

Análise térmica da interface músculo-osso em corpos de prova após utilização de ultrassom terapêutico

Thermal analysis of the muscle-bone interface in test samples after the use of therapeutic ultrasound

Cinthy Kelly Bastos Freire Nogueira ¹

Luara Mirella Bitencourt Barbante ^{1*}

Karen de Almeida Coelho ²

Vanessa Lima de Souza ¹

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira ²

Luis Eduardo Maggi ¹

¹ Universidade Federal do Acre (UFAC), Rio Branco, AC, Brasil

² Universidade Federal de Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Data da primeira submissão: Junho 28, 2023

Última revisão: Dezembro 16, 2023

Aceito: Fevereiro 8, 2024

*Correspondência: luara_mirella@hotmail.com

Resumo

Introdução: O ultrassom utilizado em terapias diatérmicas visa atingir temperaturas entre 40 e 45 °C, sabendo-se que temperaturas acima de 45 °C podem causar necrose tecidual e queimaduras. Muitas pesquisas têm sido realizadas para estudar o efeito do ultrassom terapêutico na presença de implantes metálicos, utilizando *phantoms* (corpos de prova) e animais *in vivo* e *ex vivo*. Na maioria dessas pesquisas, o cabeçote ultrassônico está fixo em uma área, enquanto que na prática clínica recomenda-se que ele seja movimentado para evitar eventuais sobreaquecimentos locais. **Objetivo:** Analisar o campo térmico na interface músculo-osso em *phantoms* na presença ou ausência de implantes metálicos após a aplicação do ultrassom terapêutico. **Métodos:** Foram elaborados *phantoms* compostos de camadas simuladoras de gordura e músculo e de uma camada de osso de costela bovina, sendo esta com e sem implante metálico de titânio. O experimento envolveu diferentes intensidades (1.0, 1.5 e 2.0 W/cm²) e tempos de exposição (5 e 10 minutos) comuns em clínica, com varredura linear do cabeçote. **Resultados:** Os experimentos indicaram que a interface músculo/implante aqueceu menos do que a interface músculo/osso, especialmente nas intensidades de 1.5 e 2.0 W/cm², após 5 e 10 minutos de tratamento. **Conclusão:** Os resultados obtidos apontam para a possibilidade de utilização do ultrassom terapêutico em pacientes com implantes metálicos, incentivando pesquisas futuras para desenvolver protocolos baseados em evidências e recomendações seguras na fisioterapia.

Palavras-chave: Implantes artificiais. Aquecimento. Ultrassom terapêutico.

Abstract

Introduction: Ultrasound used in diathermic therapies aims to achieve temperatures between 40 and 45°C, since temperatures above 45°C are known to cause tissue necrosis and burns. Many studies have been conducted to investigate the effect of therapeutic ultrasound in the presence of metallic implants, using phantoms (test samples) and in vivo and ex vivo animal models. In most of these studies, the ultrasound probe is fixed in one area, while in clinical practice, it is recommended that it be moved to avoid possible local overheating. **Objective:** To analyze the thermal field at the muscle-bone interface in phantoms in the presence or absence of metallic implants after the application of therapeutic ultrasound. **Methods:** Phantoms composed of layers simulating fat and muscle, and a layer of beef rib bone, with and without a titanium metallic implant, were prepared. The experiment involved different intensities (1.0, 1.5, and 2.0 W/cm²) and exposure times (5 and 10 minutes), common in clinics, with linear scanning of the probe. **Results:** The experiments indicated that the muscle/implant interface heated less than the muscle/bone interface, especially at intensities of 1.5 and 2.0 W/cm², after 5 and 10 minutes of treatment. **Conclusion:** The results suggest the possibility of using therapeutic ultrasound in patients with metallic implants, encouraging future research to develop evidence-based protocols and safe recommendations in physiotherapy.

Keywords: Artificial implants. Heating. Therapeutic ultrasound.

