D é criada a partir de linhas e pontos, ou seja, para criar um retângulo, por exemplo, primeiro é necessário criar quatro linhas e juntá-las em seguida. Na segunda abordagem, as geometrias são criadas diretamente, bastando especificar a largura e a altura do retângulo.

Utilizou-se a abordagem do tipo *top-down*, dada a sua simplicidade e rapidez para o desenvolvimento e modificações necessárias nas geometrias a serem estudadas. Todas as simulações foram feitas em uma geometria montada a partir de retângulos, círculos e linhas com diferentes valores para espessura e altura.

As Figuras 10 a 15 mostram as geometrias adotadas nas simulações computacionais e também os materiais definidos em cada domínio. Foram adicionadas camadas de acoplamento perfeito (PML – do inglês *perfectly matched layers*), com espessura de 5 mm, para que se tornasse possível a simulação da absorção das ondas que atingem as bordas da Figura geométrica. Tais PML's foram desenvolvidas a princípio para tratar computacionalmente da absorção de ondas eletromagnéticas irradiadas ou espalhadas, consistindo em um domínio absorvedor que possui impedância igual ao do domínio livre (BERENGER, 1994), permitindo então que seja considerada a total absorção de ondas por esse domínio, ou seja, não havendo reflexões (OSKOOI *et al.*, 2008). Dado ao isomorfismo entre a propagação das ondas eletromagnética e acústica foi possível adaptar este conceito para tratar das ondas de pressão acústica (QI e GEERS, 1997). Alguns estudos mostram que essa aproximação é bem comportada para ondas planas em meios planos, porém não apresenta resultados satisfatórios em outras geometrias (QI e GEERS, 1997 e OSKOOI *et al.*, 2008), sendo assim, neste trabalho somente serão utilizadas PML's nas geometrias planas.

As geometrias foram elaboradas de forma progressivamente mais complexa, buscando a aproximação do caso real.

Na primeira geometria - Figura 10 - foram simulados o campo acústico e o campo térmico em água. O transdutor é representado por uma linha fina de 32 mm,

correspondente ao diâmetro de um transdutor normalmente utilizado em fisioterapia. O retângulo que representa os materiais possui 35x190 mm. As PML's foram montadas a partir de duas linhas, uma situada a 14 mm da lateral do transdutor e a outra a 185 mm de sua face.

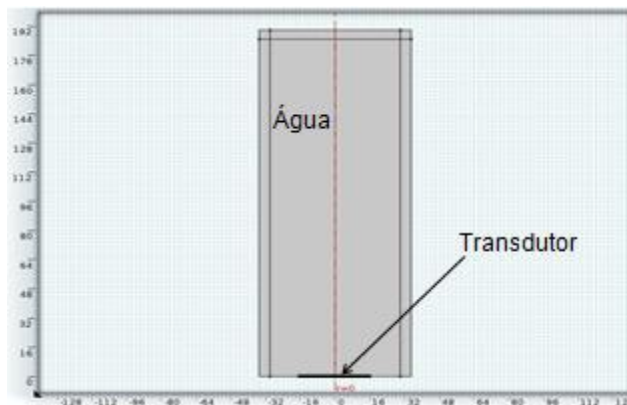


Figura 10: Geometria adotada para simulações em água.

Na segunda geometria (AREIAS *et al.*, 2013) – Figura 11 - foram feitas as simulações em camadas de espessuras reais de gordura (4,2 mm na camada anterior e 5,6 mm na camada posterior), músculo (32 mm na camada anterior e 37 mm na camada posterior), osso cortical (5,7 mm na camada anterior e 5 mm na camada posterior) e medula óssea (13,2 mm), obtidas na literatura para o terço médio do braço (ESTON *et al.*, 1994; MIYATANI *et al.*, 2004; QU, 1992). Agora, o tamanho do transdutor foi alterado para 25 mm, visto que este também é o tamanho da cerâmica piezoelétrica empregada na construção de alguns transdutores empregados em fisioterapia (OLIVEIRA *et al.*, 2012) sendo representado por uma linha de 25 mm.



Figura 11: Geometria adotada para simulações em camadas de tecidos biológicos com espessuras reais de terço médio de braço (gordura / músculo / osso cortical / medula óssea).

Na terceira geometria – Figura 12 - foram feitas simulações em camadas de espessuras reais obtidas na literatura para pele, gordura, músculo e osso. A espessura da pele é de 1,1 mm, as espessuras dos outros tecidos biológicos e o tamanho do transdutor foram mantidos iguais às anteriores (NEED *et al.*, 1993; OLIVEIRA *et al.*, 2012).

As geometrias seguintes (Figura 13) foram definidas com ângulos de inclinação iguais a 7,5° e 15° em relação à face do transdutor, tendo este o diâmetro de 36 mm. Apenas as espessuras das camadas centrais são mantidas em 10 mm, devido ao ângulo de inclinação suposto em cada situação (AREIAS *et al.*, 2014).

Ainda tratando do terço médio do braço humano, porém visto por outro ângulo, as simulações foram feitas sobre uma sequência de quatro círculos concêntricos com raios 6,5 mm; 12,15 mm; 42,5 mm e 47,5 mm desde o mais interior, até o mais exterior, representando camadas de medula óssea, osso cortical, músculo e gordura com espessuras 3,25 mm; 5,65 mm; 30,35 mm e 5,0 mm respectivamente (Figura 14). Nestas simulações o diâmetro do transdutor foi suposto 36 mm e a camada de acoplamento entre o transdutor e a gordura, foi considerada como composta de água.

A partir da geometria anterior, foram feitas adaptações para realizar as simulações com aço inoxidável, representando implantes, onde foi trocado o material do domínio central, substituindo-se medula óssea por aço inoxidável representando uma haste intramedular e os demais materiais foram mantidos os mesmos.

Em seguida foram desenhadas mais duas geometrias fazendo a inserção de uma “meia lua” em contato com a camada de osso cortical, buscando a representação de placas tubulares e com duas espessuras diferentes: 1,5 mm e 3,0 mm (Figura 15). Também foram mantidos os outros materiais da geometria anterior.

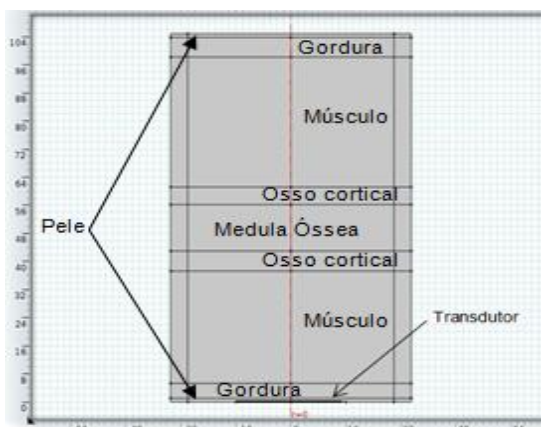


Figura 12: Geometria adotada para simulações em camadas de tecidos biológicos com espessuras reais de terço médio de braço (pele / gordura / músculo / osso cortical / medula óssea).

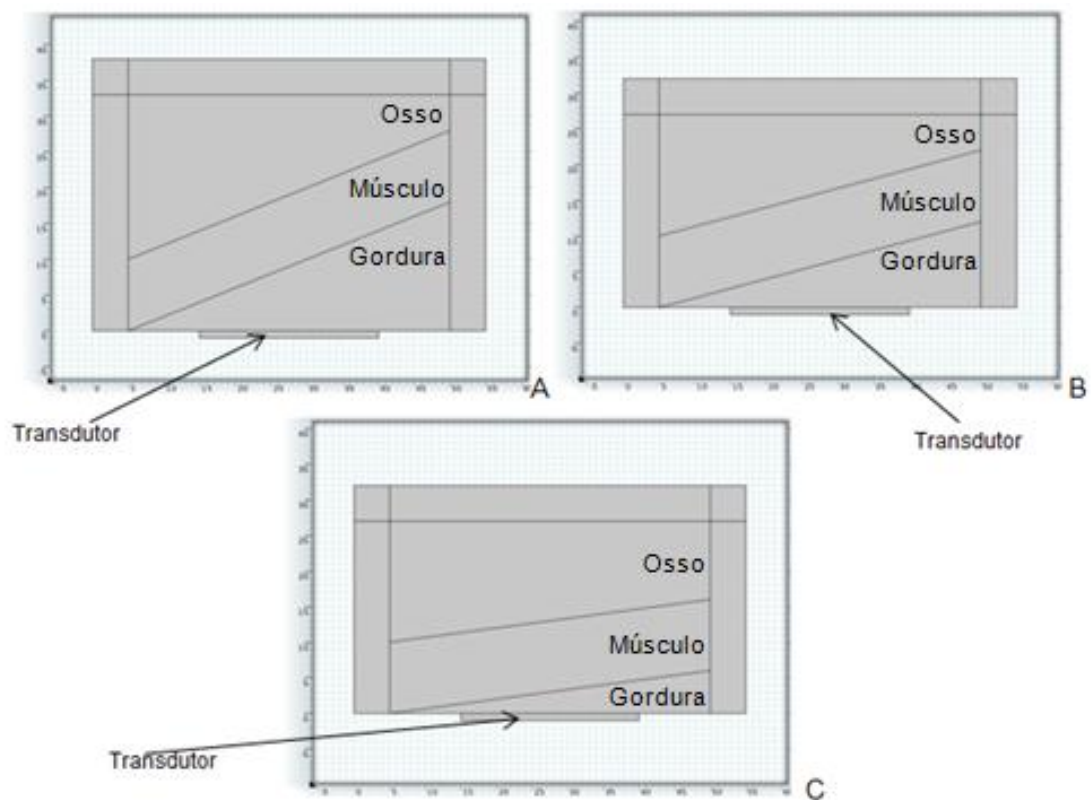


Figura 13: Geometria adotada para simulações em camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a (A) 22,5°, (B) 15° e (C) 7,5° em relação à face do transdutor.

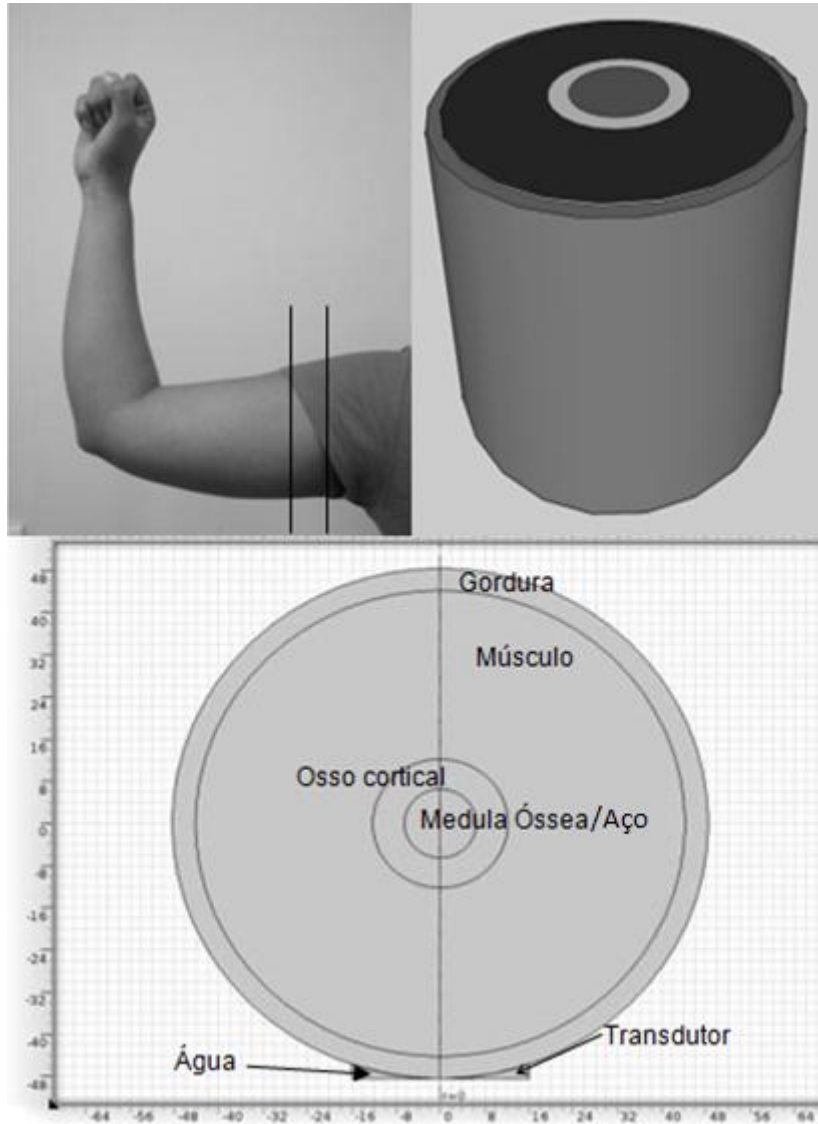


Figura 14: Geometria adotada para simulações em camadas de tecidos biológicos com espessuras reais (gordura / músculo / osso cortical / medula óssea).

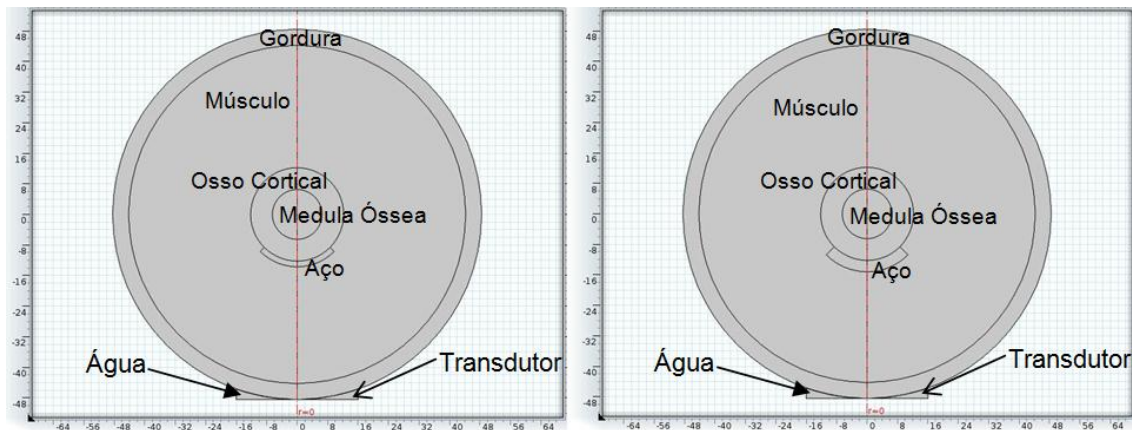


Figura 15: Geometria adotada para simulações em camadas de tecidos biológicos espessuras reais acrescidos dos materiais simuladores de próteses (gordura / músculo / osso cortical / medula óssea / aço inoxidável).

4.3.4) Condições de Borda

As condições de borda definem a natureza do domínio computacional, sejam elas fisicamente reais como uma interface rígida ou maleável, ou as chamadas condições de contorno artificiais, onde artifícios numéricos são criados e inseridos na simulação para limitá-la. Exemplos desse tipo de artifício são as bordas livres, em que nenhum som é refletido, ou as PML's, onde todo o som é absorvido.

Nas interfaces internas, as condições adotadas são sempre de continuidade, por definição prévia do *software*, enquanto que para as bordas de cada geometria, foram definidas PML's (para as geometrias planas) e bordas rígidas (para as geometrias circulares), exceto na borda definida como transdutor, que se inseriu a condição "Pressão", criando uma fonte de pressão acústica, especificada pelo usuário.

4.3.5) Malhas

Visto que o *software* Comsol Multiphysics® trabalha com base em elementos finitos, se faz necessária a discretização da geometria, ou seja, a divisão dos domínios em pequenas regiões com formatos simples, criando assim uma malha em que cada região é chamada de elemento.

Neste trabalho, as malhas geradas para cada geometria foram triangulares livres e com tamanho máximo de suas laterais iguais a 0,3mm, respeitando a condição de 1/5 do comprimento de onda do ultrassom na água para melhor visualização dos resultados.

4.3.6) Solução do Problema

São adotados dois tipos de “estudos” para efetuar as simulações.

No primeiro módulo a ser resolvido, a interface de pressão acústica, adota-se a solução no domínio da frequência, em que é definida a frequência de 1 MHz.

No segundo módulo, a interface de biotransmissão de calor, a solução adotada é dependente do tempo. Neste, determina-se o tempo total que se deseja observar o fenômeno simulado, desde exposição ao ultrassom causando o aquecimento do tecido. Também se define o intervalo de tempo entre as medições consecutivas a fim de avaliar os resultados. Para todas as geometrias, foram simulados 300 segundos (5 minutos) de exposição ao ultrassom em passos de 5 segundos para obtenção dos campos térmicos.

5) RESULTADOS

Neste capítulo, serão apresentados os resultados obtidos. Em todos eles há um mesmo transdutor comumente utilizado em fisioterapia, posicionado perpendicular à primeira camada de tecido, na frequência de 1 MHz, para intensidades de 0,5 ; 1,0 ; 1,5 e 2,0 $W.cm^{-2}$ e tempos de 75, 150 e 300 segundos de exposição. Nas simulações realizadas, os diâmetros adotados para a cerâmica piezoelétrica foram de 32 mm para a simulação feita com água, 25 mm para as geometrias que simulam terço médio de braço com camadas paralelas e 36 mm para as demais.

5.1) CAMPOS ACÚSTICOS PARA 1MHZ

A primeira simulação foi efetuada para um meio com água a fim de permitir o estudo do formato do campo acústico para intensidades iniciais de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 $W.m^{-2}$, resultados se encontram na Figura 16.

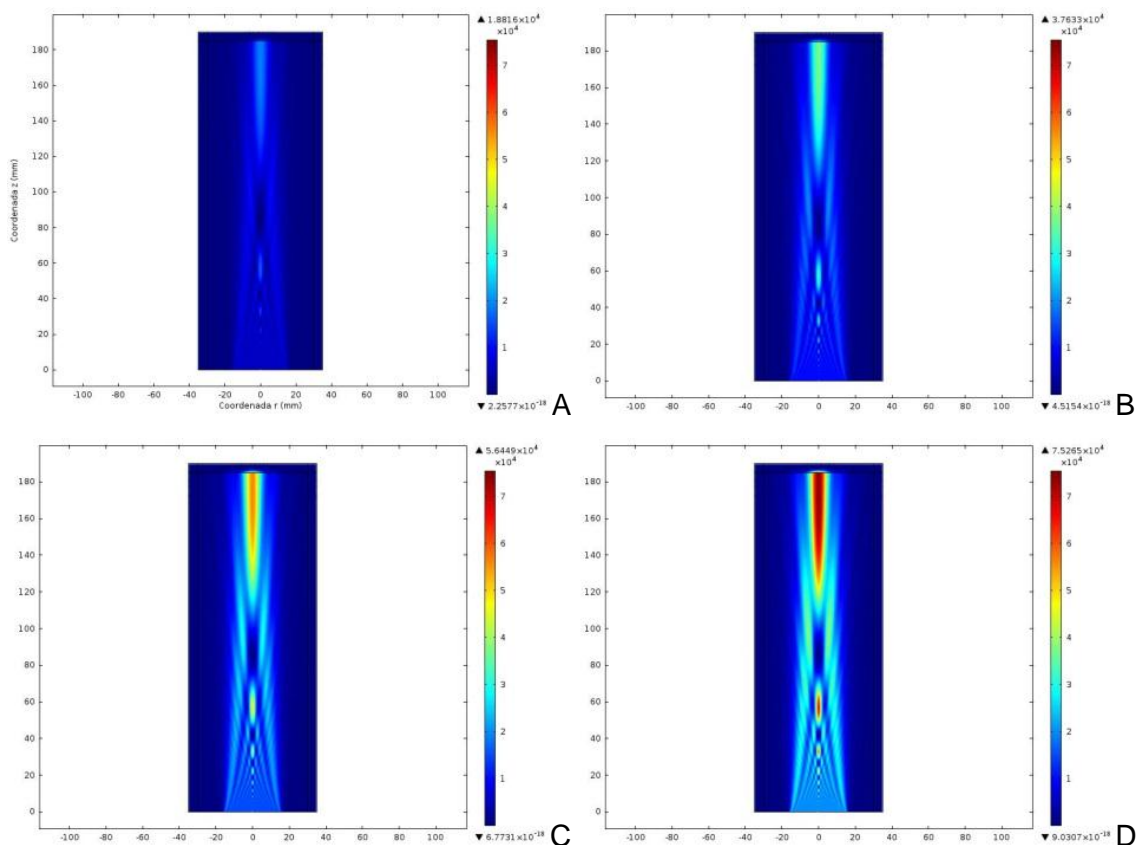


Figura 16: Campo acústico gerado em água para exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 $W.cm^{-2}$ (A), 1,0 $W.cm^{-2}$ (B), 1,5 $W.cm^{-2}$ (C) e 2,0 $W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 32 mm de diâmetro.

As simulações estão em unidades $W.cm^{-2}$ já que os equipamentos de ultrassom aplicados à fisioterapia são calibrados com esta unidade.

Em seguida, foram efetuadas simulações para camadas acopladas com propriedades que mimetizam os tecidos biológicos. As Figuras 17 a 25 apresentam os resultados dos campos acústicos para estas simulações na seguinte ordem:

- gordura / músculo / osso cortical / medula óssea (com espessuras reais obtidas na literatura);
- pele / gordura / músculo / osso cortical / medula óssea (com espessuras reais obtidas na literatura);
- gordura / músculo / osso (não paralelo a $22,5^\circ$);
- gordura / músculo / osso (não paralelo a 15°);
- gordura / músculo / osso (não paralelo a $7,5^\circ$);
- gordura / músculo / osso cortical / medula óssea (camadas circulares concêntricas com espessuras reais)
- gordura / músculo / osso cortical / aço (camadas circulares concêntricas com espessuras reais)
- gordura / músculo / osso cortical / medula óssea / aço inoxidável (camadas circulares concêntricas com espessuras reais e implante de 1,5 mm);
- gordura / músculo / osso cortical / medula óssea / aço inoxidável (camadas circulares concêntricas com espessuras reais e implante de 3 mm).

