

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.

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

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.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u_{trans} \nabla T + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q \quad (3)$$

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.

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

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.

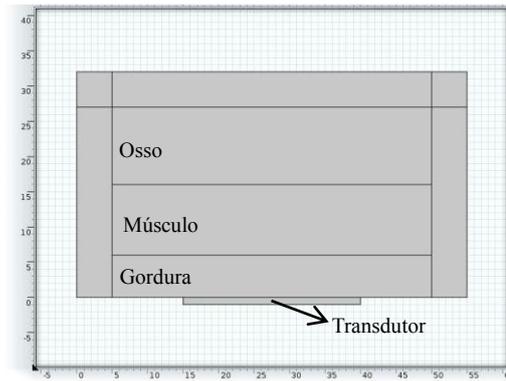


Figura 1: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso sem inclinação em relação à face do transdutor.

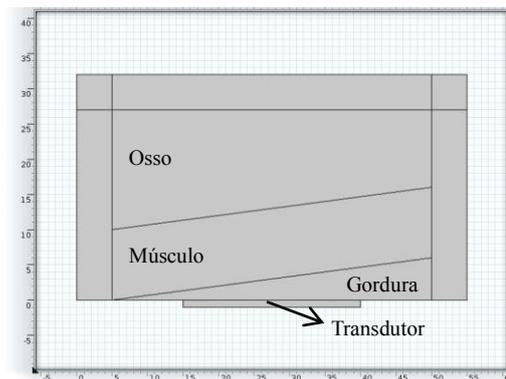


Figura 2: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor.

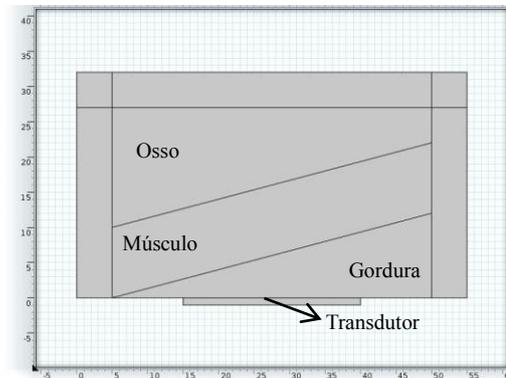


Figura 3: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor.

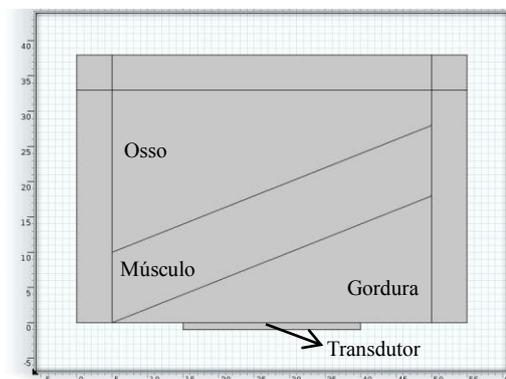


Figura 4: Camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor.

Resultados

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

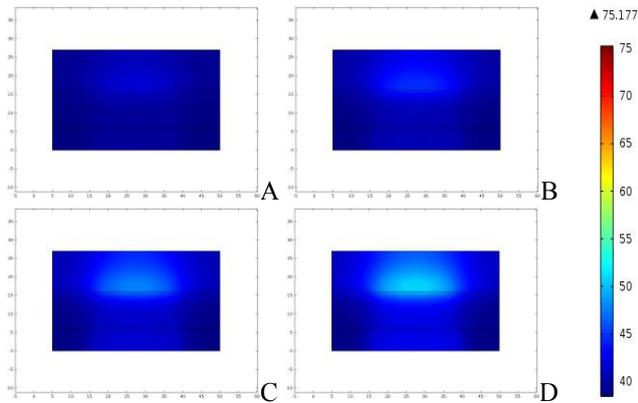


Figura 5: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso paralelas à face do transdutor e 1 min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

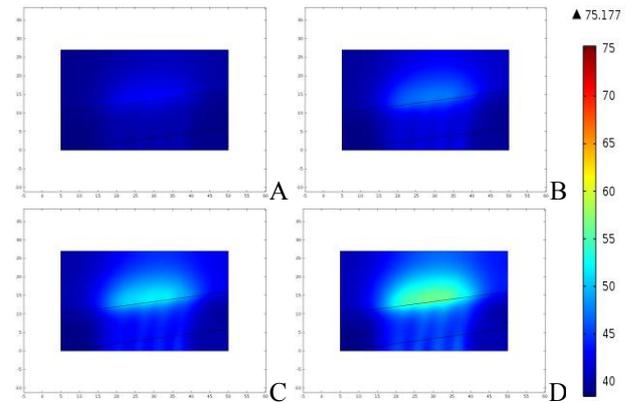


Figura 8: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor e 1min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