Introdução

A onda ultrassônica é gerada a partir de uma corrente elétrica, a qual atravessa uma cerâmica piezo-elétrica. Esta, por sua vez, vibra produzindo ondas mecânicas com frequência variando conforme a espessura do cristal.¹ Quando a frequência é superior a 20 kHz, classifica-se esta onda como ultrassom.²

O ultrassom terapêutico (UST) apresenta efeitos biológicos classificados como térmicos e não térmicos.^{3,4} Os efeitos térmicos são produzidos por ondas mecânicas que vibram de modo contínuo,⁵ objetivando alcançar temperaturas entre 40 e 45 °C por cerca de 5 a 10 min,⁶ tempo suficiente para produzir alterações fisiológicas benéficas.² Todavia, quando a temperatura assume valores acima de 45 °C, surge a hipertermia, na qual os efeitos de necrose tecidual e queimaduras são

inerentes.^{7,8} Os efeitos não térmicos são produzidos por uma vibração mecânica intervalada (pulsos ultrassônicos), permitindo, assim, que ocorra a dispersão do calor,⁹ de forma que a temperatura máxima induzida no tecido seja inferior a 40 °C.¹⁰

Os efeitos do UST nos tecidos biológicos podem ser reversíveis ou não. Dessa forma, é muito importante o conhecimento a respeito das indicações e contraindicações desta terapia.⁶ Entretanto ainda há muita controvérsia quanto às indicações e contraindicações de sua utilização sobre glândulas mamárias, epífise óssea e implantes metálicos.⁵

No caso específico da irradiação com UST de tecidos com implantes metálicos, o ponto mais relevante é identificar se o aquecimento produzido por UST nas interfaces músculo/implante e implante/osso é maior do que na interface músculo/osso, a qual sabidamente é uma interface que tende a aquecer mais do que o resto do tecido irradiado.¹¹

A termografia por infravermelho vem sendo utilizada recentemente como ferramenta para avaliar as variações de temperatura em *phantoms* e/ou tecido biológico *ex vivo*.^{11,12} Esta apresenta algumas vantagens sobre os outros instrumentos de termometria, como maior sensibilidade, softwares e câmeras avançadas,^{11,13} além de resolução térmica de 0,1 °C,¹⁴ permitindo analisar não somente pontos específicos, mas a imagem como um todo. Tem sido amplamente utilizada em pesquisas referentes ao estudo do aquecimento promovido pelo UST de forma não invasiva.¹²

Phantoms são corpos de prova que imitam as propriedades dos tecidos biológicos.¹⁵ A sua utilização em pesquisa evita riscos desnecessários para animais e seres humanos, eliminando exposições excessivas de seres vivos. Além disso, possuem a vantagem de ser mais facilmente controlados.

Desta forma, o objetivo desta pesquisa foi analisar o campo térmico na interface músculo-osso em corpos de prova mimetizadores de tecido biológico (*phantoms* ultrassônicos) com e sem a presença de implante metálico após aplicação de UST.

Métodos

Confecionou-se um *phantom* para mimetizar a camada de gordura e outro para mimetizar a camada de músculo com propriedades acústica e térmica mais

próximas das propriedades dos tecidos biológicos,¹⁶ ambos com dimensões de 13 x 8 x 2 cm e no formato de paralelepípedo. Para a confecção do *phantom* de músculo, inicialmente 3% de pó de grafite foi adicionado a um béquer contendo 110 ml de policloreto de vinila (PVCV) e, em seguida, a mistura foi colocada em um pirex da marca Marinex com dimensões 13 x 8 x 5 cm. O passo seguinte consistiu no acondicionamento do pirex em microondas por um período de 30 segundos, com a potência ajustada para 50%. Esse procedimento para aquecer a mistura foi realizado sete vezes, sempre mexendo o líquido manualmente entre os intervalos a fim de homogeneizar a temperatura, evitando que a mistura ultrapassasse 160 °C.¹⁷ Para a camada de gordura confeccionou-se um *phantom* realizando o mesmo processo, porém sem adição do pó de grafite. Os *phantoms* não foram colocados em câmara de vácuo para a retirada de bolhas de ar. É importante ressaltar que os parâmetros acústicos dos *phantoms* foram medidos, sendo compatíveis com camada de músculo e gordura humana.