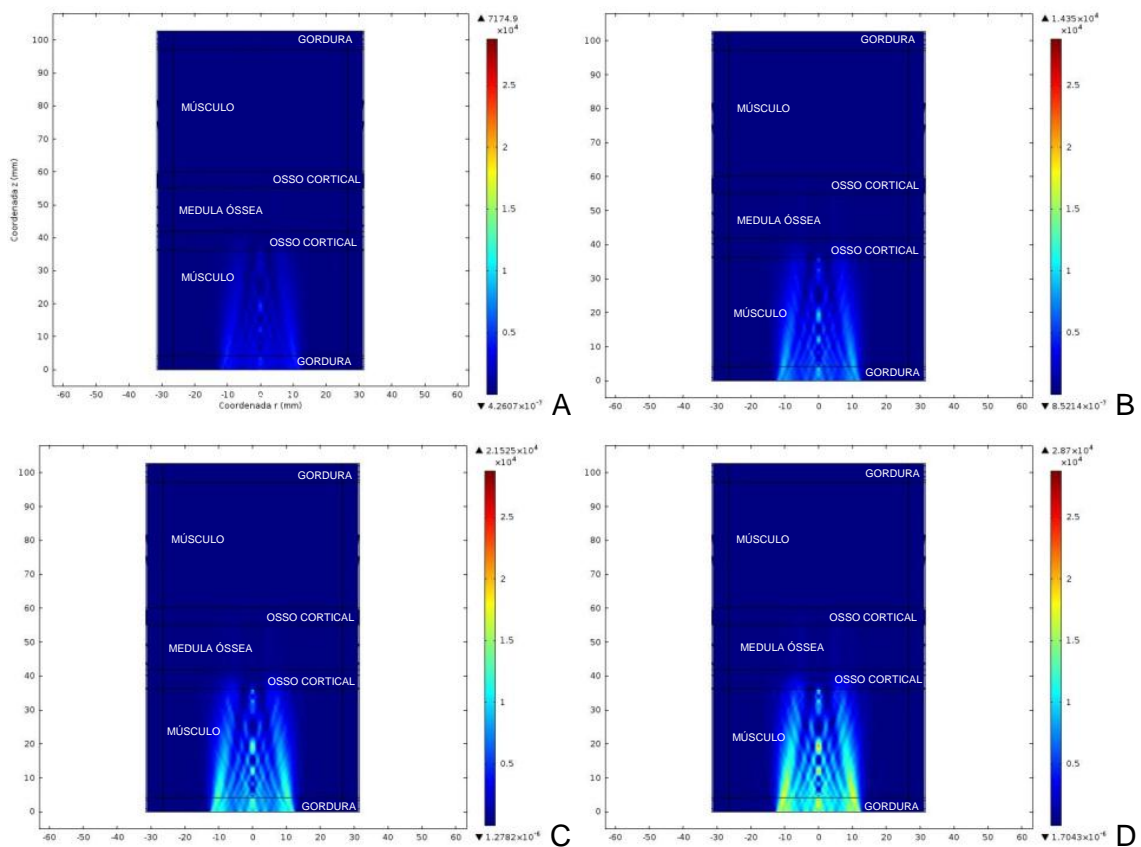


Figura 17: Campo acústico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm/ medula óssea – 13,2 mm) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro.

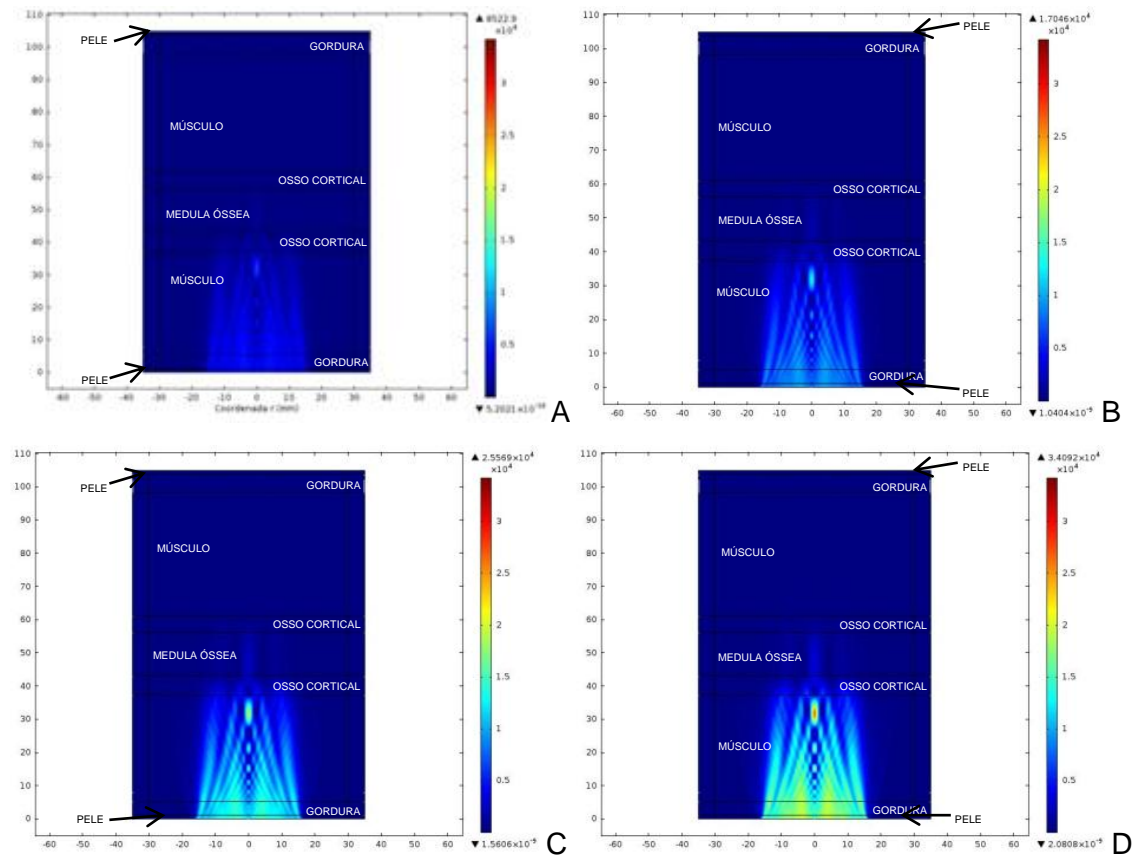


Figura 18: Campo acústico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (pele – 1,1 e 1,1 mm / gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm/ medula óssea – 13,2 mm) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 W \cdot cm^{-2}$ (A), $1,0 W \cdot cm^{-2}$ (B), $1,5 W \cdot cm^{-2}$ (C) e $2,0 W \cdot cm^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro.

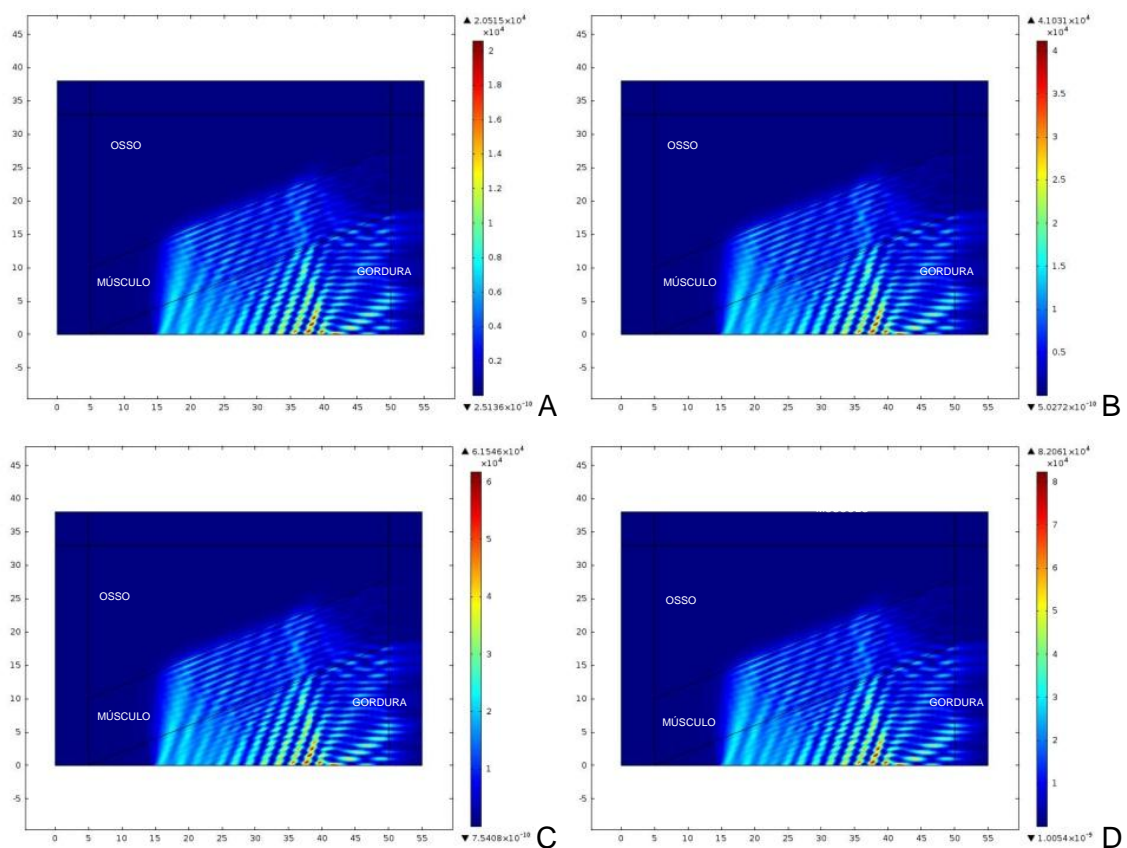


Figura 19: Campo acústico gerado em camadas acopladas não paralelas e inclinadas a $22,5^\circ$ (gordura / músculo – 10 mm/ osso) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

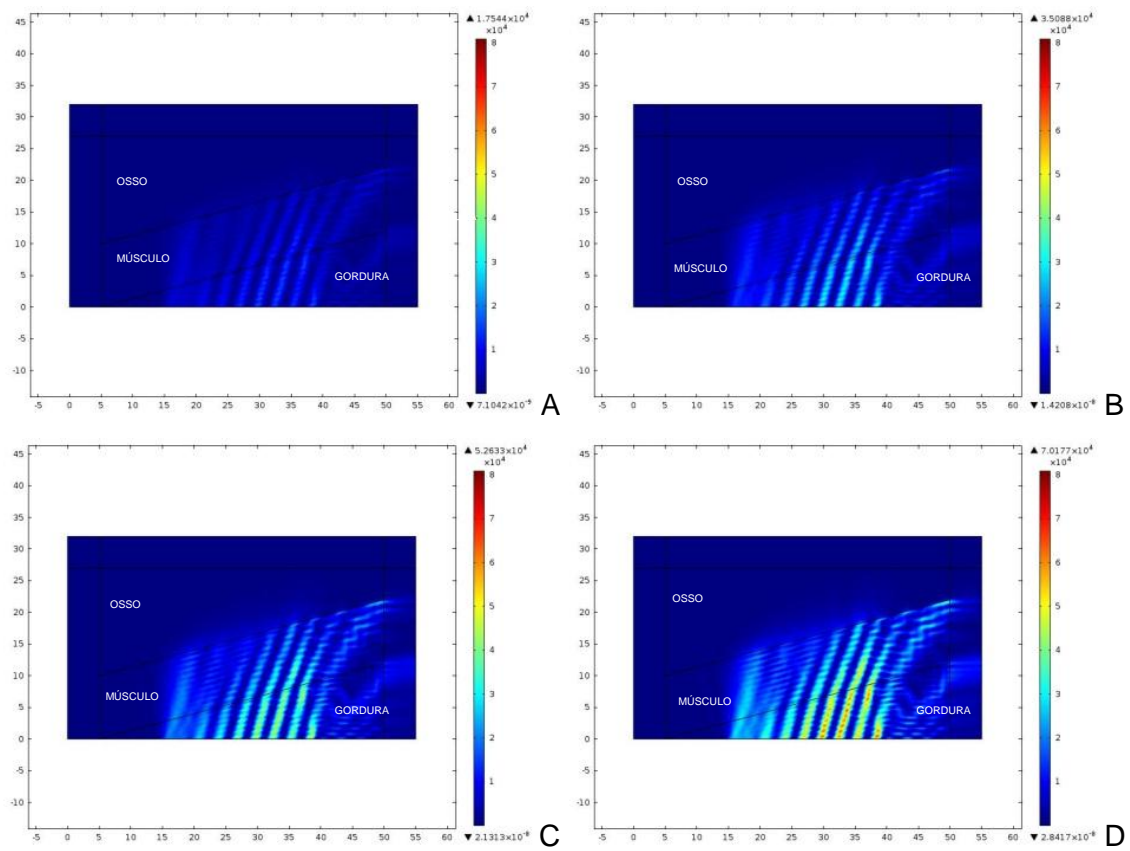


Figura 20: Campo acústico gerado em camadas acopladas não paralelas e inclinadas a 15° (gordura / músculo – 10 mm / osso) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

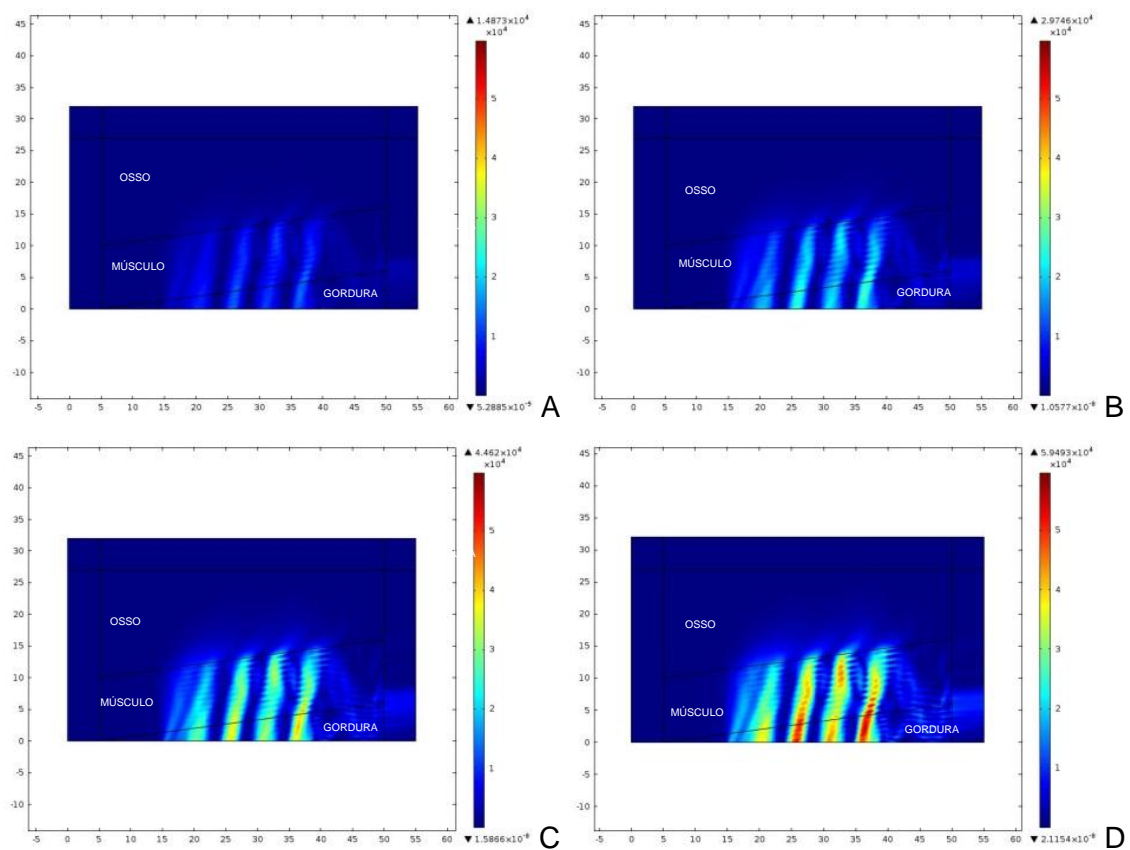


Figura 21: Campo acústico gerado em camadas acopladas não paralelas e inclinadas a $7,5^\circ$ (gordura / músculo – 10 mm / osso) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

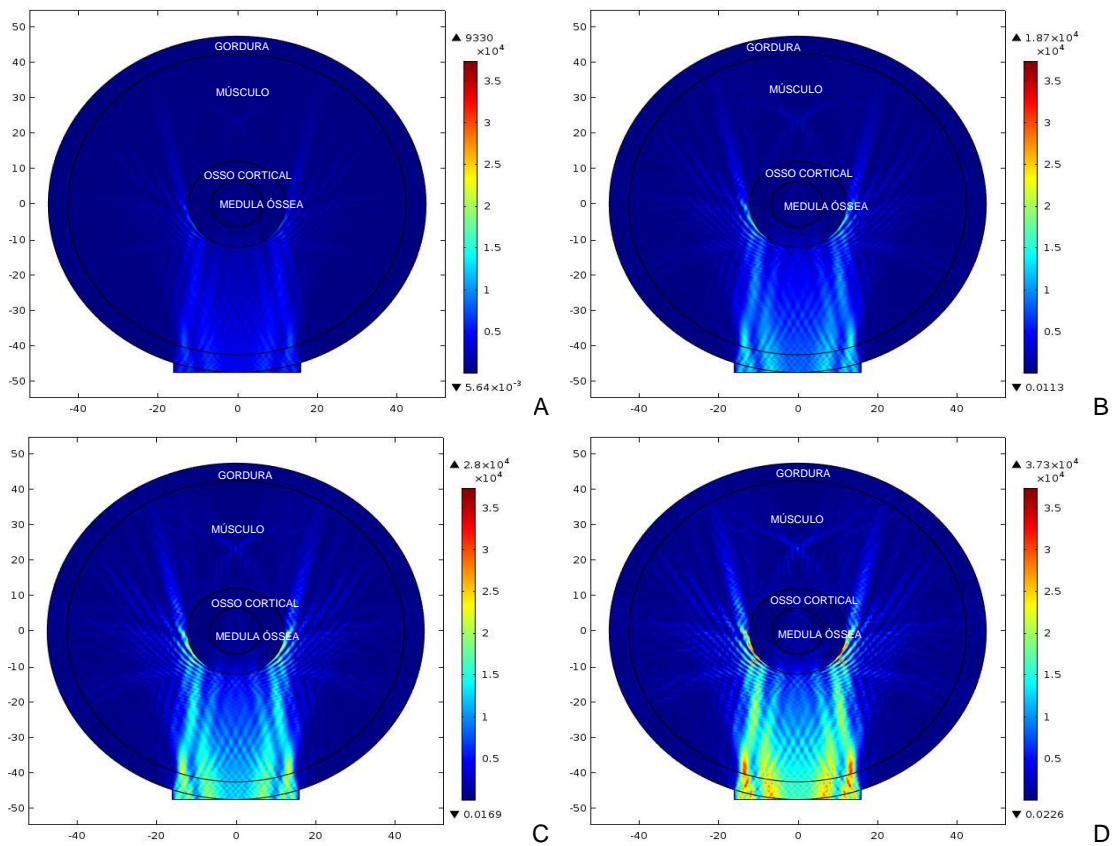


Figura 22: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

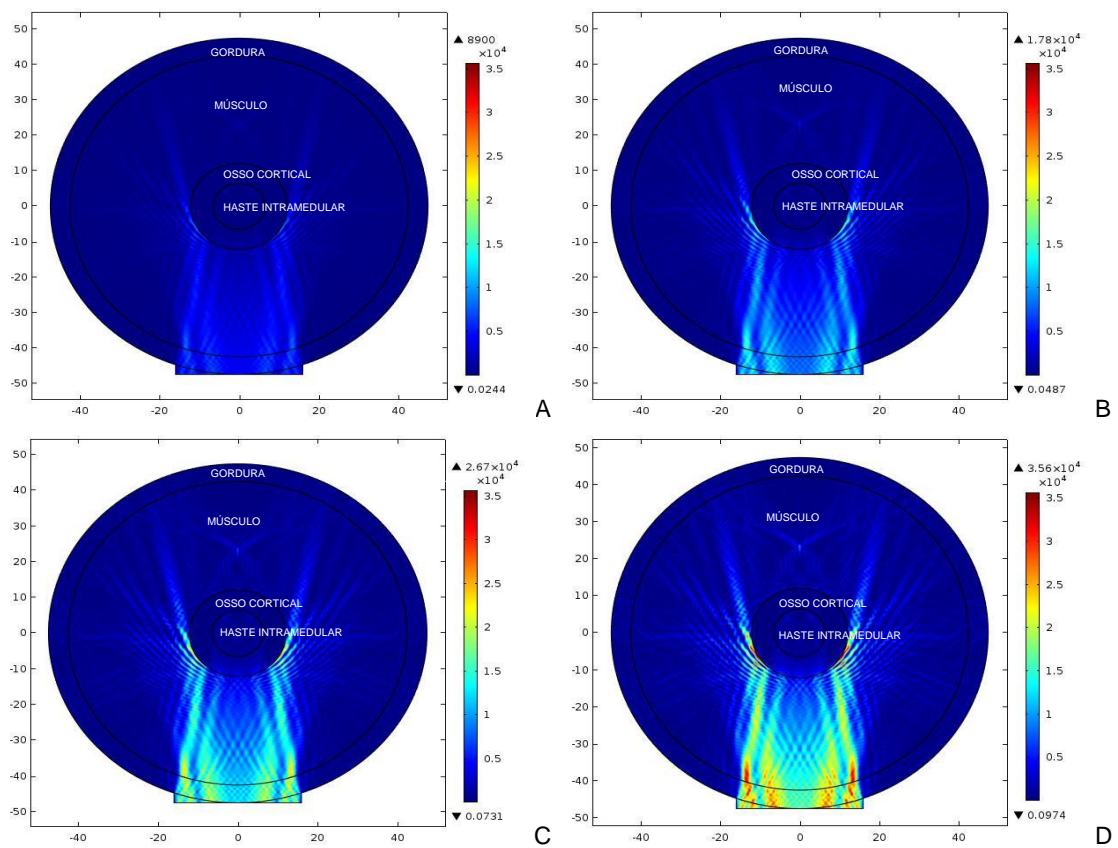


Figura 23: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e haste intramedular com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

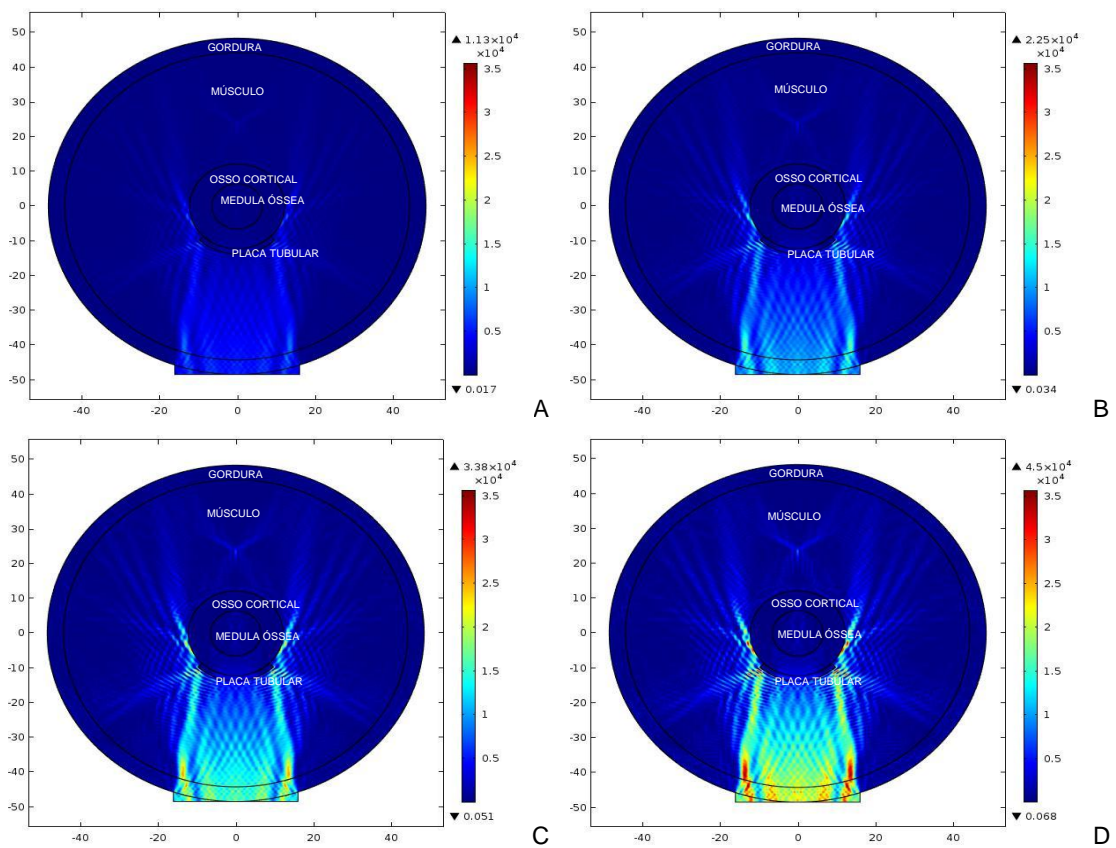


Figura 24: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 1,5 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 W.cm⁻² (A), 1,0 W.cm⁻² (B), 1,5 W.cm⁻² (C) e 2,0 W.cm⁻² (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