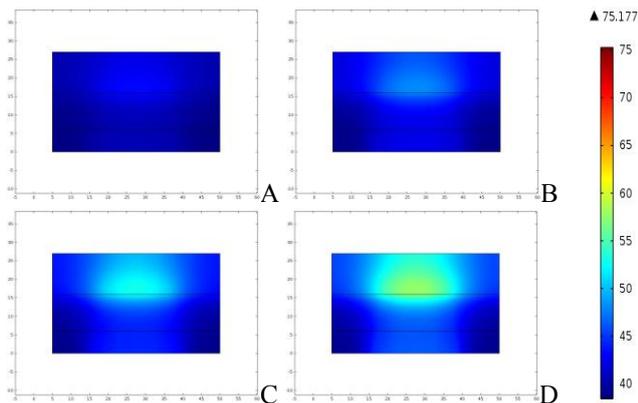


Figura 6: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso paralelas à face do transdutor e 2 min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

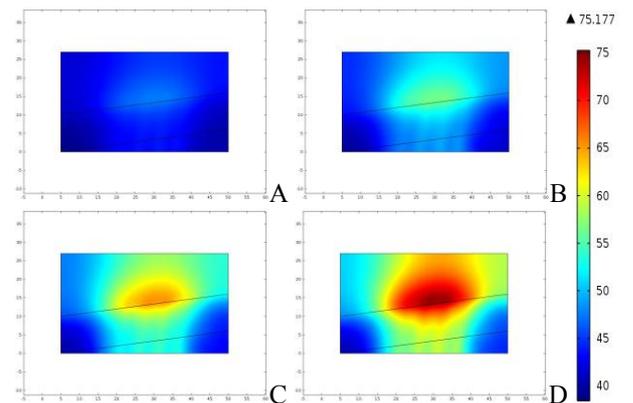


Figura 9: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor e 2min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

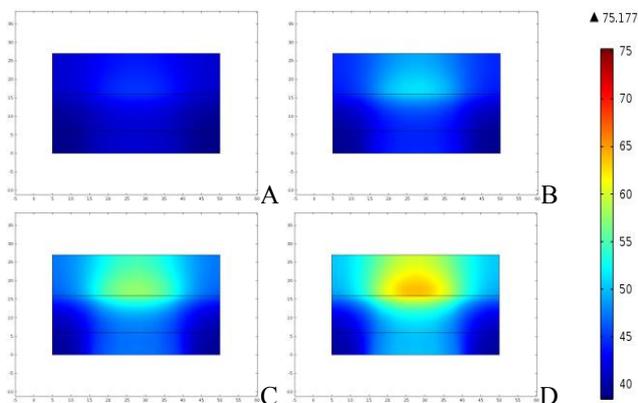


Figura 7: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso paralelas à face do transdutor e 3 min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

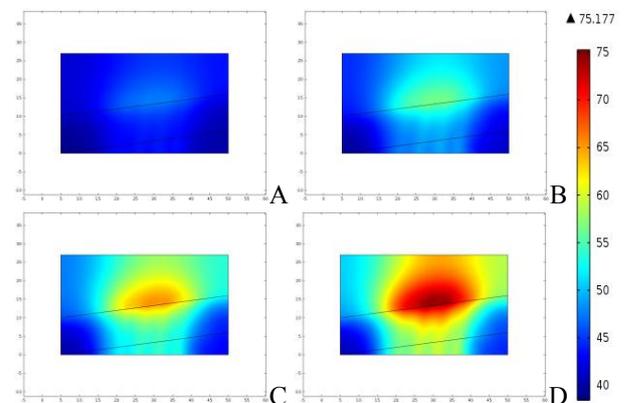


Figura 10: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 7.5° em relação à face do transdutor e 3min de exposição a (A) 0.5 W.cm^{-2} , (B) 1.0 W.cm^{-2} , (C) 1.5 W.cm^{-2} e (D) 2.0 W.cm^{-2} .

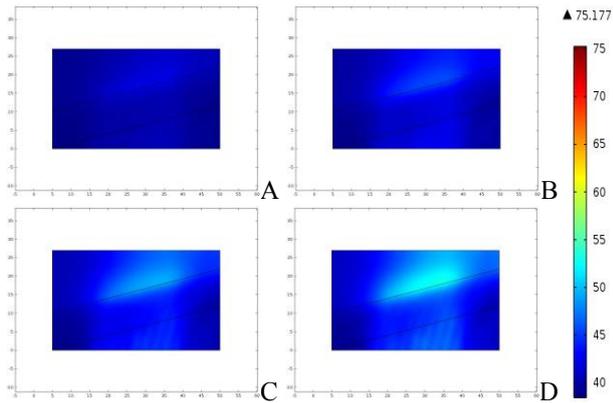


Figura 11: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor e 1min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0W.cm^{-2} , (C) 1.5W.cm^{-2} e (D) 2.0W.cm^{-2} .