O osso de costela bovina foi adquirido em um açougue, sendo limpo para a retirada dos tecidos aderidos e em seguida lavado com detergente neutro. Selecionaram-se duas amostras da costela com cerca de 13 x 4 cm, sendo que em uma delas foi implantada uma placa metálica de liga de titânio com dois parafusos fixados nas extremidades. A placa metálica e os parafusos foram doados pelo centro cirúrgico do Hospital das Clínicas, Rio Branco, Acre.

O aparato experimental foi montado com as amostras dispostas na seguinte ordem de posicionamento: gordura, músculo e osso (Figura 1A), com ou sem implante metálico. Esta montagem foi apoiada em um suporte de cobre (Figura 1B) e fixada com liga de látex nas laterais. Para alcançar a temperatura do corpo humano (36,5 a 37 °C), utilizou-se banho-maria ultratermostato criostato (521/D; Nova Ética, Vargem Grande Paulista, Brasil) e as amostras foram imersas e mantidas em banho-maria até atingir o equilíbrio térmico da temperatura ajustada no aparelho.

O equipamento de UST empregado neste estudo foi o modelo SONOMED V (Carci, São Paulo, Brasil), previamente avaliado em balança de força de radiação (UPM-DT-1AV; Ohmic Instruments, Easton, MD, EUA). O registro das imagens térmicas foi realizado com câmera termográfica modelo E6 (Flir Systems Inc., Wilconville, EUA), com a lente da câmera posicionada a 30 cm da superfície superior do *phantom* ou osso a ser termografado. A região a ser avaliada foi a face inferior do *phantom* de gordura e músculo e a superior do osso. Foram registradas imagens antes e após a aplicação do UST e o aparato experimental foi o mesmo para todos os protocolos. A aplicação do UST foi feita seguindo protocolos com parâmetros nominais específicos, os quais normalmente são utilizados na prática clínica: frequência de 1 MHz para todos, intensidades de 1,0, 1,5 e 2,0 W/cm², pelo tempo de 5 e 10 minutos para cada intensidade, com varredura linear do cabeçote aplicador em todos os protocolos.

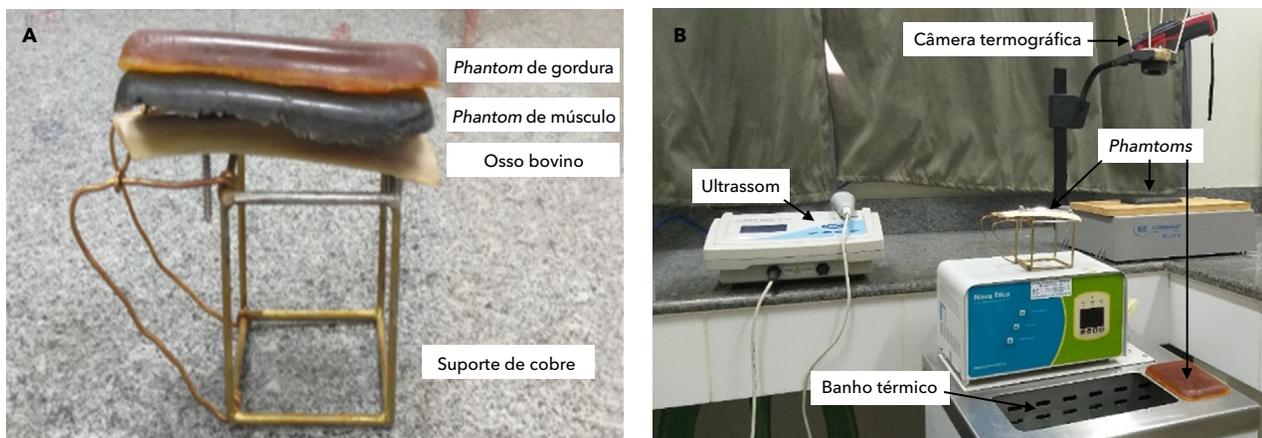


Figura 1 - Ilustração da disposição dos phantoms de gordura e músculo e do osso sobre um suporte de cobre (A) e montagem experimental (B).