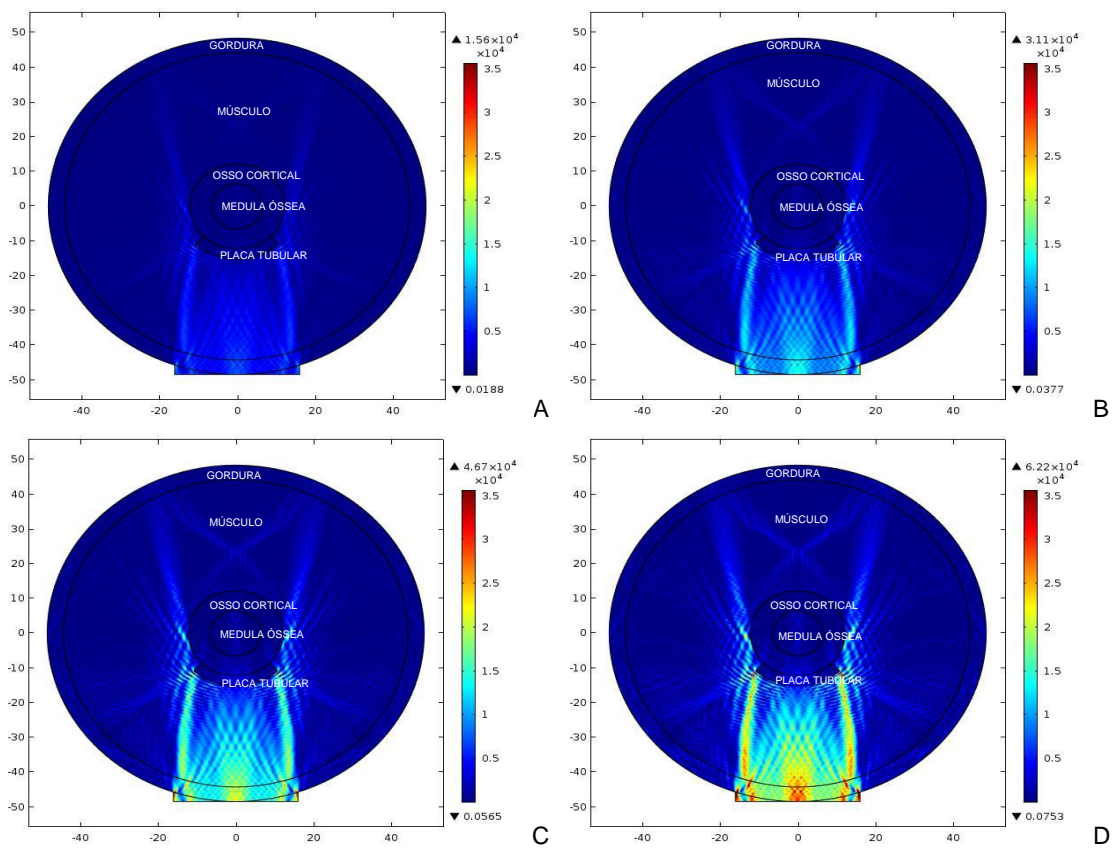


Figura 25: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 3,0 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) para exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), por uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro.

5.2) CAMPOS TÉRMICOS PARA 1MHz

Tomando por base os resultados das simulações feitas para o campo acústico, foram efetuadas as simulações dos campos térmicos.

Também aqui, as primeiras simulações foram feitas com camada única de água para verificar um possível formato típico para os campos térmicos em função da exposição ao ultrassom. Estes estão representados nas Figuras 26 a 28, para os tempos de 75, 150 e 300 segundos, com as intensidades de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 $W.cm^{-2}$.

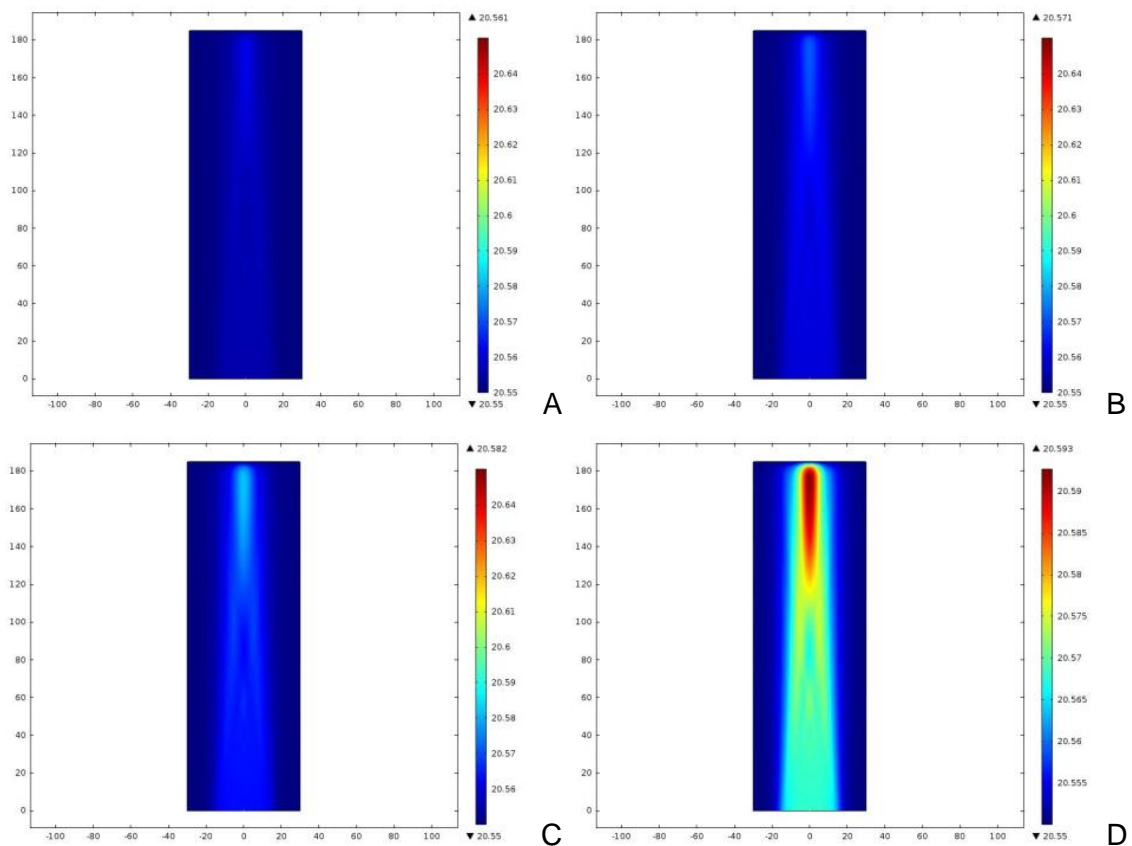


Figura 26: Campo térmico gerado em água após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 W.cm^{-2}$ (A), $1,0 W.cm^{-2}$ (B), $1,5 W.cm^{-2}$ (C) e $2,0 W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 32 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 20°C.

Ponto de sobreaquecimento localizado a 170 mm da fonte.

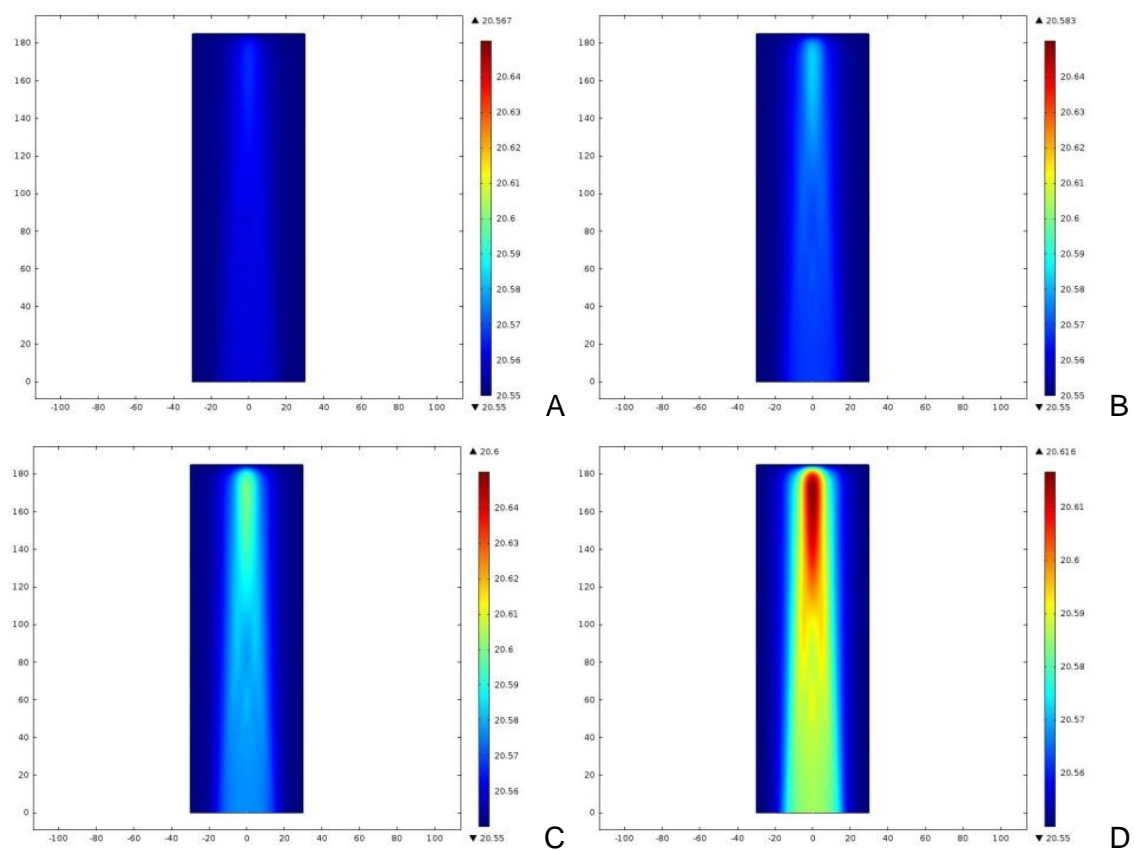


Figura 27: Campo térmico gerado em água após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 32 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 20°C. Ponto de sobreaquecimento localizado a 170 mm da fonte.

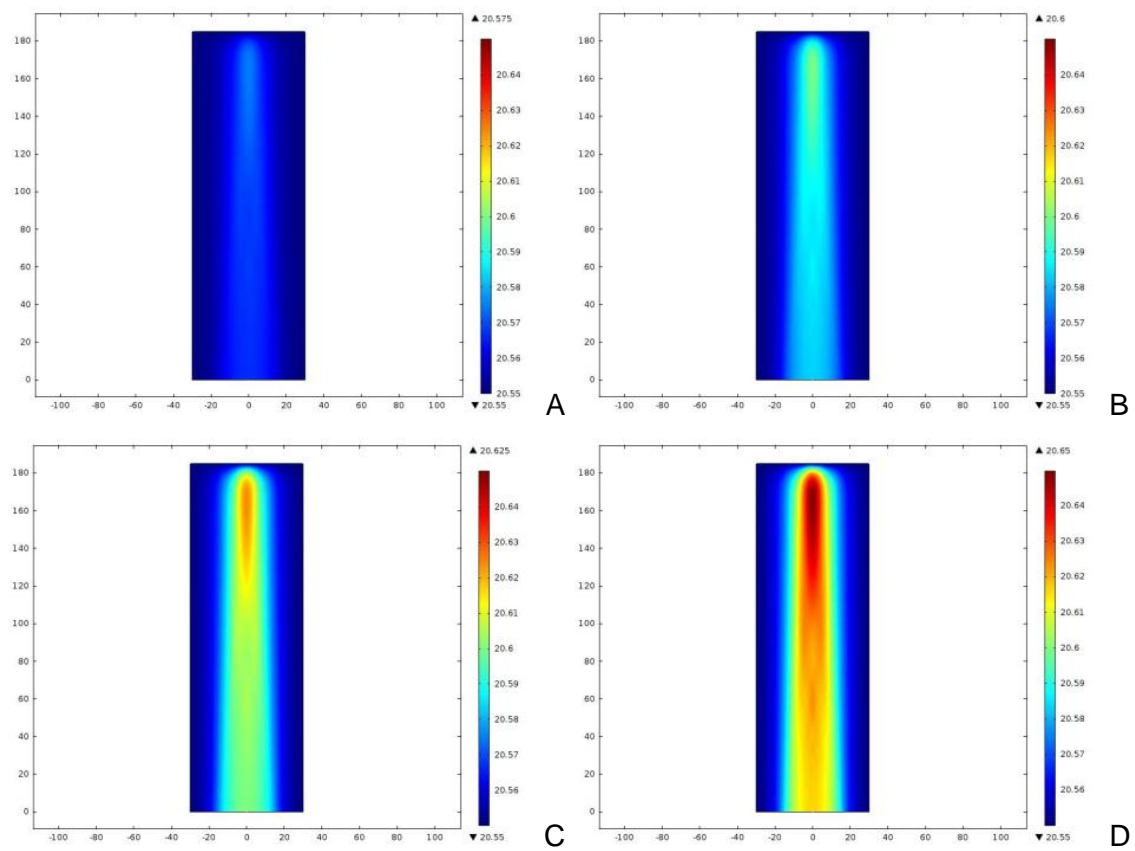


Figura 28: Campo térmico gerado em água após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 32 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 20°C.

Ponto de sobreaquecimento localizado a 170 mm da fonte.

O mesmo procedimento foi adotado para todas as outras geometrias. Os campos térmicos obtidos para os diferentes acoplamentos dos tecidos biológicos estão apresentados nas Figuras 29 a 55.

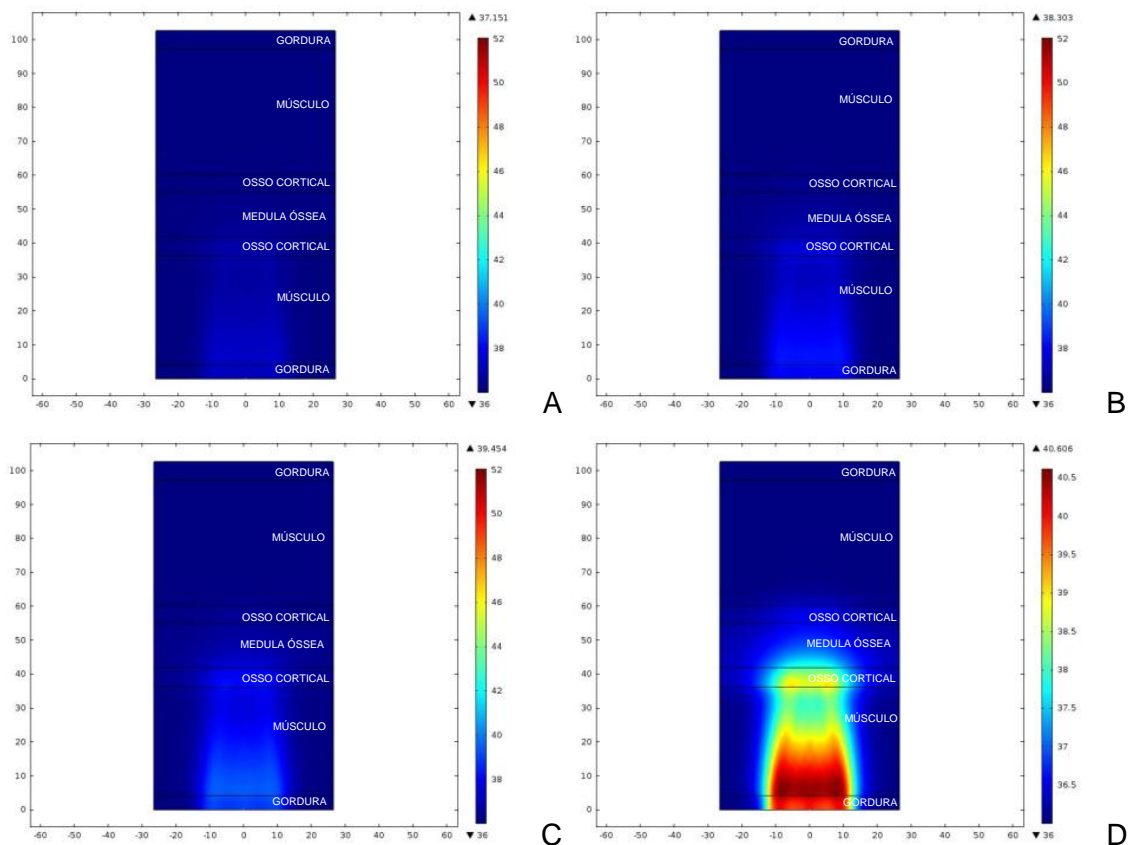


Figura 29: Campo térmico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm / medula óssea – 13,2 mm) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 $W.cm^{-2}$ (A), 1,0 $W.cm^{-2}$ (B), 1,5 $W.cm^{-2}$ (C) e 2,0 $W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C.

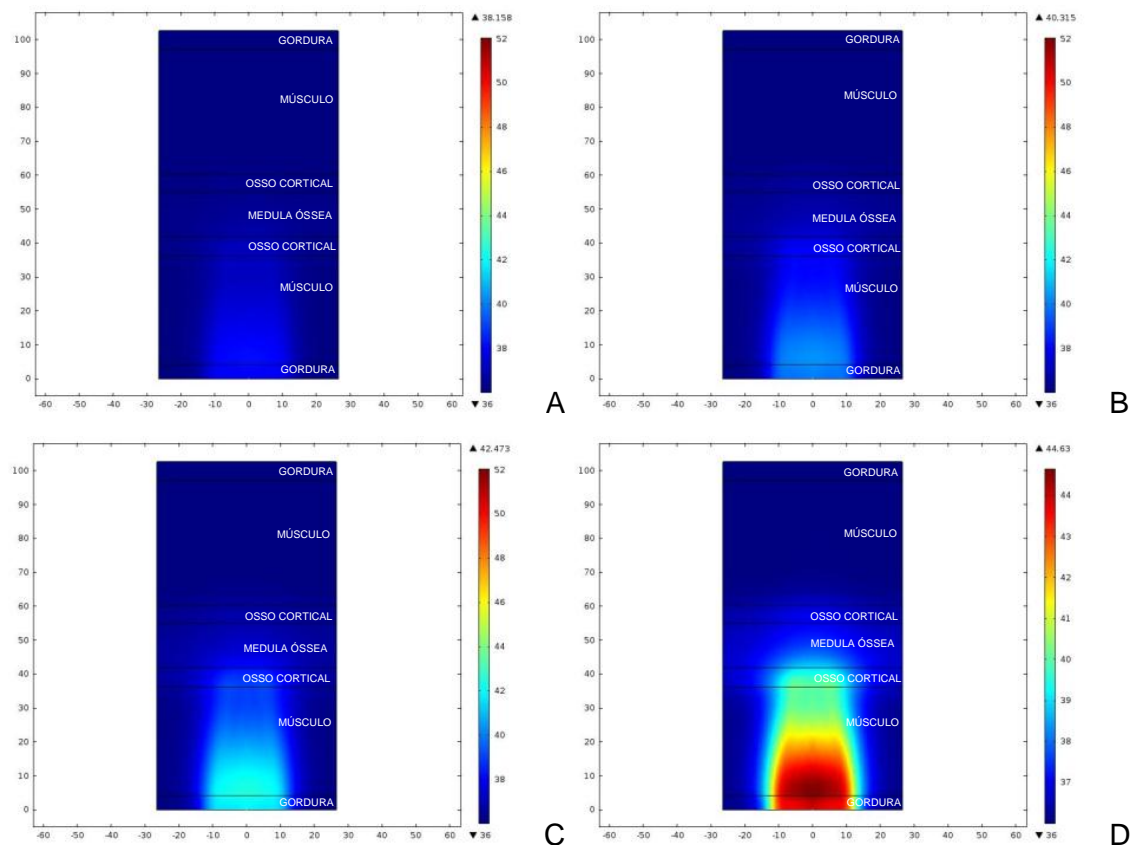


Figura 30: Campo térmico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm / medula óssea – 13,2 mm) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 $W.cm^{-2}$ (A), 1,0 $W.cm^{-2}$ (B), 1,5 $W.cm^{-2}$ (C) e 2,0 $W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C.

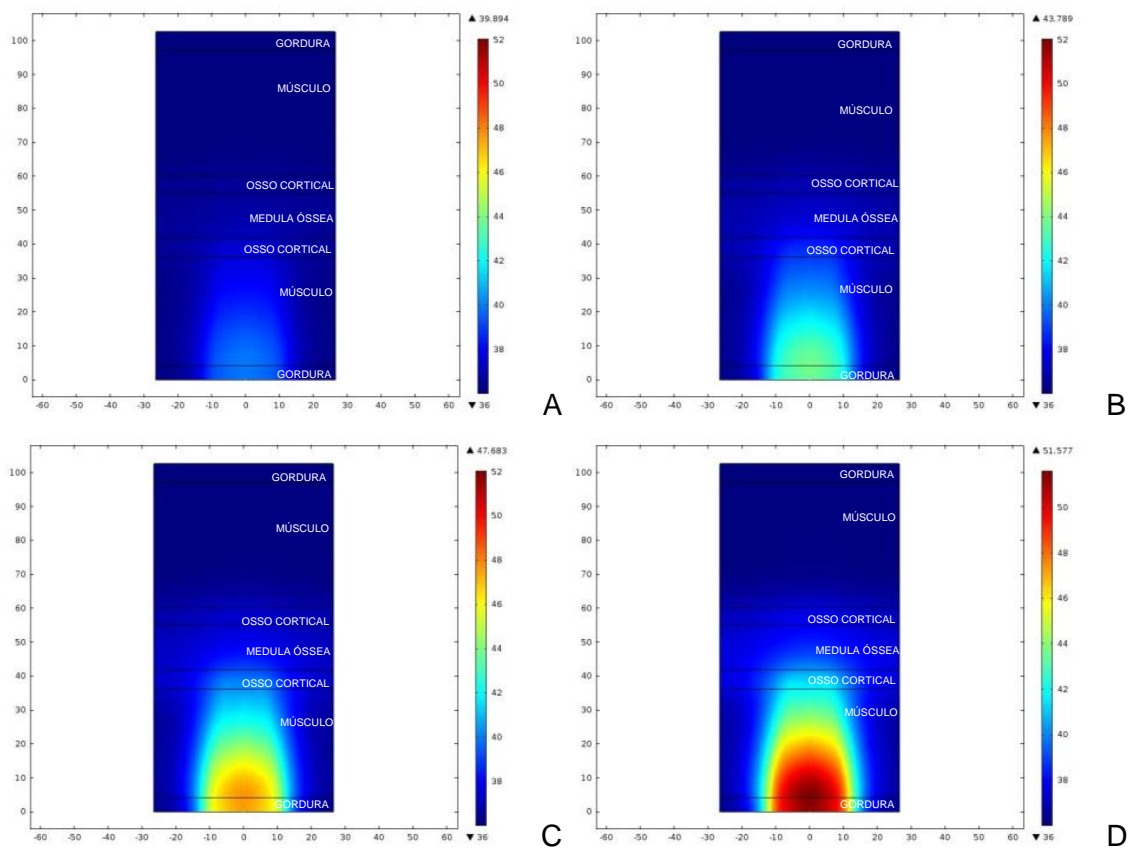


Figura 31: Campo térmico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm / medula óssea – 13,2 mm) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 $W.cm^{-2}$ (A), 1,0 $W.cm^{-2}$ (B), 1,5 $W.cm^{-2}$ (C) e 2,0 $W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C.