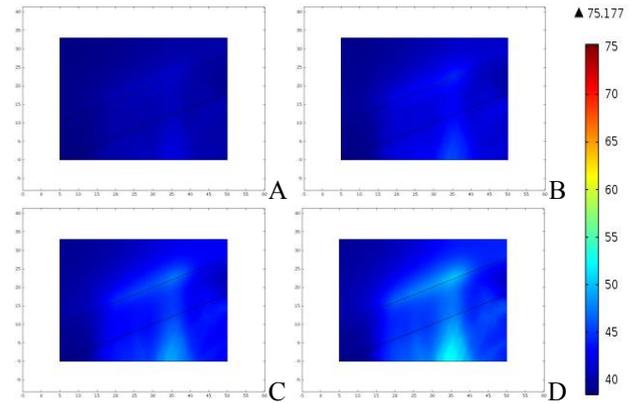


Figura 14: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor e 1min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0W.cm^{-2} , (C) 1.5W.cm^{-2} e (D) 2.0W.cm^{-2} .

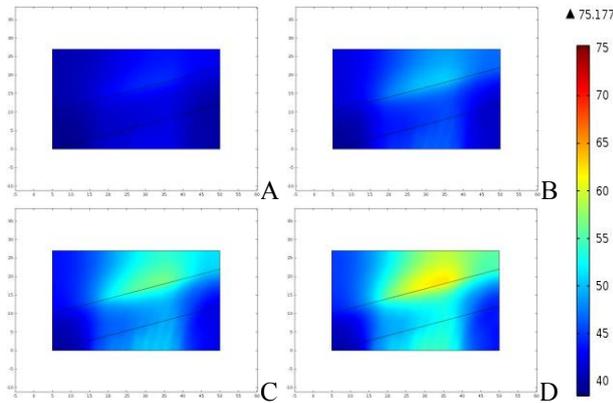


Figura 12: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor e 2min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0W.cm^{-2} , (C) 1.5W.cm^{-2} e (D) 2.0W.cm^{-2} .

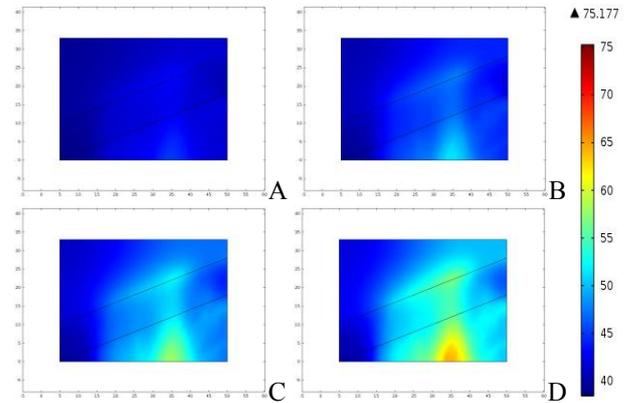


Figura 15: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor e 2min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0W.cm^{-2} , (C) 1.5W.cm^{-2} e (D) 2.0W.cm^{-2} .

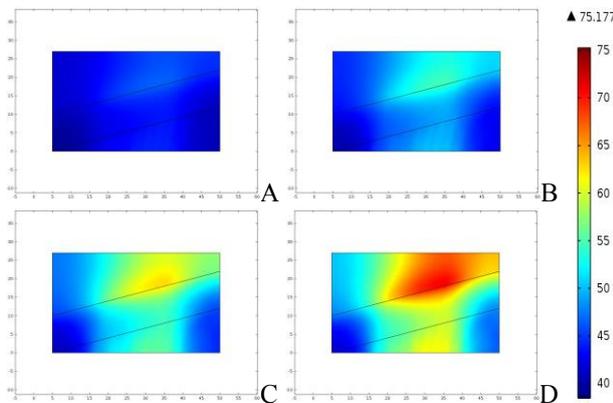


Figura 13: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 15° em relação à face do transdutor e 3min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0W.cm^{-2} , (C) 1.5W.cm^{-2} e (D) 2.0W.cm^{-2} .

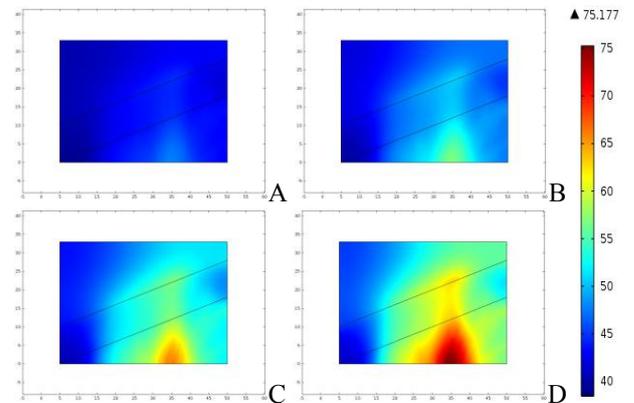


Figura 16: Campo térmico para camadas acopladas de gordura, músculo e osso inclinadas a 22.5° em relação à face do transdutor e 3min de exposição a (A) 0.5W.cm^{-2} , (B) 1.0W.cm^{-2} , (C) 1.5W.cm^{-2} e (D) 2.0W.cm^{-2} .

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 $40 - 45^\circ\text{C}$), 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.