O suporte de cobre com a amostra de osso com ou sem implante metálico acoplado a ele foi submerso por 15 minutos em banho-maria. Imediatamente após esse tempo, foram adicionados os *phantoms* de gordura e músculo e aguardou-se por mais 15 minutos para todo o sistema alcançar a temperatura pré-selecionada (equilíbrio térmico). Transcorridos 30 minutos, retirou-se uma das amostras do interior do banho-maria e verificou-se o valor da temperatura na superfície da amostra utilizando-se câmera infravermelha. O mesmo procedimento foi realizado antes do início de cada protocolo. Após o primeiro registro do valor de temperatura das amostras, elas foram reposicionadas sobre o suporte de cobre, submersas novamente em banho-maria e aplicou-se UST com os parâmetros pré-determinados em cada protocolo. Por fim, registrou-se a segunda imagem térmica logo após a aplicação. As medições e protocolos foram repetidos sobre o aparato experimental com e sem implante metálico por cinco vezes em cada protocolo. Por motivo de simplificação da análise dos dados, não considerou-se a variação da temperatura na primeira camada (gordura).

Realizou-se análise estatística por meio do SPSS20 (JAVA®), com nível de significância de 0,05. Utilizou-se o teste de normalidade Shapiro-Wilk e empregou-se o teste-T pareado para comparar as médias dos valores de temperatura registrados antes e após a aplicação do ultrassom em cada uma das amostras.

Resultados

Para efeito de análise dos dados, as variações de temperatura entre 3,0 e 8,0 °C foram consideradas capazes de gerar efeito terapêutico pelo calor.

Variações de temperatura acima de 8 °C foram consideradas lesivas para o tecido muscular e ósseo. As análises foram realizadas na interface músculo/osso, sendo que para o músculo a superfície considerada foi a inferior em contato com osso e/ou implante metálico e, para o osso, a face analisada foi a superior.

A variação da temperatura média espacial foi calculada a partir da diferença entre a média da temperatura da área selecionada depois da aplicação do UST e a média da temperatura da mesma área antes da aplicação do UST. Foram realizadas cinco repetições em cada parâmetro. Após a transferência das imagens térmicas para o programa Flir® Tools, calculou-se a média aritmética das cinco temperaturas obtidas.

Após análise das imagens com o programa Flir® Tools, no experimento *phantom* sem e com implante metálico, com parâmetros de 1.0, 1.5 e 2.0 W/cm² nos tempos de 5 e 10 minutos, verificou-se que não foi alcançada temperatura para gerar efeito terapêutico na interface músculo/osso (músculo inferior e osso superior). O protocolo que gerou uma elevação de temperatura mais próxima da faixa recomendada pela literatura foi a intensidade nominal de 1.5 W/cm², com tempo de aplicação de 10 minutos na região do músculo sem implante, chegando a uma variação de temperatura no músculo de $1,78 \pm 1,30$ °C.

De acordo com a Tabela 1, o *phantom* de músculo teve aquecimento maior do que o osso com e sem implantes metálicos em todos os parâmetros analisados. Em geral, a comparação da temperatura no *phantom* de músculo quando o osso estava sem e com implante possibilita observar que a elevação da temperatura foi maior na ausência do implante, entretanto, a diferença de temperatura não foi estatisticamente significativa em nenhum dos casos.