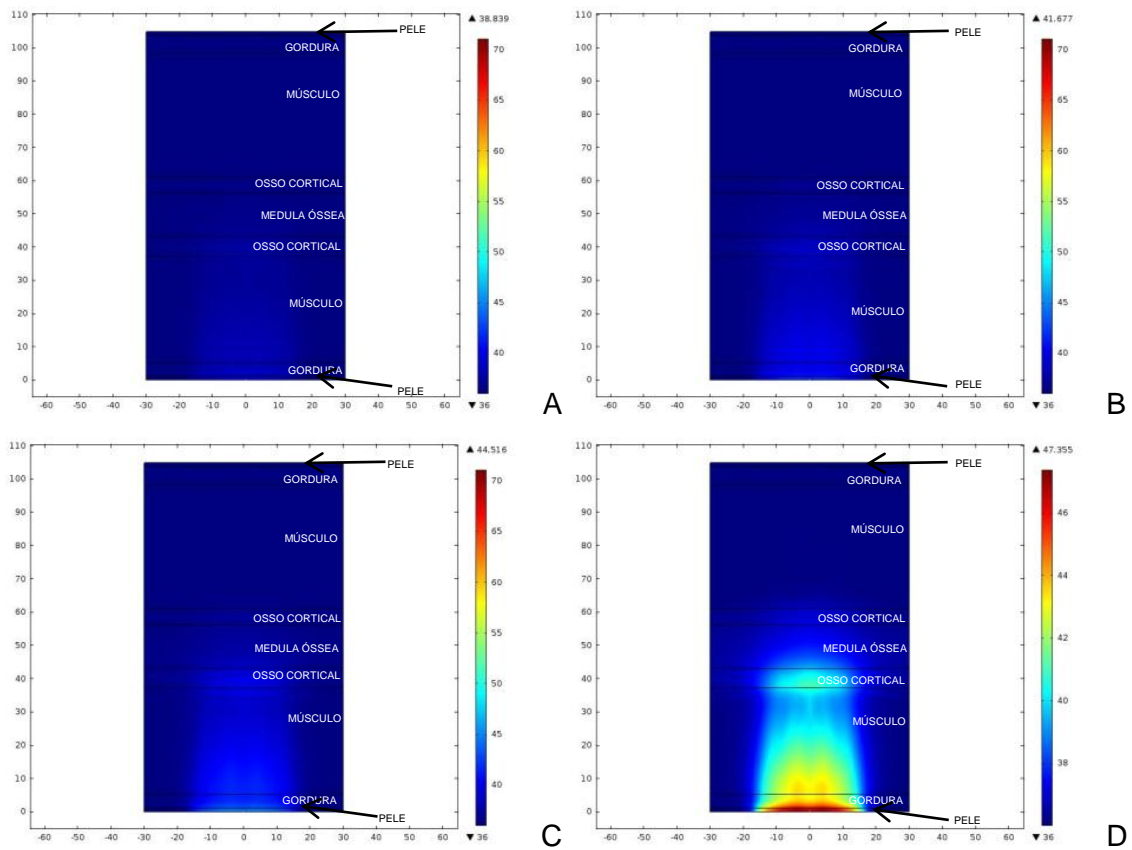


Figura 32: Campo térmico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (pele – 1,1 e 1,1 mm / gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm/ medula óssea – 13,2 mm) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

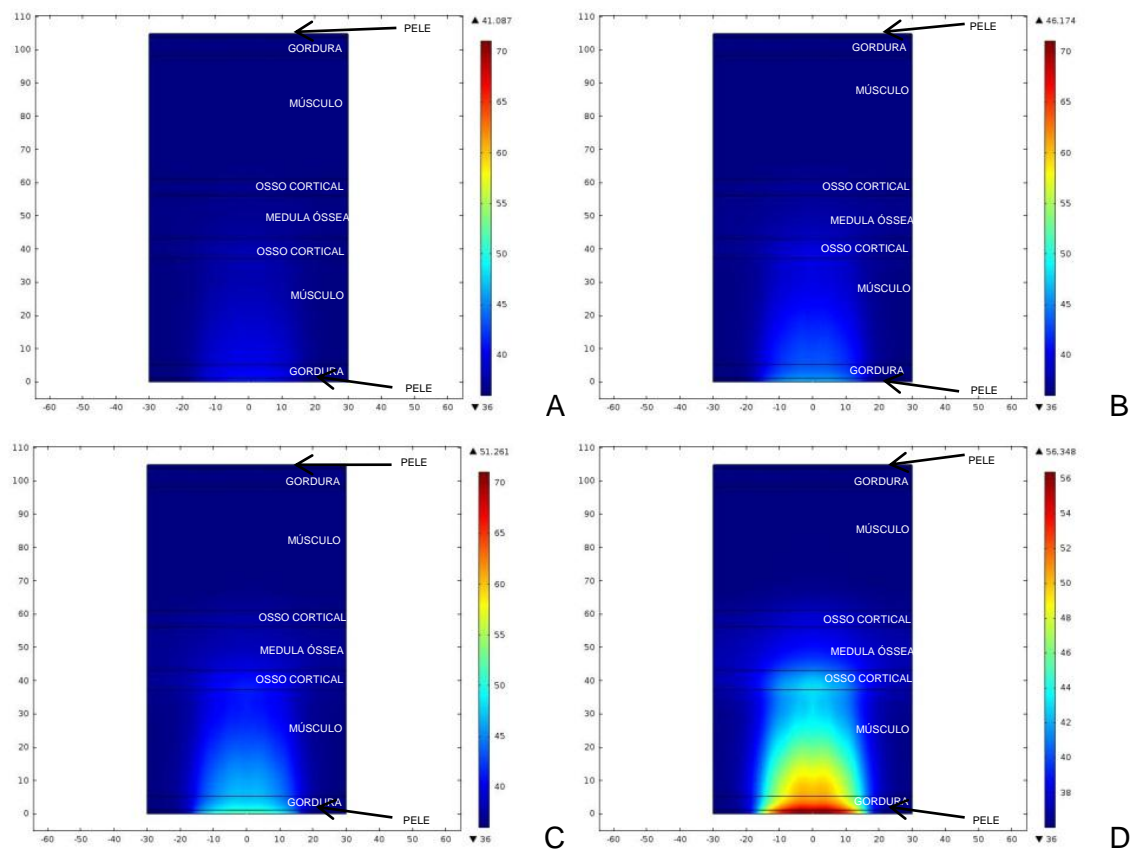


Figura 33: Campo térmico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (pele – 1,1 e 1,1 mm / gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm/ medula óssea – 13,2 mm) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

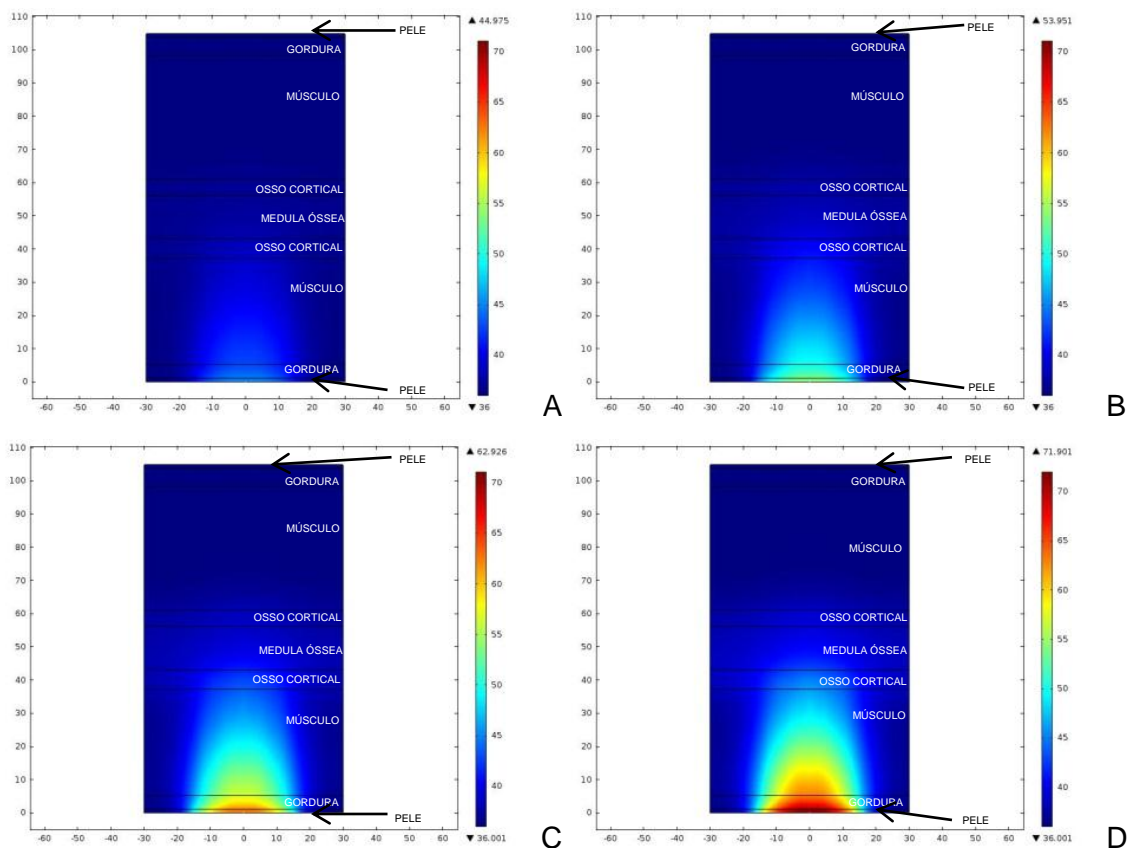


Figura 34: Campo térmico gerado em camadas acopladas de espessuras reais (pele – 1,1 e 1,1 mm / gordura – 4,2 e 5,6 mm / músculo – 32 e 37 mm / osso cortical - 5,7 e 5 mm/ medula óssea – 13,2 mm) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

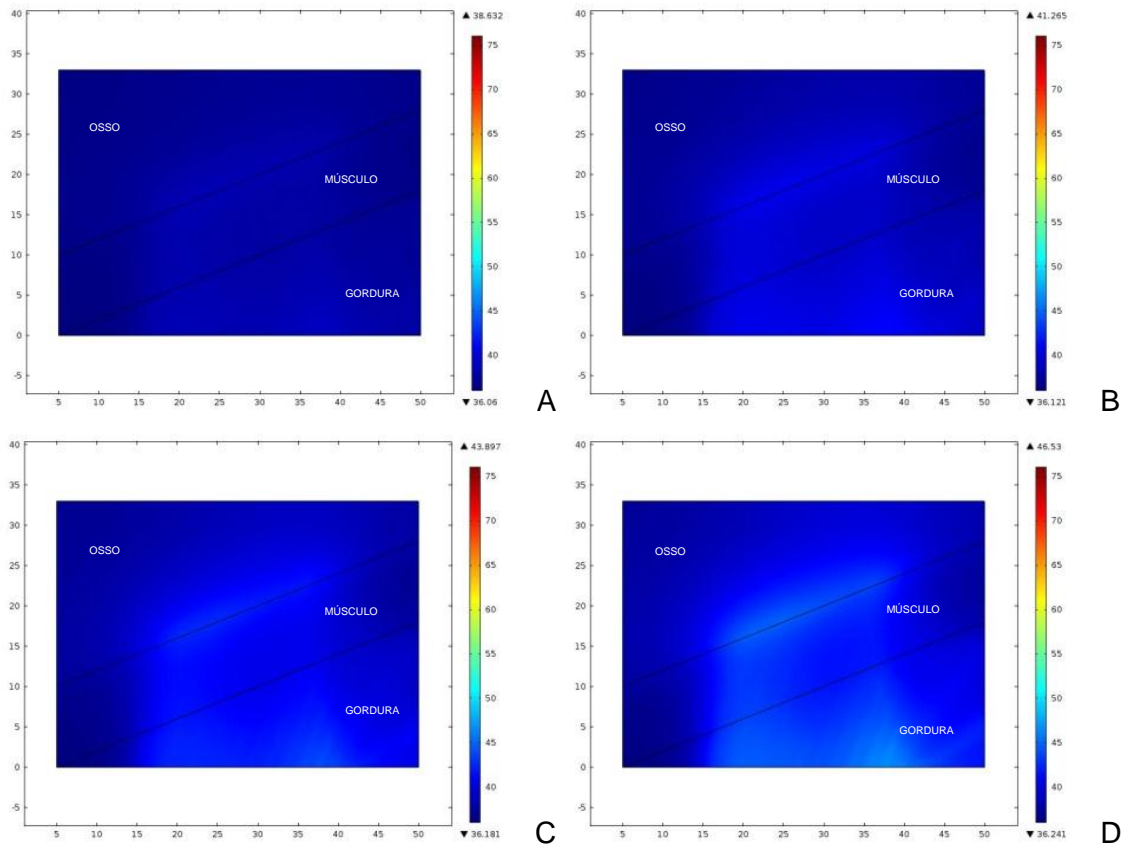


Figura 35: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a $22,5^\circ$ e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

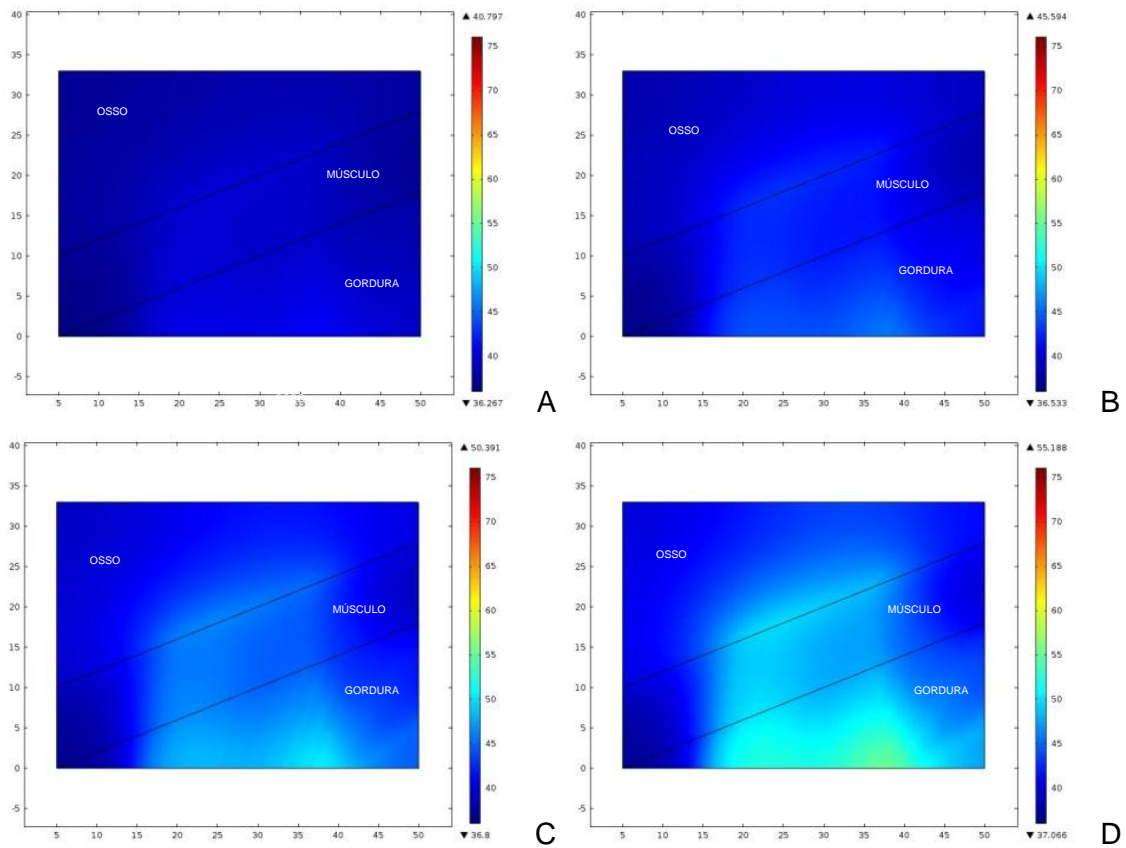


Figura 36: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a $22,5^\circ$ e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

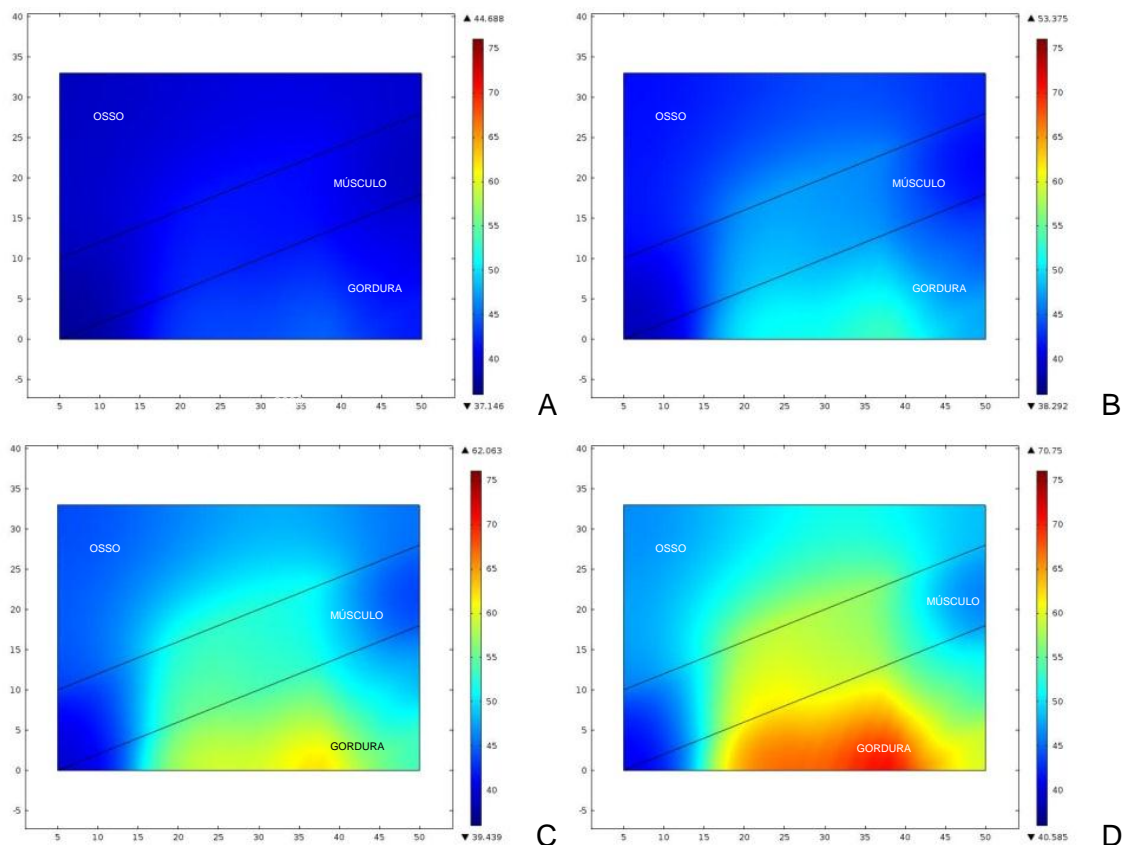


Figura 37: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a $22,5^\circ$ e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm/ osso) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

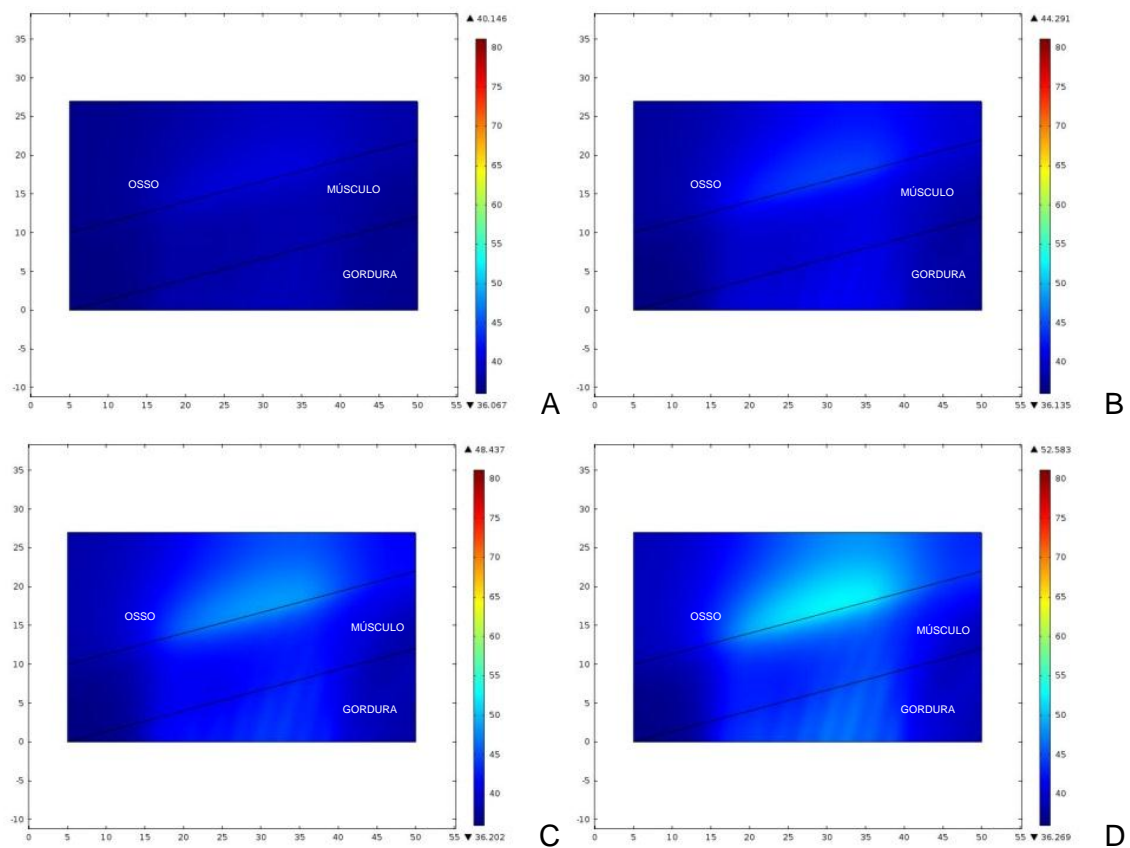


Figura 38: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a 15° e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 W.cm^{-2}$ (A), $1,0 W.cm^{-2}$ (B), $1,5 W.cm^{-2}$ (C) e $2,0 W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de $36^{\circ}C$.

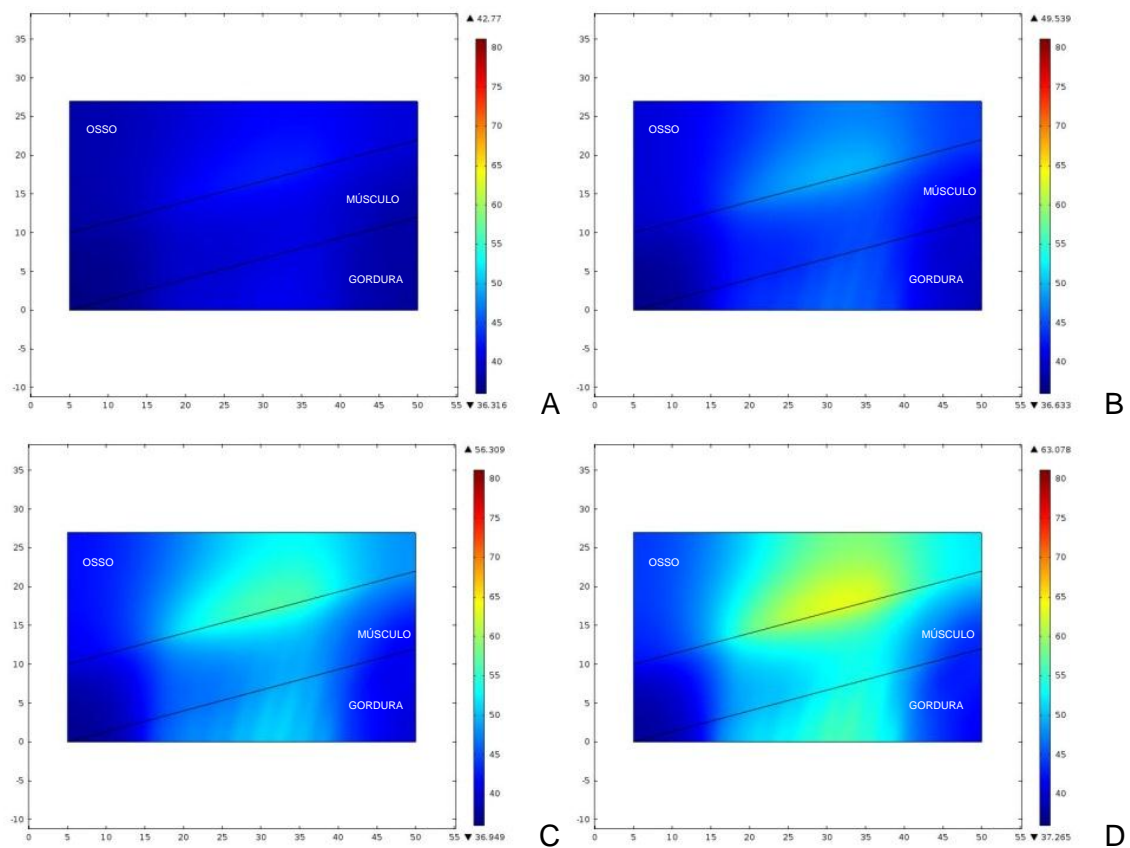


Figura 39: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a 15° e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 W.cm⁻² (A), 1,0 W.cm⁻² (B), 1,5 W.cm⁻²(C) e 2,0 W.cm⁻² (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C.

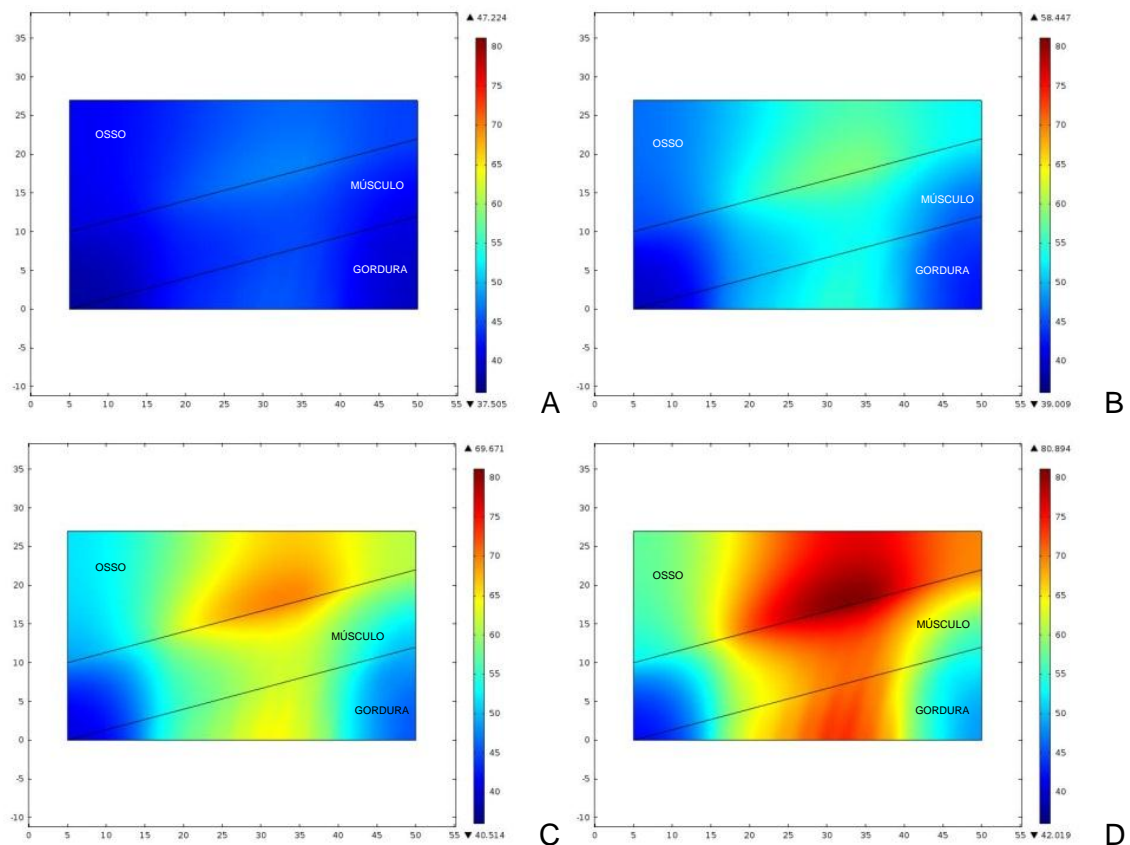


Figura 40: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a 15° e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

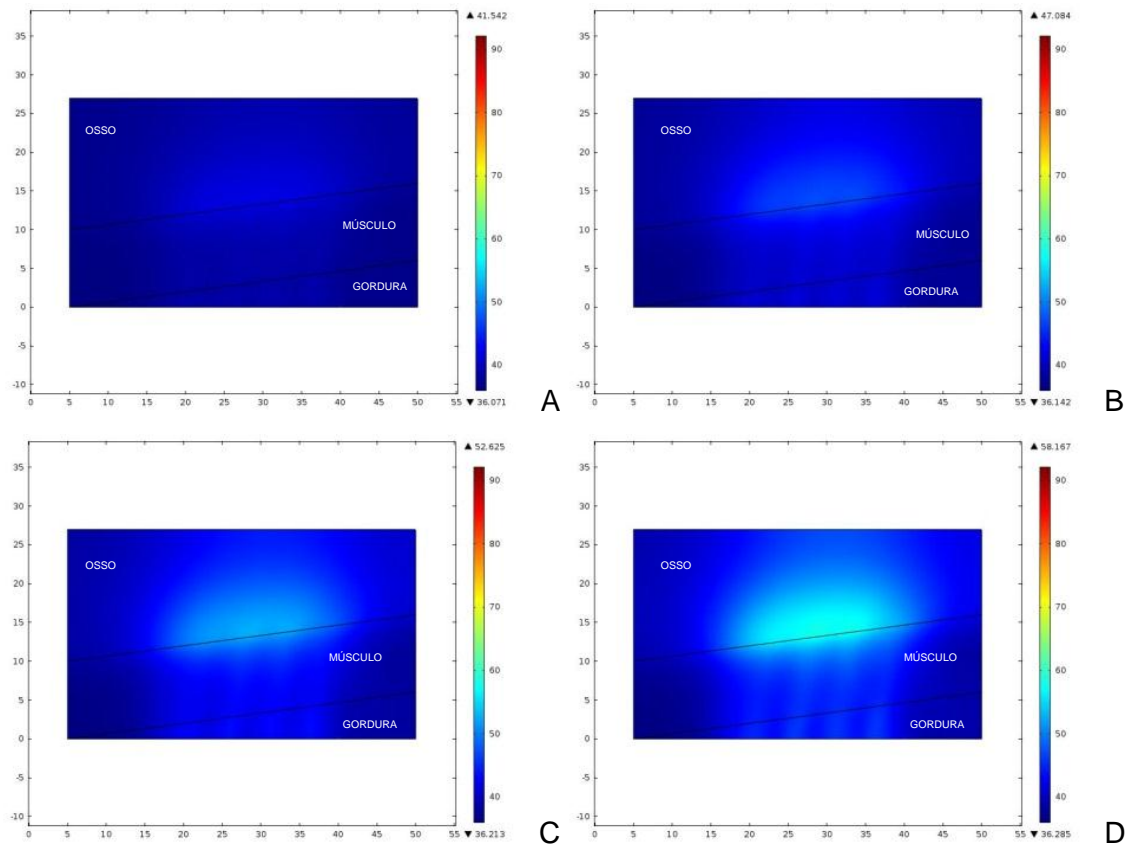


Figura 41: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a $7,5^\circ$ e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

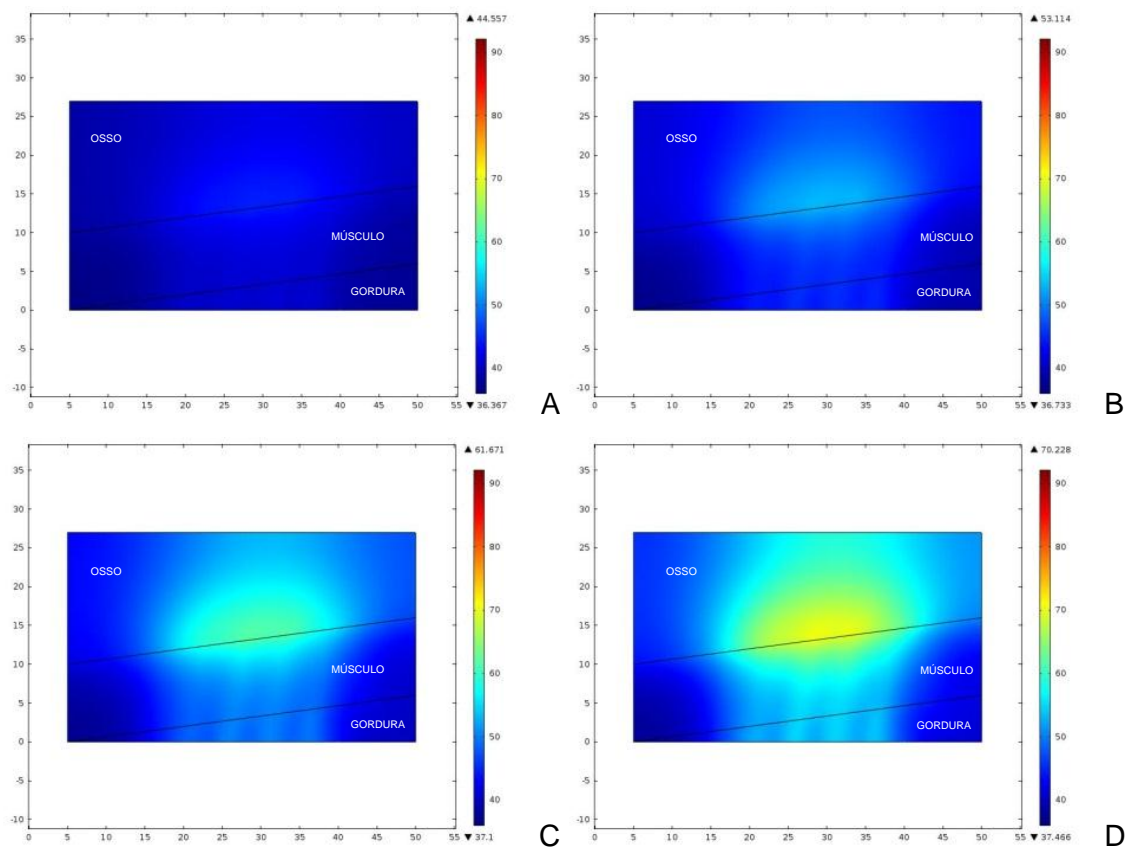


Figura 42: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a 7,5° e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm / osso) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 W.cm⁻² (A), 1,0 W.cm⁻² (B), 1,5 W.cm⁻² (C) e 2,0 W.cm⁻² (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C.

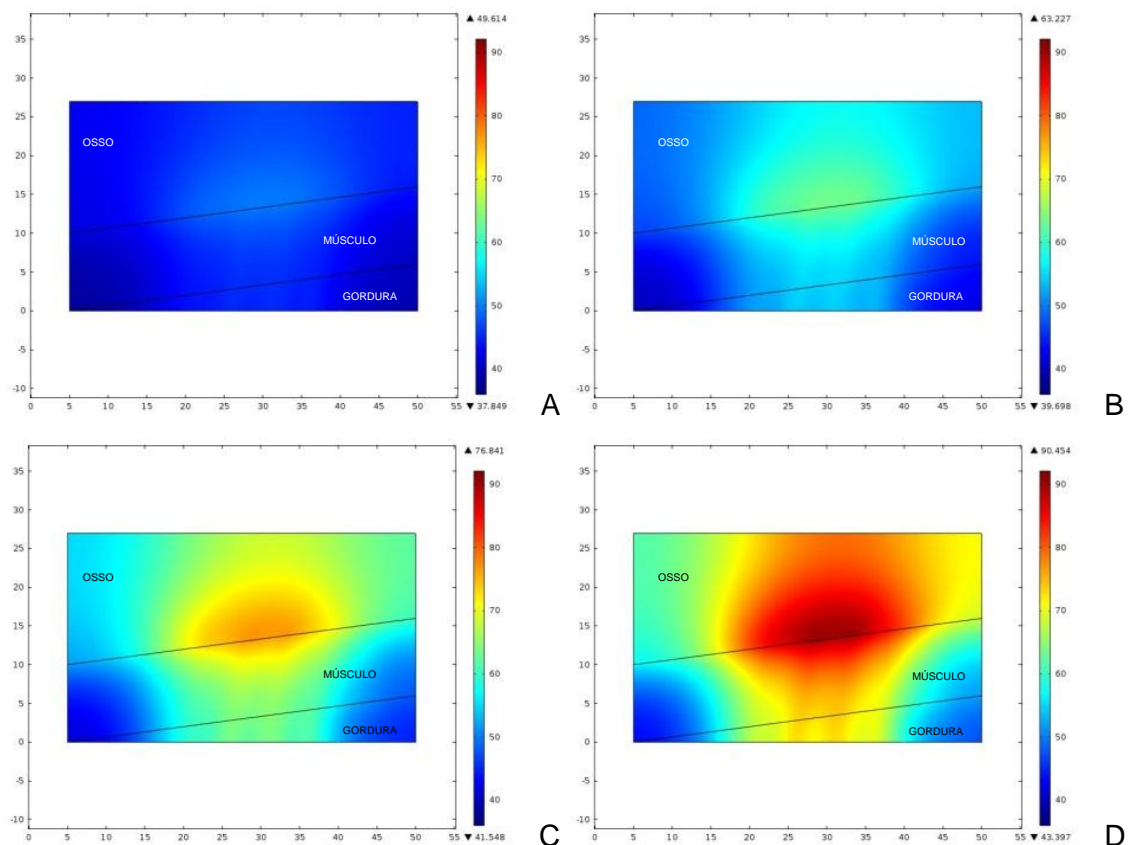


Figura 43: Campo térmico gerado em camadas acopladas não paralelas a $7,5^\circ$ e de espessuras obtidas na literatura (gordura / músculo – 10 mm/ osso) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

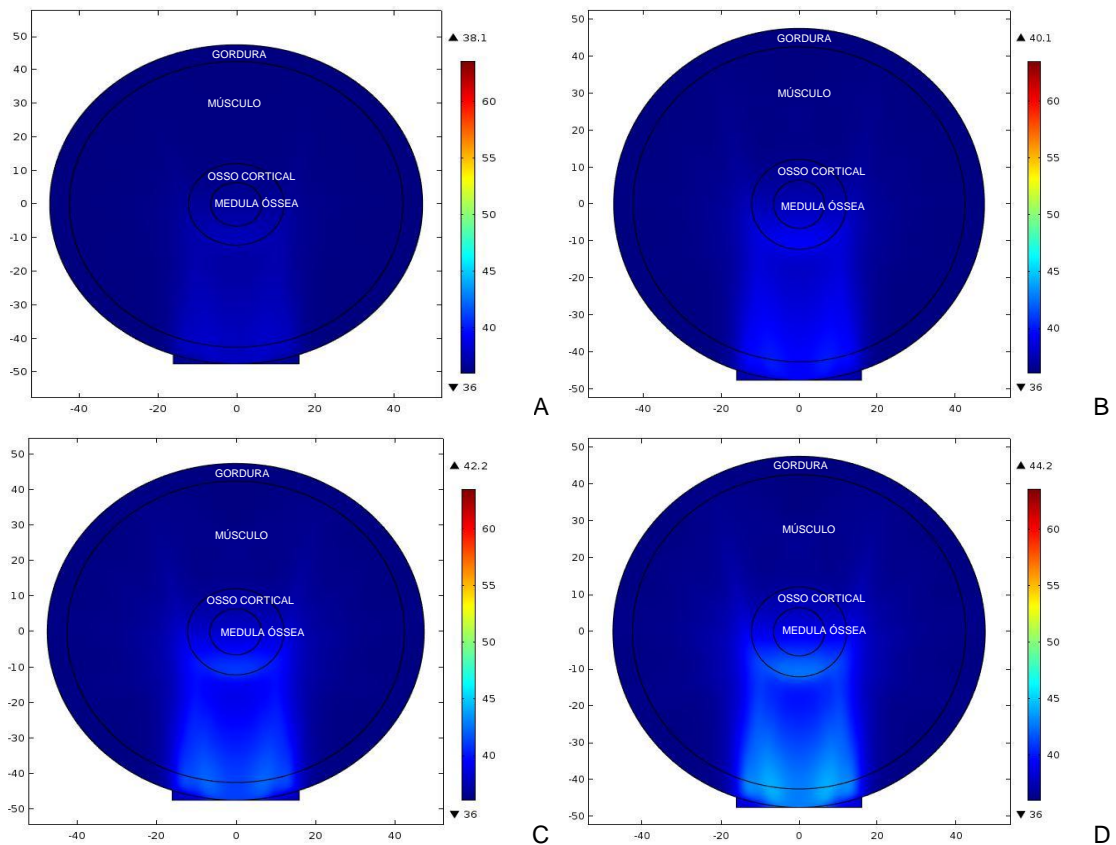


Figura 44: Campo térmico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

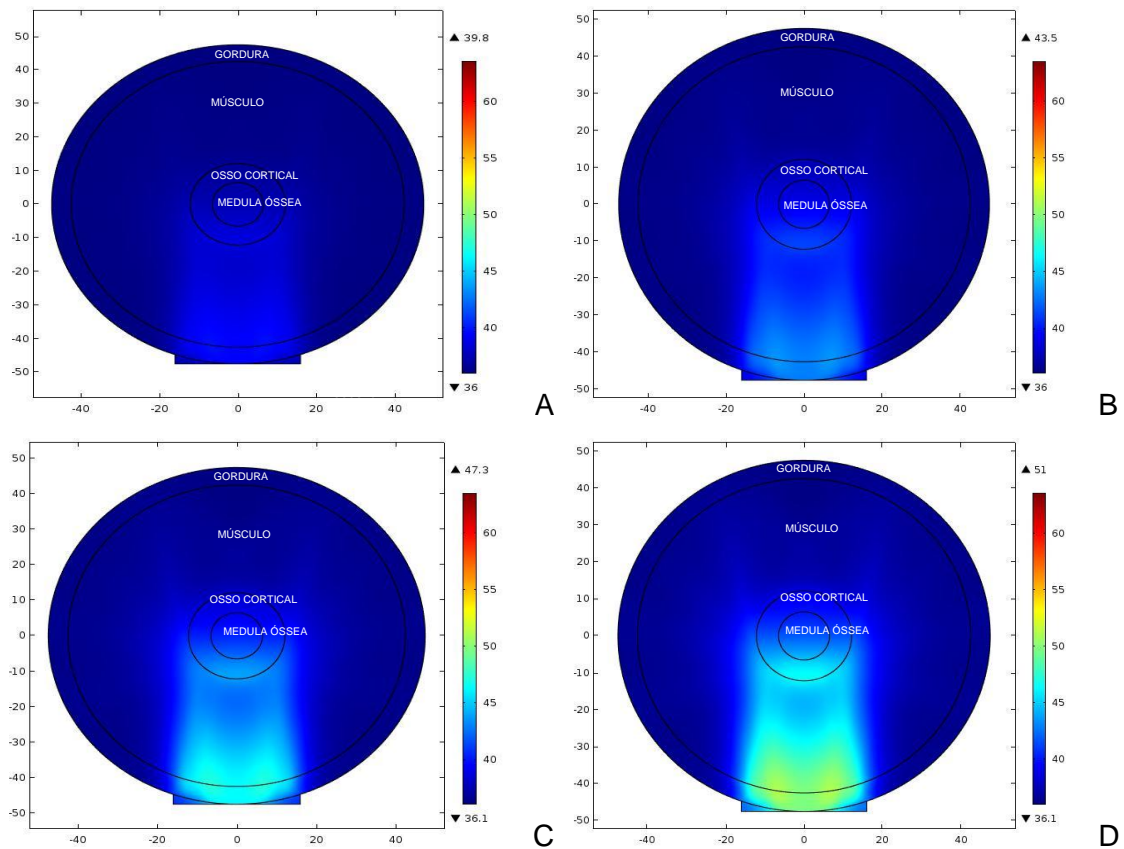


Figura 45: Campo térmico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 W.cm^{-2}$ (A), $1,0 W.cm^{-2}$ (B), $1,5 W.cm^{-2}$ (C) e $2,0 W.cm^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de $36^{\circ}C$.