O osso sem implante metálico irradiado por 10 minutos nas intensidades 1.5 e 2.0 W/cm² aqueceu menos do que o esperado, quando comparado com os irradiados por 5 minutos. Esse desfecho pode ter acontecido em decorrência do aparelho em alguns momentos acusar "superaquecimento" e cessar a irradiação até a normalização da temperatura. Como utilizado na prática clínica, o operador continuou realizando a movimentação em varredura linear do cabeçote e o aparelho continuou a contagem regressiva do tempo de aplicação, o que pode ter levado a um resfriamento das amostras. Sugere-se que novos estudos utilizem equipamentos de ultrassom que mantenham a irradiação por todo o período ajustado. Outra hipótese pode ter sido a presença de pequeníssimas bolhas de ar, já que os *phantoms* não puderam ser submetidos à câmara de vácuo para a retirada das mesmas e que estas podem diminuir a propagação da onda mecânica no material.

Nota-se também que quanto maior a intensidade e o tempo de irradiação, maiores os níveis de temperatura alcançados. Entretanto, no osso com implantes metálicos, observou-se que ao aumentar a intensidade para o tempo de 10 minutos, as temperaturas foram diminuindo; mais uma vez, isso pode ter sido causado pelo fato exposto anteriormente. Para a análise da normalidade empregando o teste de Shapiro-Wilk, pôde-se observar que as distribuições foram normais para todas as variáveis do experimento.

Tabela 1 - Diferença de temperatura média espacial na interface músculo/osso

Tempo de aplicação	Intensidade (W/cm ²)	Músculo			Osso		
		Sem implante	Com implante	Valor-p	Sem implante	Com implante	Valor-p
5 minutos	1.0	0,58 ± 0,36	0,96 ± 0,73	0,456	0,42 ± 0,26	0,60 ± 0,56	0,494
	1.5	1,30 ± 0,57	1,18 ± 0,58	0,637	0,98 ± 0,57	0,84 ± 0,85	0,732
	2.0	1,72 ± 0,58	1,10 ± 0,46	0,052	1,04 ± 0,80	0,64 ± 0,51	0,116
10 minutos	1.0	0,98 ± 0,24	1,70 ± 1,47	0,289	0,66 ± 0,32	0,94 ± 1,16	0,562
	1.5	1,78 ± 1,30	1,44 ± 0,99	0,175	0,74 ± 0,36	0,78 ± 0,97	0,902
	2.0	1,78 ± 0,55	1,52 ± 0,51	0,354	0,84 ± 0,42	0,64 ± 0,75	0,686

Nota: teste t pareado, diferença significativa para $p < 0,05$.

Discussão

Ao comparar os dois subgrupos do experimento, percebeu-se que nos protocolos usando intensidades de 1.0 W/cm² e 1.5 W/cm² e tempos de aplicação de 5 e 10 minutos, o osso com implante metálico aqueceu mais do que o osso sem implante. Em contrapartida, para o protocolo relacionado à intensidade nominal de 2.0 W/cm², e aos tempos de aplicação de 5 e 10 min., o osso sem implante metálico aqueceu mais do que o osso com implante.

O uso dos protocolos no modo contínuo e com as três intensidades nominais, com e sem o implante metálico, não chegou a gerar efeito terapêutico efetivamente. Acredita-se que isso deva-se a alguns fatores, entre eles ao tempo de aplicação, à área irradiada e ao movimento em varredura linear.

O tempo de aplicação do UST é usualmente obtido dividindo-se a área a ser tratada pela área de radiação efetiva (ERA) do cabeçote do UST.⁶ Na presente pesquisa, a área do *phantom* que foi irradiada tinha cerca de 100 cm² e a ERA do feixe ultrassônico utilizado era de 7 cm²; dessa forma, o tempo deveria ser de 14 minutos. No protocolo empregado, foram utilizados os tempos de 5 e 10 minutos. Isso pode ter impactado a temperatura média na interface estudada, a qual não alcançou a faixa de 40 a 45°C que acarretaria no efeito terapêutico esperado.