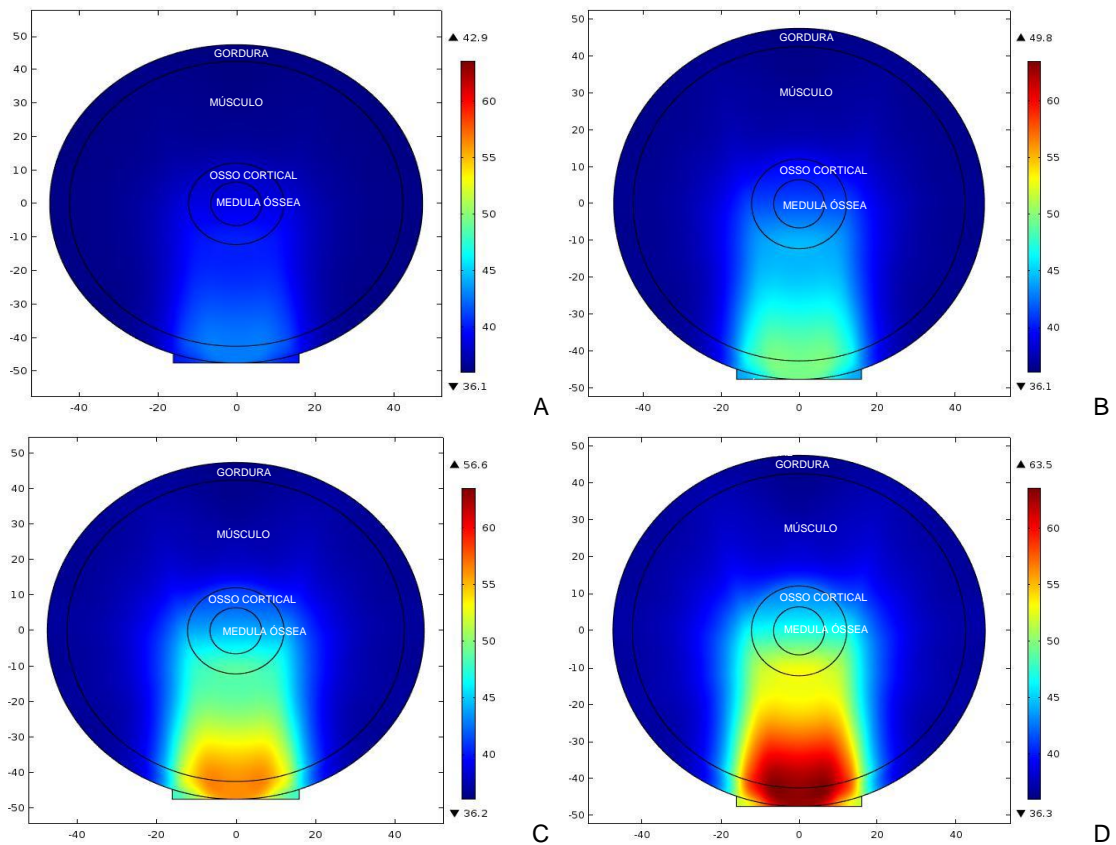


Figura 46: Campo térmico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

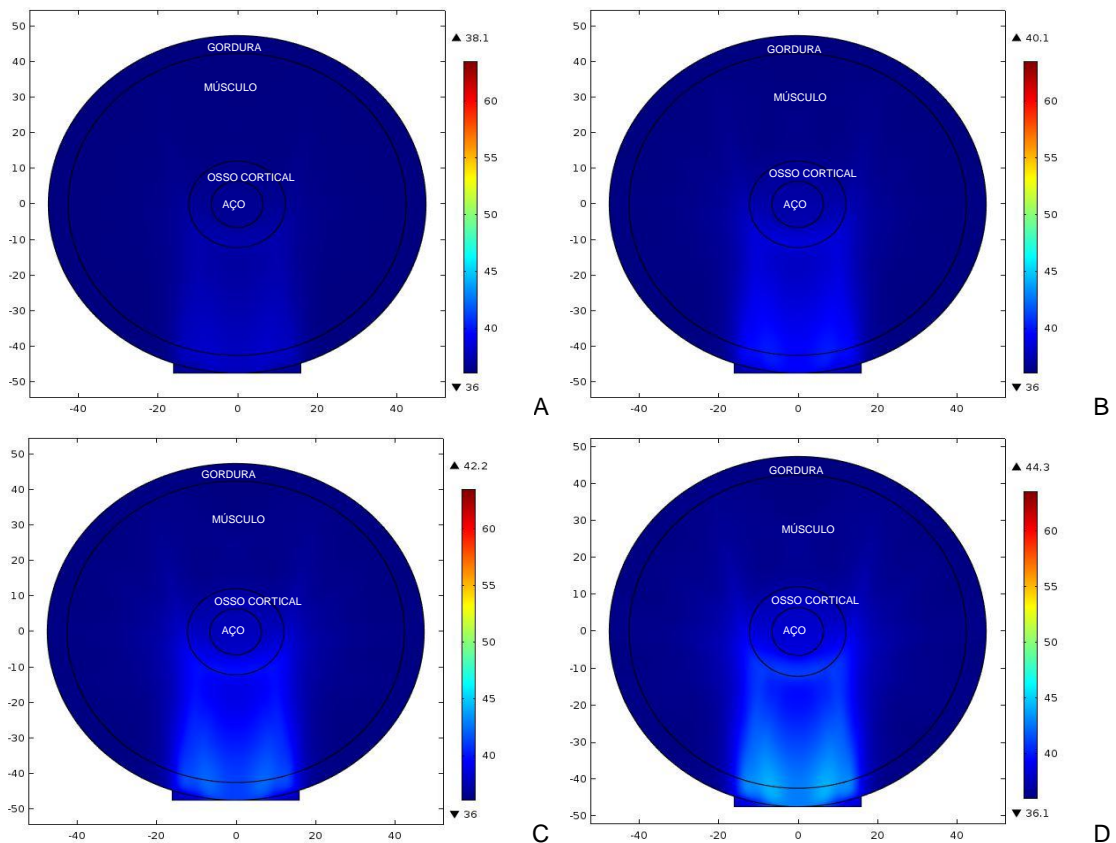


Figura 47: Campo térmico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e haste intramedular com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / aço - 3,25 mm) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D) , com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

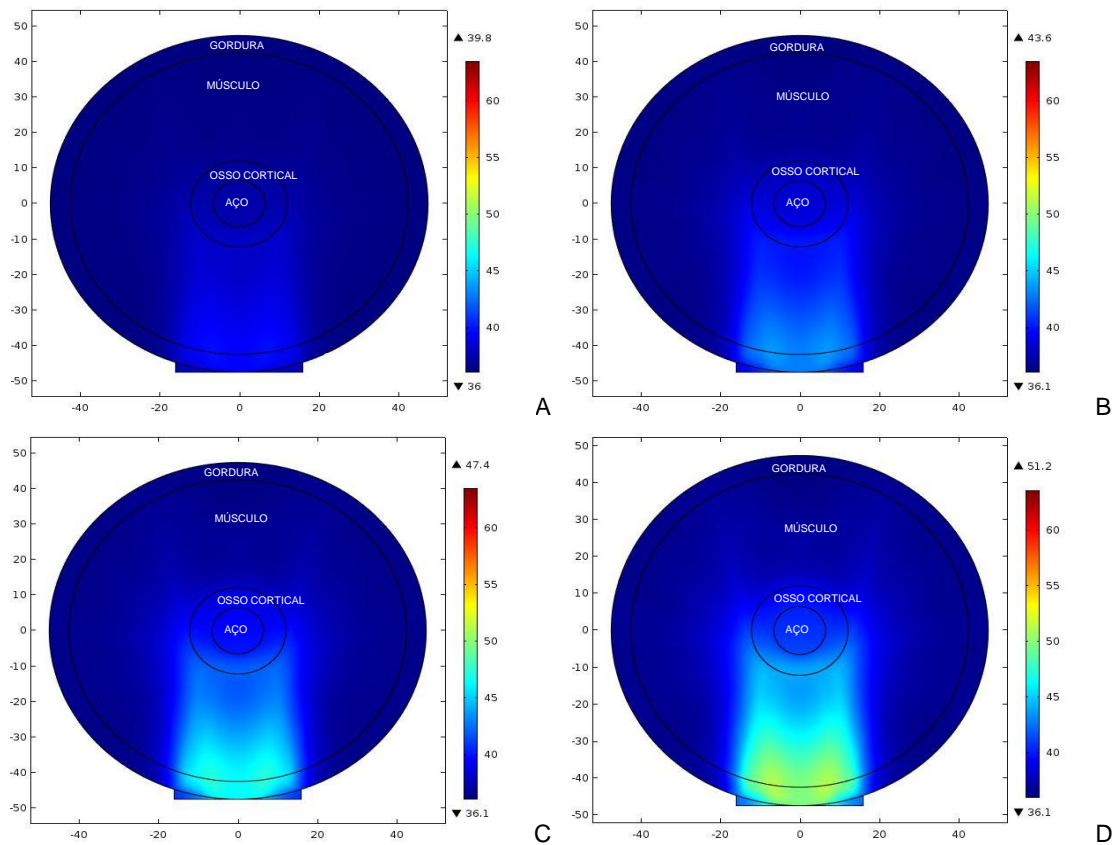


Figura 48: Campo térmico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e haste intramedular com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / aço - 3,25 mm) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

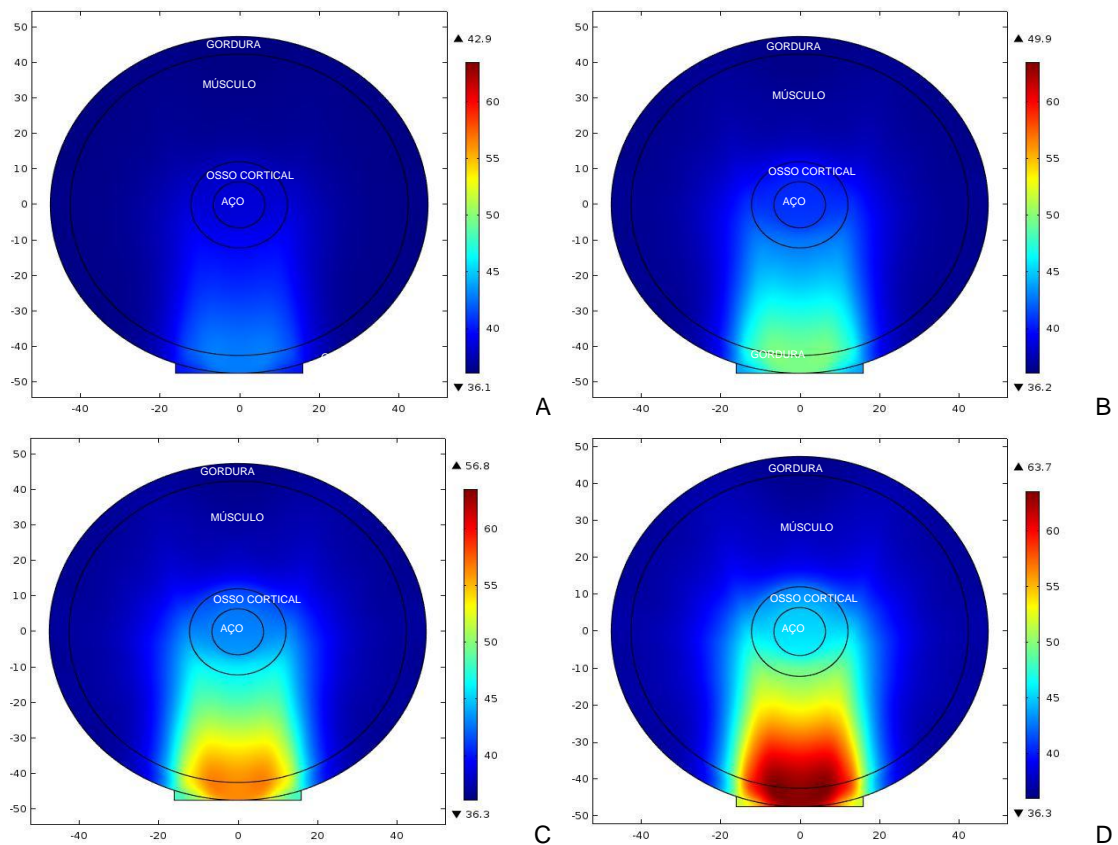


Figura 49: Campo térmico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e haste intramedular com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / aço - 3,25 mm) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

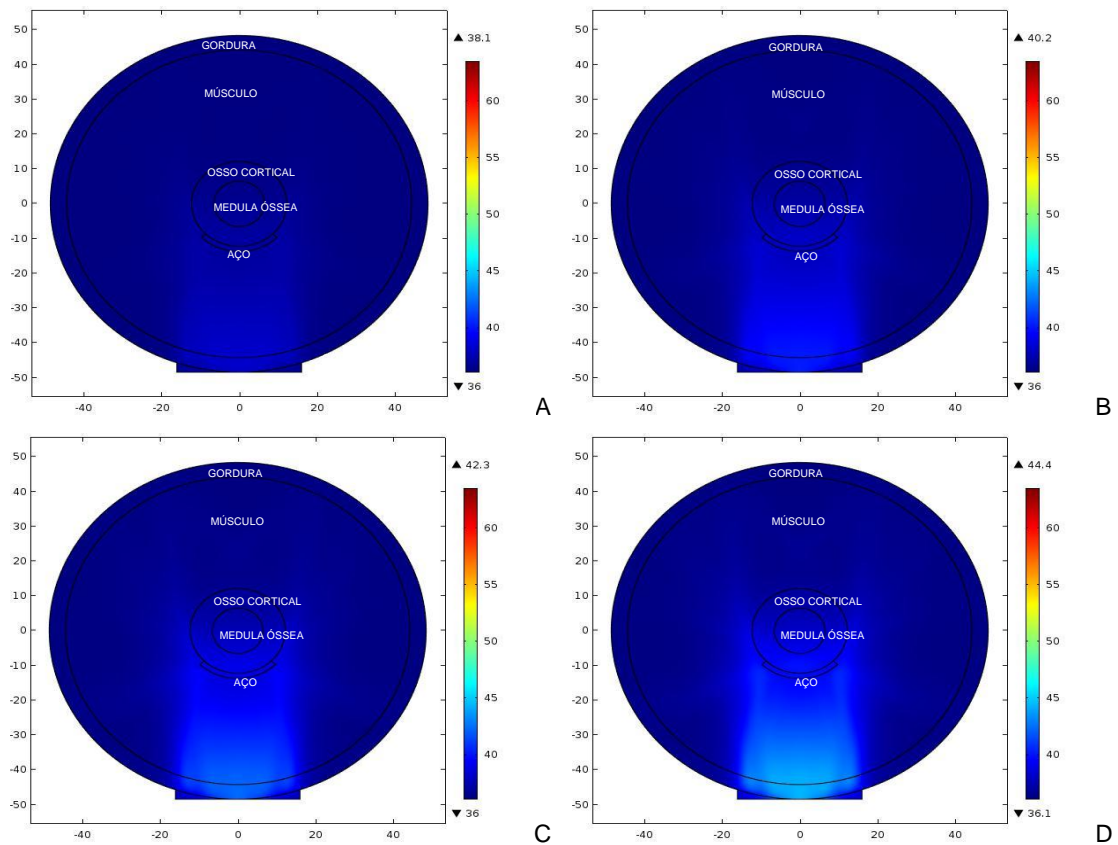


Figura 50: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 1,5 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D) , com uma cerâmica piezoelétrica de 25 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

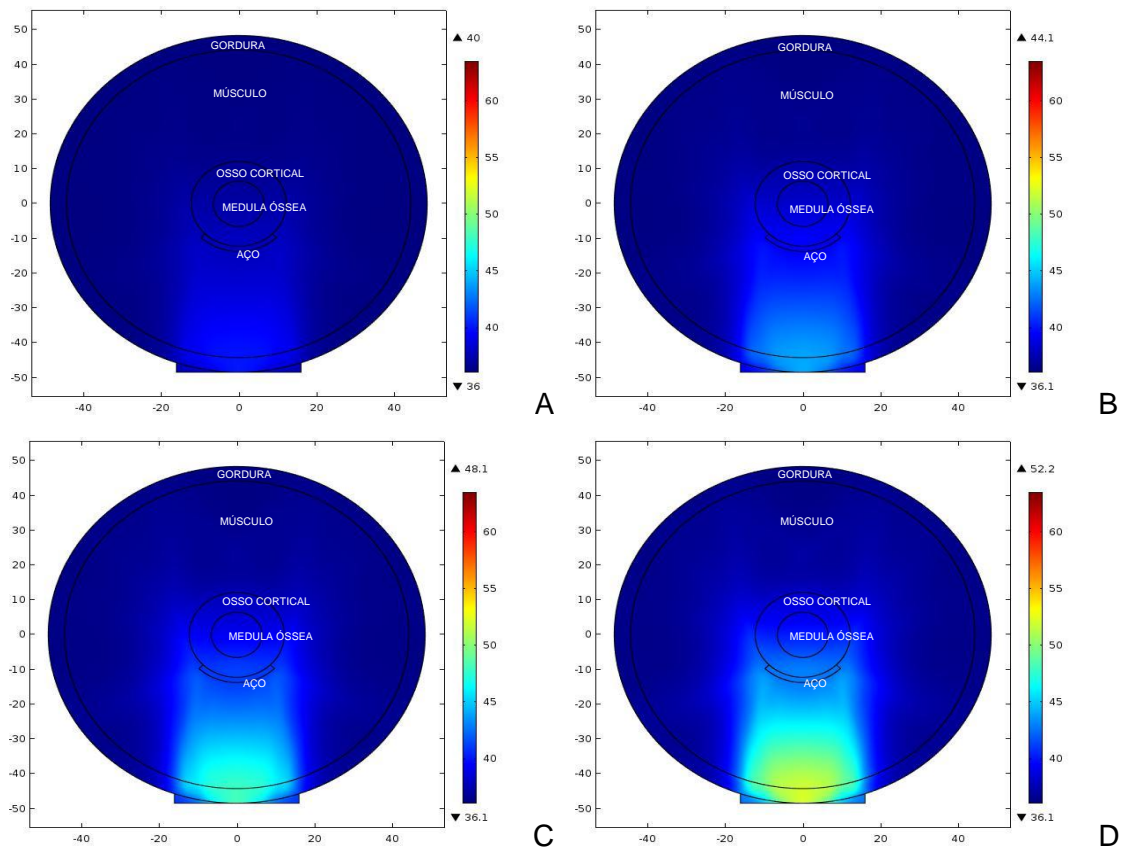


Figura 51: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 1,5 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D) , com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

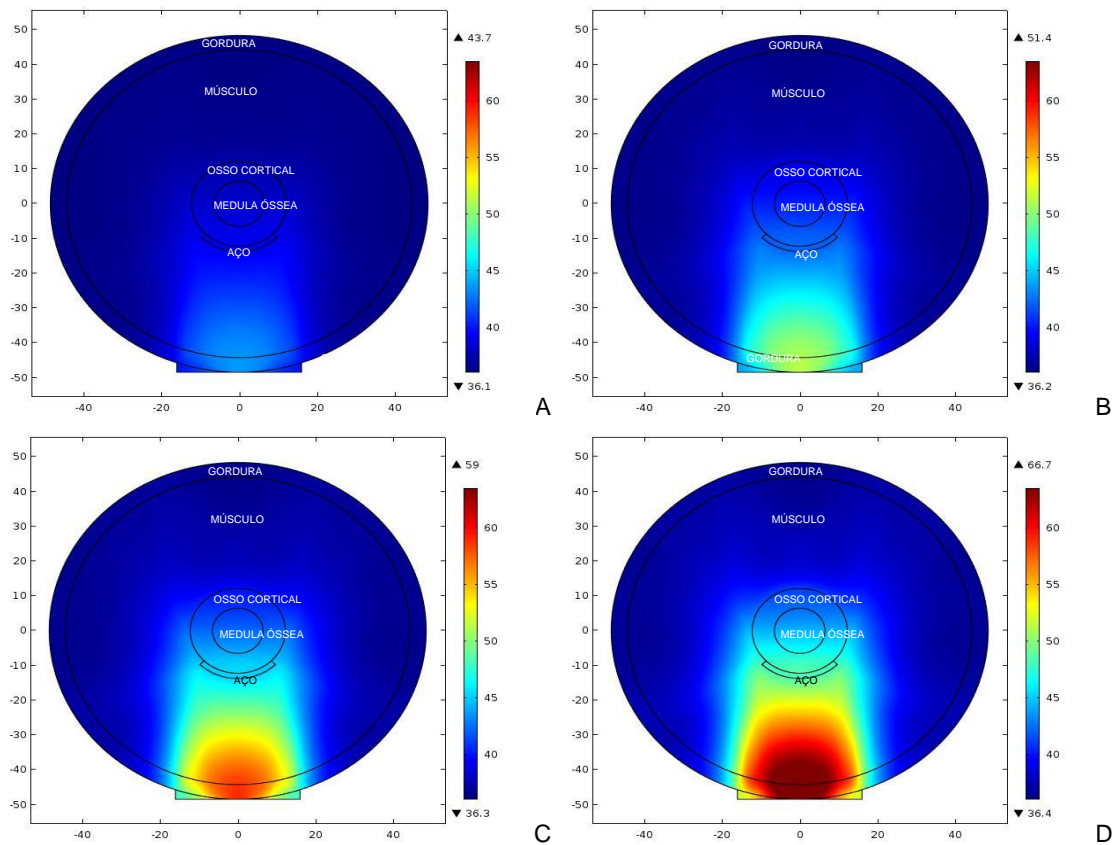


Figura 52: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 1,5 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D) , com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

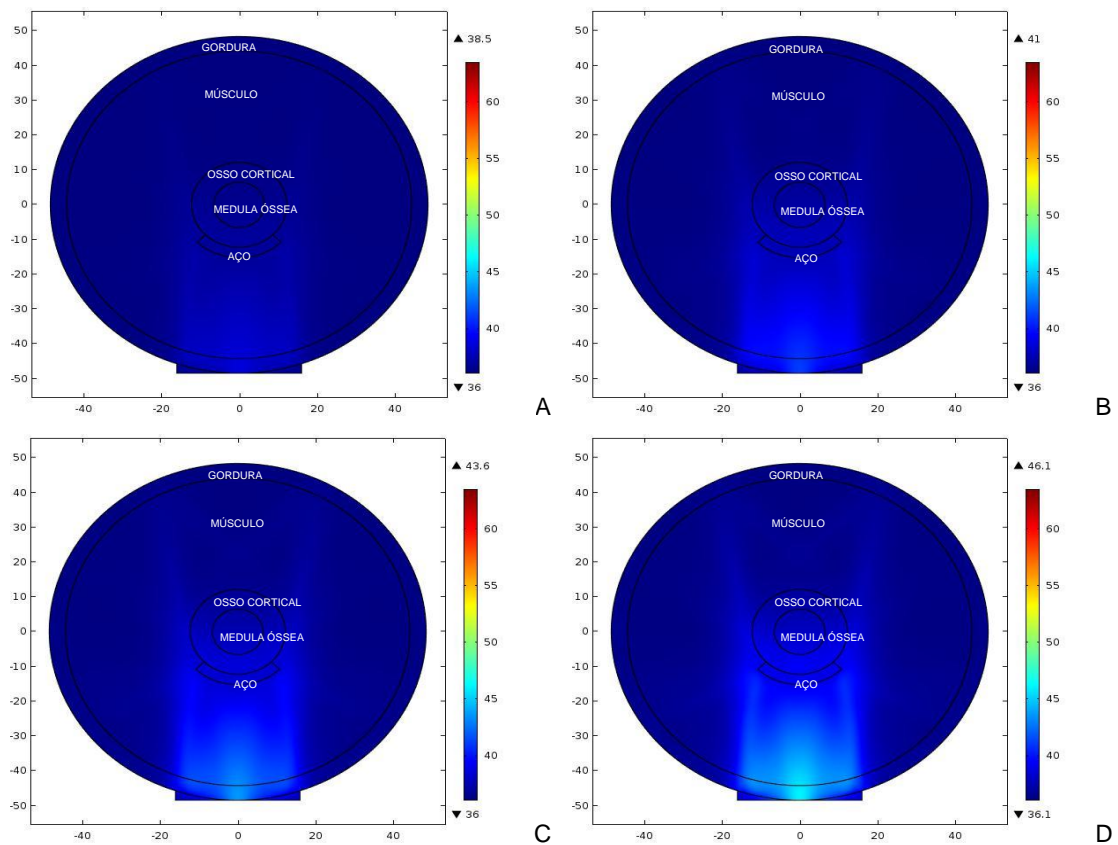


Figura 53: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 3,0 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 75 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D), com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

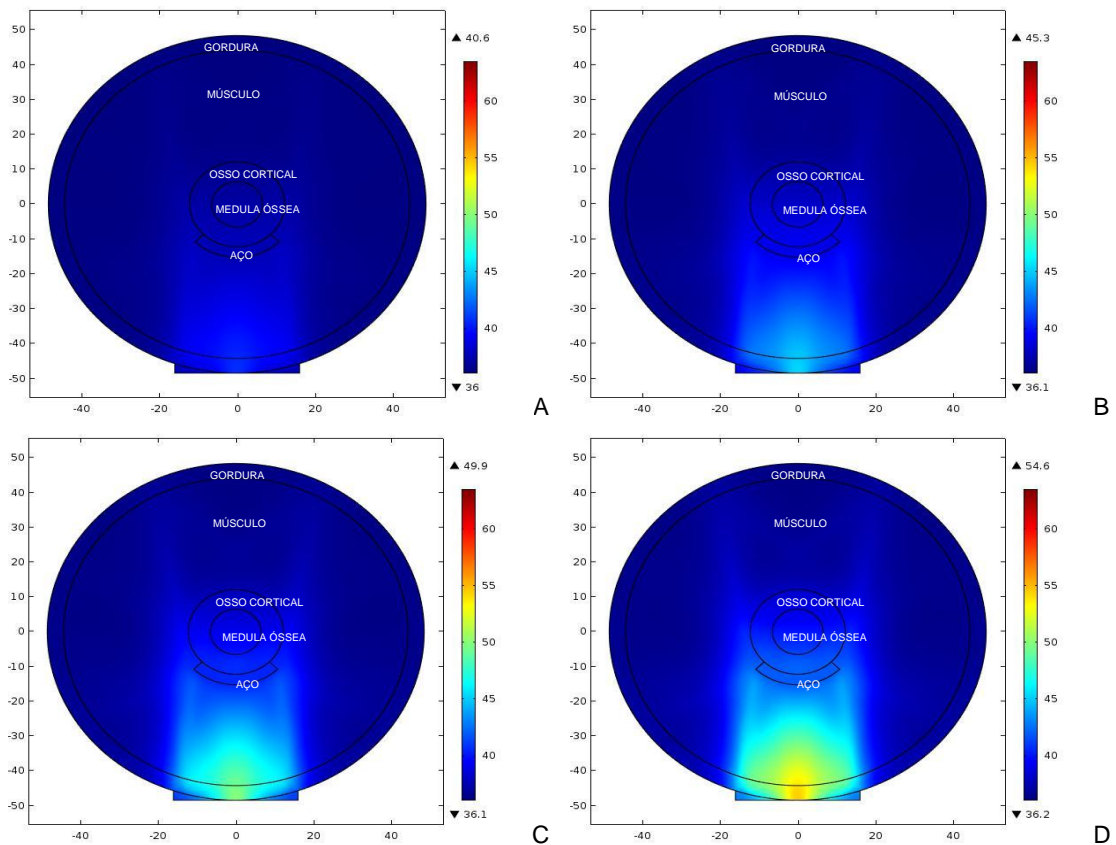


Figura 54: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 3,0 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 150 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e $0,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (A), $1,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (B), $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ (C) e $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ (D) , com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C .

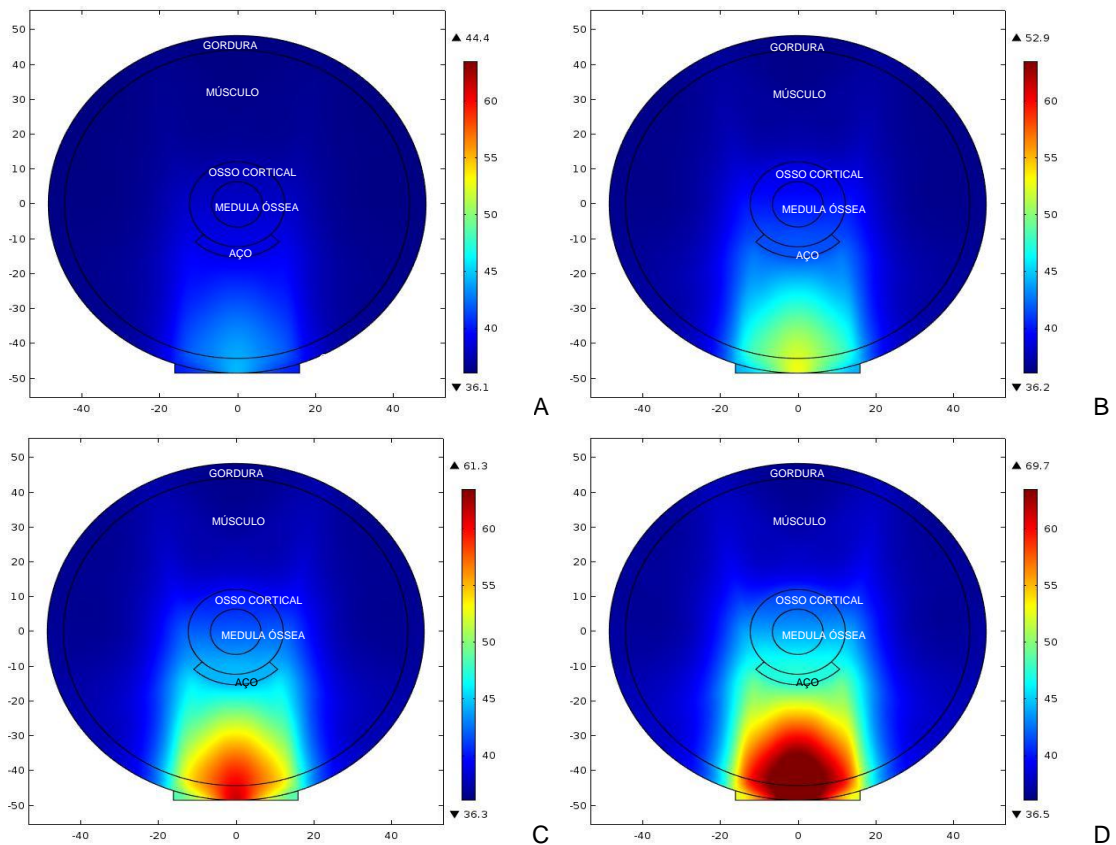


Figura 55: Campo acústico gerado em camadas circulares de tecidos biológicos e placa tubular de 3,0 mm, com espessuras reais (gordura - 5,0 mm / músculo - 30,35 mm / osso cortical - 5,65 mm / medula óssea - 3,25 mm) após 300 segundos de exposição ao ultrassom com 1 MHz e 0,5 W.cm⁻² (A), 1,0 W.cm⁻²(B), 1,5 W.cm⁻² (C) e 2,0 W.cm⁻² (D) , com uma cerâmica piezoelétrica de 36 mm de diâmetro. Temperatura inicial de 36°C.

6) DISCUSSÃO

Foram simulados diversos padrões de aquecimento por ultrassom em diferentes geometrias. Os feixes ultrassônicos foram sempre com a mesma frequência (1 MHz), porém a quatro intensidades diferentes. A correspondência entre campo térmico e acústico foi investigada.

Notou-se que para uma mesma geometria e materiais simulados, sendo água ou tecidos biológicos, os formatos dos campos acústicos e térmicos são semelhantes, ou seja, nos primeiros instantes do aquecimento, estes campos são praticamente iguais, alterando-se ao longo do tempo como um espalhamento da energia depositada nos meios, aumentando a região aquecida pelo feixe ultrassônico. Na simulação em camada única, realizada em água, percebeu-se que a temperatura não apresenta mudanças significativas devido ao baixo coeficiente de atenuação e alto calor específico do material ($0,026 \text{ Np.m}^{-1}$ e $4186 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$). Quanto ao posicionamento do possível ponto de sobreaquecimento, percebeu-se que este não corresponde à posição do último máximo de intensidade, já que esta seria em 173 mm e o ponto de sobreaquecimento encontrado na simulação situou-se em 170 mm. Esse resultado pode ser explicado pela absorção do feixe ultrassônico ao longo da propagação. Quando o feixe atinge a posição do último máximo, a intensidade já está em níveis bem abaixo e não gera mais um pico de temperatura.

Nas simulações em camadas planas e paralelas, outro resultado importante foi o aquecimento expressivo na interface músculo/osso como era esperado e relatado na literatura por conta das características dos meios, já que ao atravessar do músculo, que é um meio mais maleável e com menor coeficiente de atenuação para o osso, meio mais rígido e com maior coeficiente de atenuação, grande parte da energia carregada pelo feixe ultrassônico é depositada nessa interface (MAMIKO *et al.*, 1999). Quando é adicionada pele ao modelo, esta se torna a região mais aquecida (ver Figuras 29 a 34). Isto se deve, certamente, ao fato de possuir maior coeficiente de atenuação (24 Np.m^{-1}) se comparado aos coeficientes dos outros tecidos (7 Np.m^{-1} para a gordura e 11 Np.m^{-1} para o músculo). A temperatura final atingida pelos tecidos mostrou-se dependente da intensidade do feixe ultrassônico, como esperado, aumentando gradativamente conforme esse parâmetro aumenta, e manteve-se em níveis terapêuticos em quase todas as simulações, considerando-se que aqui, não foram contabilizados o movimento efetuado pelo profissional durante a terapia e a perfusão sanguínea.

Para as simulações em meios planos e não paralelos à face do transdutor, os resultados mostram que as temperaturas também aumentam de maneira proporcional às intensidades iniciais e aos tempos de exposição. Para os modelos com inclinação de 15° e 7,5°, a interface músculo – osso também é preferencialmente aquecida, em função das diferenças nos valores das propriedades térmicas e acústicas dos materiais biológicos (ver Tabelas 1 e 2), apresentando, em sua maioria, pontos quentes dentro da região que simula o osso. Para as simulações com camadas inclinadas a 22,5°, além do aumento da temperatura na interface músculo-osso, há também um aquecimento expressivo na região que simula a gordura. Em todos os casos, as temperaturas atingidas foram menores para o modelo de camadas paralelas com ângulo zero e com a mesma composição (gordura, músculo e osso), conforme as Figuras 5, 6 e 7 do Anexo 1. Nestas simulações com intensidade de 0,5 W.cm⁻², o aumento de temperatura foi menor que 10°C, mas ainda assim, foram atingidas temperaturas acima dos 40°C (considerando como temperaturas terapêuticas aquelas entre 40 – 45°C), para todas as outras intensidades o aumento foi maior que 10°C, o que causaria dano aos tecidos biológicos na hipótese de exposição de um tecido real, com o transdutor estático, como aqui foi suposto. Nesta situação, foi possível perceber que as inclinações dos tecidos acabam por desviar o “foco” de aquecimento do eixo central do transdutor, sendo maior o desvio para o ângulo de 22,5°, ocasionando a mudança da região preferencialmente aquecida, ou seja, para ângulos menores, a região mais aquecida é maior na interface músculo – osso como ocorre nas simulações para camadas paralelas com ângulo zero (ver Figuras 5, 6 e 7 do Anexo 1) e conforme há o aumento do ângulo em relação ao eixo do transdutor, a região predominantemente aquecida passa a ser a gordura. Este fato pode também ser explicado pela quantidade de energia depositada pelas ondas longitudinais que atravessam a camada de gordura, que acaba sendo mais extensa em função da maior inclinação adotada para as camadas de músculo e osso do que nos modelos com inclinações de 15° e 7,5°.

Para os modelos circulares concêntricos, notou-se mais uma vez que a temperatura aumenta conforme a intensidade e tempo de exposição ao ultrassom. Estas simulações mostraram temperaturas mais altas próximas à área que representa a gordura para todas as intensidades e tempos de exposição. Temperaturas acima de 45°C foram encontradas para os tempos de 75 segundos e 2,0 W.cm⁻², 150 segundos e 1,5 e 2,0 W.cm⁻² e 300 segundos em todas as intensidades estudadas, o que ocasionaria dano tecidual por hipertermia na hipótese de exposição de um tecido real

(BAKER e ROBERTSON, 2001). Foram encontrados pontos quentes (melhores visíveis nas imagens dos campos acústicos) na região posterior, correspondente ao músculo, sugerindo que o formato circular do modelo pode atuar como uma lente, fazendo com que as ondas ultrassônicas converjam em uma posição específica.

Nas simulações efetuadas em camadas cilíndricas concêntricas com presença de implantes, aquelas que simulavam hastes intramedulares não apresentaram diferenças significativas nos valores de temperatura final para cada tempo de exposição e intensidade, se comparadas àquelas sem a presença de implantes, porém quanto ao formato dos campos, apesar de a região de maior aquecimento permanecer sendo a gordura, percebeu-se um leve alargamento da área mais aquecida dentro do músculo. Para as situações onde foram simuladas placas tubulares de 1,5 e 3,0 mm de espessura, também não foram encontradas diferenças significativas nos valores de temperatura e a região mais aquecida manteve-se na gordura, apenas, mais uma vez, obteve-se um pequeno aumento da região mais aquecida dentro do músculo. Estes resultados sugerem que, ao atingir as interfaces metálicas, a onda ultrassônica sofre grande reflexão, sendo absorvida na região do músculo e resultando no aumento da região mais aquecida (ANDRADES, 2013). Tal fenômeno já fora relatado em algumas situações na literatura (LEHMANN *et al.*, 1958; LEHMANN *et al.*, 1959; YOUNG, 2003).

7) CONCLUSÃO

Ao longo deste trabalho foram feitas simulações a fim de estudar o aquecimento em meios biológicos desde modelos mais simples, com uma única camada até modelos mais complexos multicamadas com diferentes geometrias, quando irradiados por ultrassom terapêutico aplicado em modo contínuo e transdutor estático.

Foi constatada a correlação entre os campos térmicos e acústicos, assim, como o aquecimento preferencial da interface músculo/osso.

Foi constatado também que a pele retém grande parte da energia ultrassônica irradiada, de certa forma, comprometendo o que os fisioterapeutas chamam de “calor profundo”.

Os resultados apresentam-se condizentes com a teoria, ou seja, a interface músculo/osso apresenta sempre um aquecimento importante se comparado aos outros tecidos e ao considerar a pele esta passa a ser superaquecida, fato que muitas vezes é percebido durante a terapia, quando ao se expor o tecido por um tempo mais longo, ou sem a devida movimentação do transdutor, pode levar a queimaduras da região em tratamento.

Percebeu-se que as regiões de maior aquecimento não são obtidas exclusivamente pelas diferenças nas propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos, mas também pelas reflexões ocorridas no meio devido a mudanças no ângulo de incidência da onda ultrassônica, fazendo com que a região mais aquecida também varie, dependendo do ângulo da camada em relação ao transdutor. Este fato sugere que os protocolos de aplicação terapêutica devem levar em conta o ângulo de ataque do ultrassom em relação às camadas de tecido da região a ser tratada, visto que quanto maior o ângulo, menor o aquecimento na interface músculo-osso e maior o aquecimento na região da gordura.

Ainda foi possível notar que na presença de implantes, estes não provocam aumento significativo de temperatura tanto nas regiões onde o implante se localiza quanto em suas adjacências, apenas acontece um leve alargamento da região aquecida em seu entorno, levando a concluir que o metal (neste caso, o aço) acaba por dissipar muito rapidamente grande parte da energia depositada nele.

O fato de terem sido encontradas temperaturas acima dos 45°C em quase todas as simulações demonstra a necessidade do aprofundamento dos estudos em relação à segurança na exposição de tecidos reais ao ultrassom, sendo necessário para isso, o aperfeiçoamento dos modelos com maiores detalhes como consideração do

resfriamento dos tecidos em função da perfusão sanguínea, aquecimento causado pelo calor metabólico e a fim de tornar a simulação mais próxima ainda da realidade, incluir fatores como a movimentação do transdutor.

8) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Allen, R. J. Physical Agents Used in the Management of Chronic Pain by Physical Therapists. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 17, n. 2, p. 315-345, 2006.
- Alves, R. B., Oliveira, D. P., Mendes, M.R.P., Pereira, W. C. A., von Krüger, M. A. Simulação da Propagação do Ultrassom Terapêutico de 1 e 3 MHz em um Modelo de Multicamadas Planas *In: Anais* do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas- Recife, Brasil, pp. 2468-2472, 2012.
- Alves, R. B., 2013, Imagens Termográficas do Padrão de Aquecimento em Phantom de Tripla Camada Irradiado Por Ultrassom Terapêutico a 1 e 3 MHz. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Andrades, A. O., 2013, Aquecimento Gerado Pelo Ultrassom Terapêutico Em Presença De Placa Óssea Metálica No Fêmur De Cadáveres Caninos. Dissertação de M.Sc., CCR - PPMV/UFSM, Santa Maria, RS, Brasil.
- Areias, L. M. A, Oliveira D. P., Pereira W. C. A., von Krüger M. A. Simulation of the thermal field generated by ultrasound in biological media. *In: BSA Conference 2013 – Biosignals Analysis*, Rio de Janeiro, 2013.
- Areias, L. M. A, Oliveira D. P., Pereira W. C. A., von Krüger M. A. Simulação numérica do aquecimento por ultrassom de tecido biológico com camadas planas não paralelas. *In: Anais* do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia – Minas Gerais, Brasil, pp.1861-1865, 2014.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 60601-2-5:1997**: Equipamento eletromédico Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia. Rio de Janeiro, 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 61689:1998: Ultra-som - Sistemas de fisioterapia - Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5 MHz.** Rio de Janeiro, 1998.

Baker, G., Robertson, V. J. A Review of Therapeutic Ultrasound: Effectiveness Studies, **Physical Therapy**, v. 81 n. 7, 2001.

Belanger, Alain-Yvan. **Therapeutic electrophysical agents – evidence behind practice.** 2. ed. New York: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

Berenger, Jean-Pierre. A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves, **Journal of Computational Physics**, 1994.

Cameron, M. **Agentes físicos na reabilitação.** 3.ed. São Paulo: Elsevier, 2009.

Costa, R. M., Alvarenga, A. V., Costa-Felix, R. P. B., Omena, Thaís P., von Krüger, M. A., Pereira, W. C.A. “Thermochromic phantom and measurement protocol for qualitative analysis of ultrasound physiotherapy systems”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2015. (ISSN: 03015629).

DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2015.08.017>

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. O., Knight, K., Fujiwara, T., Castel, J. C. Temperature change in human muscle during and after pulsed short-wave diathermy. **J Orthop Sports Phys Ther** v. 29, n. 1, p. 13-8, jan 1999.

Eston, R., Evans, R., Fu, F. Estimation of body composition in Chinese and British men by ultrasonographic assessment of segmental adipose tissue volume, **Brazilian Journal of Sports Medicine**, v.28, n.1, p. 9-13, 1994.

Fish, P. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**, 1.ed., New York: John Wiley & Sons, 1990.

- Garavello, I. , Mazzer, N., Barbieri, C.H., Andrade, J.M. Efeitos térmicos do ultra-som terapêutico sobre os tecidos ósseo e muscular e sobre placa metálica implantada: estudo experimental termográfico em coelhos, **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n. 6, p.473-479, jun1997.
- Giombini, A., Giovannini, V., Cesare, A. D.; Pacetti, P., Ichinoseki-Sekine, N., Shiraishi, M., Naito, H., Maffulli, N. Hyperthermia induced by microwave diathermy in the management of muscle and tendon injuries. **Br Med Bull**[S.I.], v. 83 n. 1, p. 379-396, set. 2007.
- Guirro, E., Guirro, R. **Fisioterapia dermatofuncional**, 3.ed., Barueri-SP: Manole, 2004.
- Halliday, D., Resnick, R. e Walker, J. **Fundamentos de Física**. 8a Ed., Rio de Janeiro. Livros Técnicos e Científicos, Vol.2., 2011.
- Hassan, O.M., Hassan, N., Kadah, Y.M. Modeling of ultrasound hyperthermia treatment of breast tumors. *In*: Radio Science Conference, Cairo, Egito, 2009.
- 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.
- Knight, C. A., Rutledge, C. R., Cox, M. E., Acosta, M., Hall, S. J. Effect of Superficial Heat, Deep Heat, and Active Exercise Warm-up on the Extensibility of the Plantar Flexors. **Physical Therapy**, v. 81, n. 6, p. 1206-1214, jun. 2001.
- Lacerda, F., Casarotto, R., Baldan, C. Utilização do ultra-som terapêutico sobre regiões com implantes metálicos: uma revisão da literatura. **Fisioterapia em movimento**, v. 17, n. 1, p. 39-44, jan./mar. 2004.
- Lehmann, J. F., Lane, K. E., Bell, J.W., Brunner, G. D. Influence of surgical metal implants on the distribution of the intensity in the ultrasonic field. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 39, n. 12, p. 756-760, 1958.

- Lehmann, J. F., Brunner, G. D., McMillan, J. A. Influence of surgical metal implants on the temperature distribution in thigh specimens exposed to ultrasound. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 39, n. 11, p. 692-695, 1958a.
- Lehmann, J. F., Brunne, G. D., Martinis, A. J., Mcmillan, J. A. Ultrasonic effects as demonstrated in live pigs with surgical metallic implants. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 40, p. 483-488, 1959.
- Lin, W.L., Liauh, Chen, Y.Y., Liu, H. C., Shieh, M. J. Theoretical Study of Temperature Elevation at Muscle/bone Interface During Ultrasound Hyperthermia. **Medical Physics**, v. 27, n. 5, p. 1131- 40, 2000.
- Low, J., Reed A. Eletroterapia explicada: princípios e prática. 3ª ed. São Paulo: Manole; 2001.
- Maggi, L. E., Omena, T. P., von Krüger, M. A., Pereira, W. C. A. Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultra-som fisioterapêutico. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 12, n. 3, p. 204-14, mai./jun. 2008.
- Mamiko, F., Katsuyuki, S., Yasunag, T., Akira N., Hiroshi K. Study of the cause of the rise temperature at the muscle-bone interface during ultrasound hyperthermia, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 46, n. 5, pp. 494-504, 1999.
- Martínez, R., Vera, A., Leija, L. HIFU Induced Heating Modelling by Using the Finite Element Method. **Physics Procedia**, v. 63, pp. 127-133, 2015.
- Mendes, M. R. P., Matusin, D. P., Basto, R. L. Q., Leite, J. C. B., von Krüger, M. A., Pereira, W. C. A. Estudo experimental da propagação de energia ultrassônica em phantom biológico com tripla camada. *In: Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Tiradentes - MG, Brasil, pp. 1517-1520, 2010.

- Miyatani, M., Kanehis, H., Ito, M., Kawakami, Y., Fukunaga, T. 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., Michiardi, A., Castaño, O., Planell, J. Biomaterials in orthopaedics. **Journal of the Royal Society Interface**, n. 5, p. 1137-1158, jul. 2008.
- Need, A. G., Morris, H. A., Horowitz, M., Nordin, B. E. C. Effects of Skin Thickness, Age, and Sunlight on Serum 25-Hydroxyvitamin-D. **American Journal of Clinical Nutrition**, v.58, p. 882-885, dez. 1993.
- Oliveira, D. P., 2013, Estudo do Campo Térmico do Ultrassom Terapêutico em Phantom do Terço Médio do Braço com e sem Implantes Metálicos. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Oliveira, D. P., Pereira, W. C. A., von Krüger, M. A. Influência da Geometria do Terço Médio do Braço na Propagação do Ultrassom Terapêutico. *In: Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas - Recife, Brasil, pp. 2448-2452, 2012.*
- Oskooi, Ardavan F.; Zhang, Lei; Avniel, Yehuda; Johnson, Steven G. The failure of perfectly matched layers, and towards their redemption by adiabatic absorbers. **Optics Express**, v.16, n.15, jul. 2008.
- Pennes, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. **J. Applied Physiology**, v.1, p. 93-102, 1948.
- Prentice, W. E. **Técnicas de reabilitação em medicina esportiva**, 3.ed., São Paulo: Manole, 2002.
- Pryor, Roger W. **Multiphysics modeling using COMSOL: a first principles approach**, 1.ed., Londres: Jones and Bartlett Publishers, LLC, 2011.
- Qi, Q., Geers, T.L. Evaluation of the perfectly matched layer for computational acoustics. **Journal of Computational Physics**, v.139, p.166-183, 1998.

- Qu, X. Morphological effects of mechanical forces on the human humerus. **Brazilian J. of Sports Medicine**, v. 26, p.51-53, 1992.
- Slone, R. M. et al. Orthopedic fixation devices, **Radio Graphics**, n.11, p. 823-847, 12 fev. 1991.
- Speed, C. A. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions, **Rheumatology**, v. 40, n. 12, p. 1331-1336, dez. 2001.
- Starkey C. **Recursos terapêuticos em Fisioterapia**, 2.ed. São Paulo: Manole, 2001.
- Teixeira, C.A., Alvarenga, A.V., Cortela, G., von Krüger, M.A., Pereira, W. C. A. Feasibility of non-invasive temperature estimation by the assessment of the average gray-level content of B-mode images. **Ultrasonics**, v. 54, p. 1692-1702, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultras.2014.02.021>
- TerHaar, G. Review Therapeutic ultrasound, **European Journal of Ultrasound**, v. 9, n. 39, pp. 3-9, 1999.
- Yong, S. **Terapia com Ultra-som**. In: KITCHEN, S. Eletroterapia: prática baseada em evidências. 11. ed. São Paulo: Manole, 2003.

ANEXO 1

XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014

SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO AQUECIMENTO POR ULTRASSOM DE TECIDO BIOLÓGICO COM CAMADAS PLANAS NÃO PARALELAS

L. M. A. Areias*, D.P. Oliveira*, W.C.A. Pereira*, M.A. von Krüger*

*Programa de Engenharia Biomédica – COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: lyvia.areias@gmail.com

Resumo: A terapia com ultrassom é cada vez mais utilizada no meio clínico. Baseia-se nos benefícios obtidos com o aumento da temperatura dos tecidos pela absorção das ondas ultrassônicas. Este estudo busca realizar uma simulação numérica do aquecimento causado pelo ultrassom em tecidos biológicos não paralelos à face do transdutor. Baseados na rotina clínica, foram adotados a frequência de 1 MHz, intensidades de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W.cm⁻² e os tempos de exposição de 1, 2 e 3 minutos. As simulações foram realizadas no programa COMSOL Multiphysics®, onde as propriedades acústicas e térmicas foram inseridas. Os padrões de aquecimento obtidos mostraram-se condizentes com a literatura e foi observado o aumento de temperatura inversamente proporcional ao ângulo de inclinação das camadas de tecido biológico.

Palavras-chave: Radiação ultrassônica, terapia, simulação

Abstract: Ultrasound therapy is increasingly used in the clinical environment. It is based on the benefits obtained with the increase of tissue temperature by absorption of the ultrasonic waves. This study aims to perform a numerical simulation of the warming caused by ultrasound in biological tissues that are not parallel to the transducer face. Based on the clinical routine, the frequency of 1 MHz, intensities of 0.5, 1.0, 1.5 and 2.0 W.cm⁻² and the exposure times of 1, 2 and 3 minutes were adopted. The simulations were performed in COMSOL Multiphysics® software, where acoustic and thermal properties were inserted. The patterns of heating found are consistent with literature and was observed that the temperature increase was inversely proportional to the angle of inclination of the layers of biological tissue.

Keywords: Ultrasound Radiation, therapy, simulation

Introdução

Visando a produção de calor apenas em regiões mais internas dos tecidos biológicos, a terapia com ultrassom é bastante utilizada pelos fisioterapeutas. Entretanto, questões como a deposição e distribuição de calor dentro de cada camada tecidual ainda não estão completamente fundamentadas cientificamente [1].

Atribuídos a esta terapia estão efeitos como analgesia e redução de espasmos musculares. Para alcançá-los, se faz necessário o aumento da temperatura da região a ser tratada, mantendo-a numa faixa de 40-

45°C por cerca de cinco minutos. Temperaturas acima dessa faixa são potencialmente lesivas, visto que a desnaturação de proteínas ocorre acima de 45°C, enquanto que temperaturas abaixo dos 40°C não ocasionariam benefício terapêutico [2].

Este trabalho apresenta uma simulação numérica do aumento das temperaturas em camadas de tecidos biológicos irradiados por ultrassom, e que tem por objetivo analisar o padrão de aquecimento em meios compostos por camadas planas não paralelas. Busca-se, assim, uma maior aproximação com os casos reais, já que camadas paralelas são raras em tecidos biológicos.

Materiais e métodos

Simulações – Os campos térmicos foram simulados a partir dos campos acústicos e para isso foi utilizado o programa COMSOL Multiphysics® (versão 4.3a, Los Angeles, CA, USA).

O campo acústico foi calculado pela Eq. 1, onde r e z são as coordenadas radial e axial, $\omega = 2\pi f$ (rad.s⁻¹) é a frequência angular e m denota o número de ondas circunferencial.

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[-\frac{r}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} - q \right) \right] + r \frac{\partial}{\partial z} \left[-\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial z} - q \right) \right] - \left[\left(\frac{\omega}{c_b} \right)^2 - \left(\frac{m}{r} \right)^2 \right] \frac{r p}{\rho_b} = r Q \quad (1)$$

A Equação 2 calcula a pressão acústica inicial que é determinada pelo usuário. Nesta, P é a pressão acústica inicial, Z a impedância do material e I a intensidade do feixe ultrassônico, considerada aqui com os seguintes valores: 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 W.cm⁻².

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

Neste módulo do *software*, ainda são requeridas informações como a frequência da onda (neste caso 1MHz foi utilizado) e as propriedades acústicas dos tecidos biológicos (velocidade de propagação do ultrassom, coeficiente de atenuação e densidade do meio) [3]. Estes valores encontram-se detalhados na Tabela 1.

O campo térmico foi calculado a partir do campo acústico simulado, aplicando a Equação de Pennes (Eq.3) para a condução de calor em tecidos biológicos [3]. O lado esquerdo da Eq.3 fornece informações dos tecidos biológicos, enquanto que o lado direito fornece as fontes de calor, em que C_p é o calor específico do tecido, C_b o calor específico do sangue, ρ a densidade do

tecido, ρ_b a densidade do sangue, Q é a fonte de calor externa que, nesse caso, é o ultrassom, Q_{met} é a fonte de calor metabólica, ω_b é a perfusão sanguínea, T_b a temperatura do sangue e k é a condutividade térmica do tecido.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p \mu_{r,con} \nabla T + \nabla(-k \nabla T) = \rho_b C_p \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q \quad (3)$$

Foram feitas simplificações, considerando os termos referentes à perfusão sanguínea e ao calor metabólico iguais a zero, tornando o termo referente ao calor ultrassônico a única fonte térmica considerada (Eq.4), onde u_0 representa a amplitude da velocidade da partícula do meio.

$$Q = 2ad = \alpha \rho u_0^2 \quad (4)$$

Os valores das propriedades térmicas dos tecidos estão apresentados na Tabela 2 [4], a temperatura inicial foi suposta 36°C e o tempo de exposição dos tecidos de 1, 2 e 3 minutos.

Tabela 1: Propriedades acústicas dos tecidos biológicos a 1 MHz.

Material	c (m.s ⁻¹)	α (Np.m ⁻¹)	P (kg.m ⁻³)
Gordura	1442	7	950
Músculo	1587	11	1040
Osso	4100	150	1800

Tabela 2: Propriedades térmicas dos tecidos biológicos a 1 MHz.

Material	C _p (J.kg ⁻¹ .°C ⁻¹)	K (W.m ⁻¹ .°C ⁻¹)
Gordura	2670	0.19
Músculo	3640	0.55
Osso	1250	2,3

Geometria e malhas – Foram definidas quatro geometrias, uma paralela e três com ângulos de inclinação iguais a 7.5°, 15° e 22.5° em relação à face do transdutor (Figuras 1, 2, 3 e 4), tendo este o diâmetro de 25 mm. Em todas as imagens, as escalas laterais representam as dimensões das camadas em milímetros (no eixo horizontal a largura da camada e no eixo vertical a sua espessura). Na geometria paralela, todas as camadas possuem espessura de 10 mm, enquanto que para as camadas inclinadas, esta espessura permanece apenas para a camada muscular devido ao ângulo de inclinação suposto em cada situação.

As geometrias foram discretizadas em malhas contendo elementos triangulares medindo 0.3 mm, o que representa aproximadamente 1/5 do comprimento de onda do ultrassom nos meios abordados.

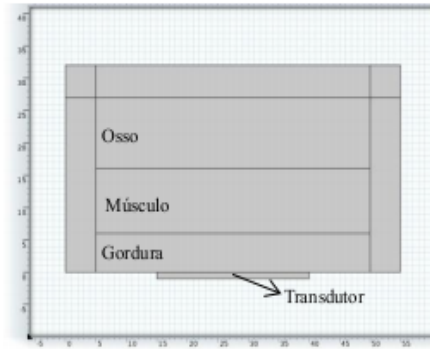


Figura 1: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso sem inclinação em relação à face do transdutor.

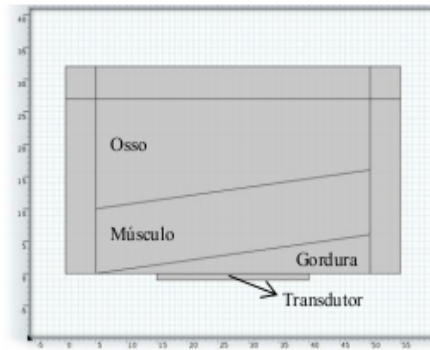


Figura 2: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor.

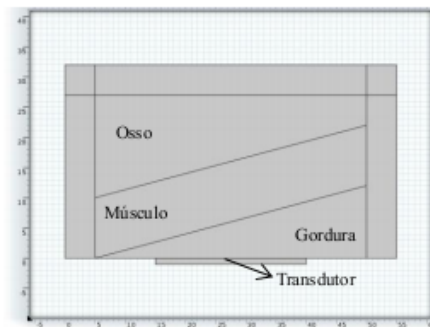


Figura 3: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor.

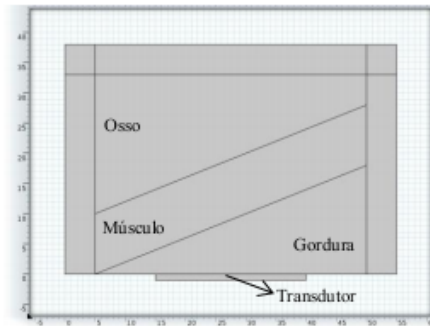


Figura 4: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor.

Resultados

Os campos térmicos obtidos para as simulações encontram-se nas Figuras 5-16.

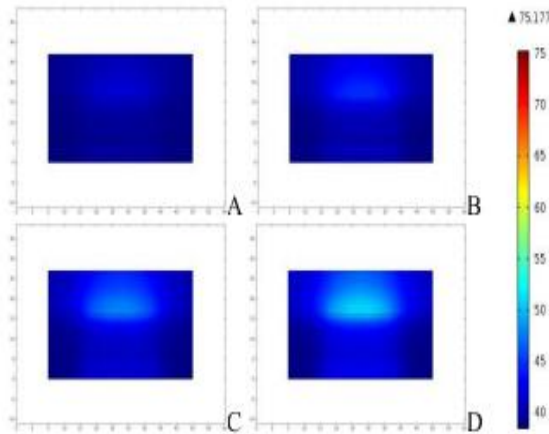


Figura 5: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso paralelas à face do transdutor e 1 min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

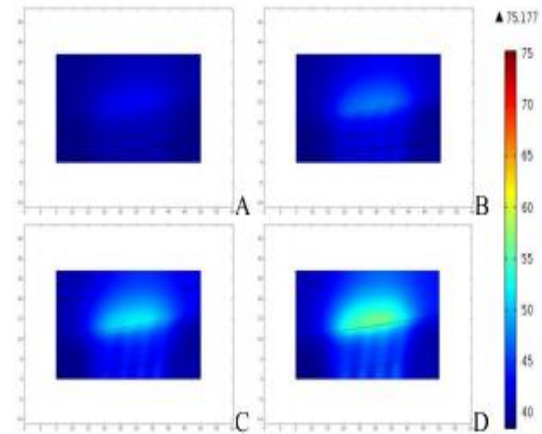


Figura 8: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor e 1min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

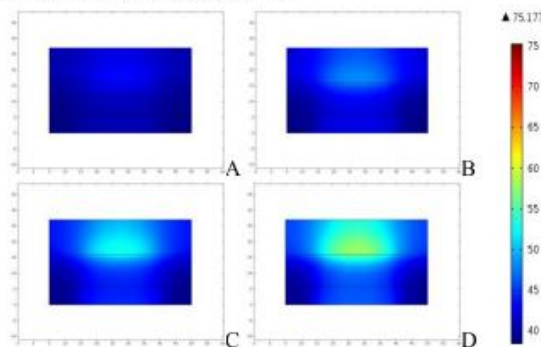


Figura 6: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso paralelas à face do transdutor e 2 min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

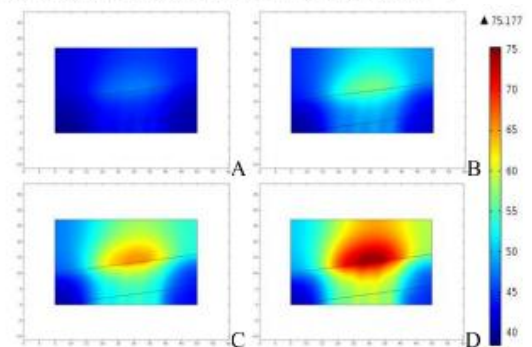


Figura 9: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor e 2min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

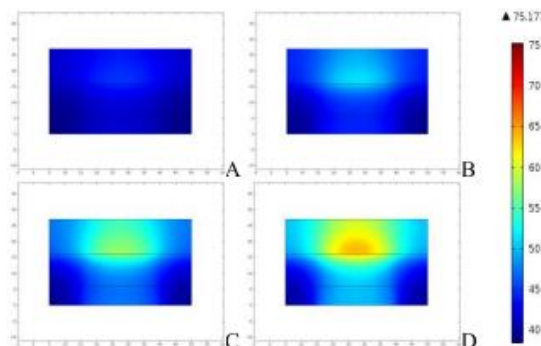


Figura 7: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso paralelas à face do transdutor e 3 min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

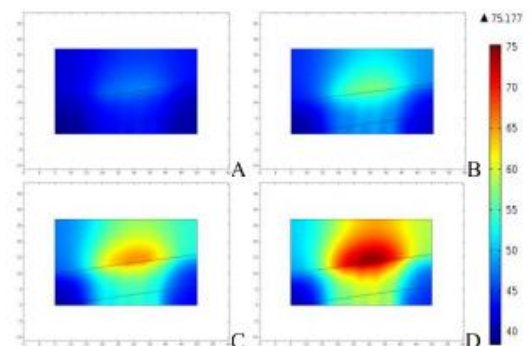


Figura 10: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor e 3min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

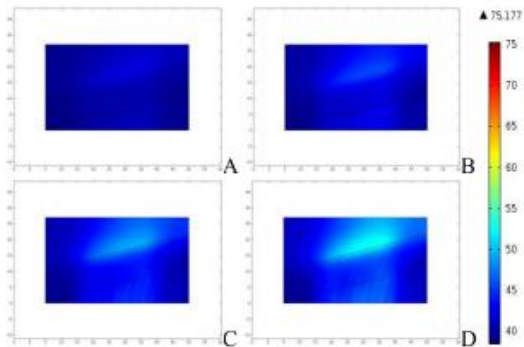


Figura 11: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor e 1min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

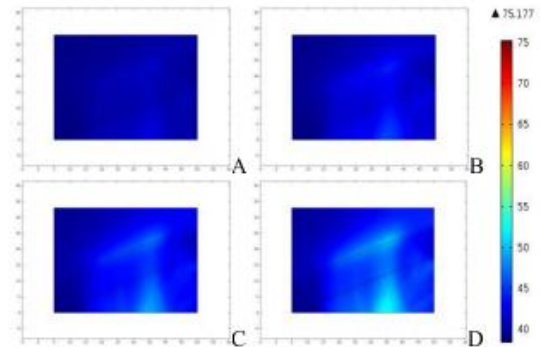


Figura 14: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor e 1min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

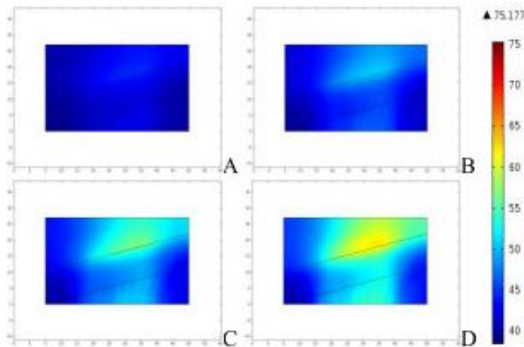


Figura 12: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor e 2min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

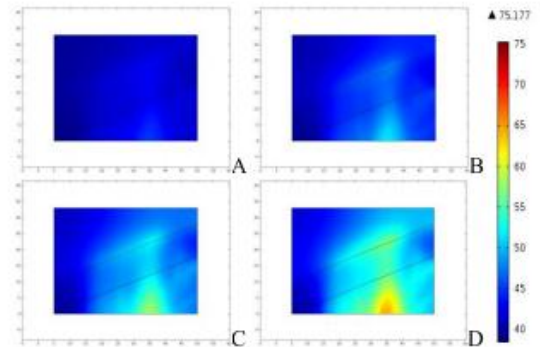


Figura 15: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor e 2min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

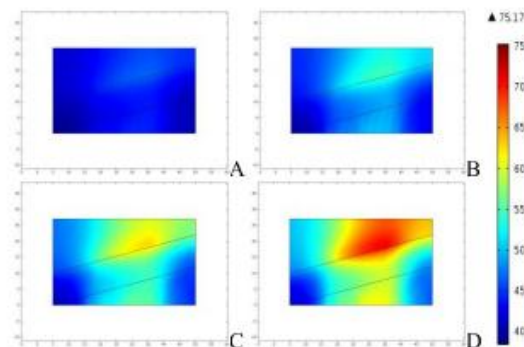


Figura 13: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor e 3min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

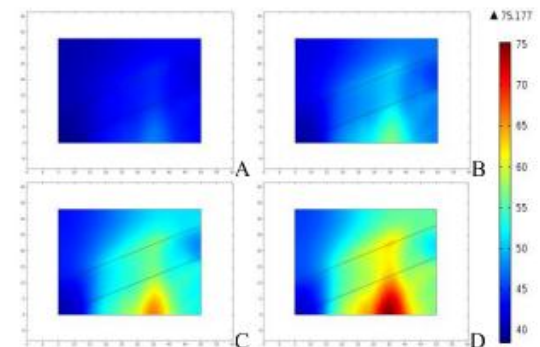


Figura 16: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor e 3min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

Discussão

Os resultados mostram que as temperaturas aumentam de maneira proporcional às intensidades iniciais e aos tempos de exposição. A interface músculo – osso é preferencialmente aquecida, em função das diferenças nos valores das propriedades térmicas e acústicas dos materiais biológicos (ver Tabelas 1 e 2), apresentando, em sua maioria, pontos quentes dentro da região que simula o osso. Já para as simulações com camadas inclinadas a 22.5°, além do aumento da temperatura na interface músculo-osso, há também um aquecimento expressivo na região que simula a gordura.

Em todos os casos, as temperaturas atingidas foram menores para o modelo de camadas paralelas.

Nas simulações com intensidade de 0.5 W.cm⁻², o aumento de temperatura foi menor que 10°C, mas ainda assim, foram atingidas temperaturas acima dos 40°C (considerando como temperaturas terapêuticas aquelas entre 40 – 45°C), para todas as outras intensidades o aumento foi maior que 10°C, o que causaria dano aos tecidos biológicos na hipótese de exposição de um tecido real, com o transdutor estático, como aqui foi suposto.

As inclinações dos tecidos acabam por desviar o “foco” de aquecimento do eixo central do transdutor, sendo maior o desvio para o ângulo de 22.5°, ocasionando a mudança da região preferencialmente aquecida, ou seja, para ângulos menores, a região mais aquecida é maior na interface músculo – osso como ocorre nas simulações para camadas paralelas e conforme há o aumento do ângulo em relação ao eixo do transdutor, a região predominantemente aquecida passa a ser a gordura.

Conclusão

Analisando os resultados, foi possível perceber que as regiões de maior aquecimento não são obtidas exclusivamente pelas diferenças nas propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos, mas também pelas reflexões ocorridas no meio devido à mudança no ângulo de incidência da onda ultrassônica.

A região mais aquecida também varia, dependendo do ângulo da camada em relação ao transdutor. Este fato sugere que os protocolos de aplicação terapêutica devem levar em conta o ângulo de ataque do ultrassom em relação às camadas de tecido da região a ser tratada.

O fato de terem sido encontradas temperaturas acima dos 45°C em quase todas as simulações demonstra a necessidade do aprofundamento dos estudos em relação à segurança na exposição de tecidos reais ao ultrassom, sendo necessário para isso, o aperfeiçoamento dos modelos com maiores detalhes como inclusão de pele na geometria, consideração do resfriamento dos tecidos em função da perfusão sanguínea, aquecimento causado pelo calor metabólico e a fim de tornar a simulação mais próxima ainda da realidade, incluir fatores como a movimentação do transdutor. Cabe ressaltar ainda, que este é um estudo

inicial, e pretende-se aperfeiçoá-lo a ponto de ser possível a transição para tecidos reais, a fim de se obter a validação destes resultados.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro do CNPq, CAPES e FAPERJ.

Referências

- [1] Robertson VJ, Baker KG. A review of therapeutic ultrasound: effectiveness studies. *Physical Therapy*. 2001; 81: 1339-1350.
- [2] Speed CA. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology*. 2001; 40 (12):1331-1336.
- [3] Datta A, Rakesh V. An Introduction to Modeling of Transport Processes. Applications to Biomedical Systems. 2nd ed. Cambridge University Press: New York, 2010.
- [4] Maggi LE, Omena TP, vonKrüger MA, Pereira WCA. Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultrassom fisioterapêutico. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2008; 12: 204-214.