A fim de comparar o tempo de exposição dos tecidos irradiados por UST, uma vez que não se sabe se o tempo total de tratamento ou o tempo médio de exposição local planejado realmente representam a exposição local, Grey¹⁸ realizou uma pesquisa utilizando padrões de digitalização construídos matematicamente e padrões de aplicação manual aplicados por terapeutas.

O autor percebeu uma grande diferença na forma de aplicar o ultrassom e um tempo médio de exposição menor do que o imaginado na aplicação manual de 22 terapeutas. Desta forma, o padrão de aplicação em varredura linear realizado no presente experimento pode também ter influenciado a exposição local, fazendo com que a temperatura ideal não fosse alcançada.

De Sá⁶ realizou três protocolos de aplicação do ultrassom, sendo um estático, um em varredura circular e outro em varredura linear, para verificar qual destes poderia gerar um ótimo padrão de aquecimento. A autora notou que o melhor aquecimento para a frequência de 1 MHz, intensidade de 2 W/cm² e tempo de 10 minutos, foi obtido com a varredura circular em uma área 3,77 vezes maior do que o tamanho da ERA, usando uma velocidade de 2 cm/s. A autora ainda afirma que o nível de aquecimento é totalmente dependente dos parâmetros adotados e que isso sugere um aquecimento inadequado nos tratamentos clínicos. Este fato leva à suposição de que outro fator que pode ter influenciado as temperaturas alcançadas no presente estudo foi a varredura linear utilizada nos protocolos. Não obstante, o que influenciou o resultado obtido por De Sá⁶ não foi apenas o tipo de movimento, mas também a velocidade, o tempo em função da área e os parâmetros do aparelho. No presente trabalho, tentou-se empregar uma velocidade de 2 cm/s por meio de contagem do tempo através de relógio analógico.

Reis et al.¹¹ avaliaram a área de distribuição térmica e o pico de temperatura em *phantoms* de músculo e em osso com implante metálico empregando um protocolo com cabeçote fixo e em movimento circular, com tempo de aplicação de 2 minutos, intensidade nominal de 1 W/cm², frequência de 1 e 3 MHz. Uma das conclusões do trabalho foi que houve um aquecimento maior no

músculo do que no osso com implante. Dessa forma, o presente trabalho corrobora os dados encontrados por Reis et al.,¹¹ uma vez que o que os autores concluíram também foi visto nos experimentos com e sem implante metálico neste estudo, diferindo no tipo de varredura e parâmetros utilizados (mais próximo à prática clínica).

O estudo citado acima afirmou ainda que a aplicação do UST sobre regiões com implante metálico mostrou-se segura.¹¹ Nesta pesquisa experimental, constatou-se que apesar de o osso com implante metálico aquecer mais do que o sem implante na maioria dos protocolos, ainda assim não chegou à temperatura que pudesse gerar lesão. Essa informação entra em concordância com diversos autores, tais como Garavello et al.,³ Sun et al.¹⁹ e Cameron.²⁰

Observou-se que a aplicação de UST no conjunto *phantoms* de gordura e músculo e osso sem o implante metálico resultou em um maior aquecimento, quando comparado com a aplicação na presença do implante. Acredita-se que pelo fato de o implante metálico ser um bom condutor de calor, ele pode ter dissipado o calor para a água no qual o aparato experimental estava imerso, já que o osso com implante no geral também aqueceu menos do que o osso sem implante.

Comparando a aplicação dos protocolos usando o modo contínuo na presença de osso com e sem implante metálico, duas coisas foram observadas: que o músculo aquece mais do que o osso na ausência do implante metálico e que na presença do implante o músculo aquece menos do que quando está sem o implante. Isso indica que o calor gerado é rapidamente dissipado pela placa metálica, podendo também ter sido transferido para a água onde estava imerso o aparato experimental. Reis et al.¹¹ também mencionaram que o implante é responsável pela rápida dissipação do calor para o ambiente durante o processo de obtenção da imagem térmica.

Como pode ser observado na Tabela 1, ao aumentar a intensidade e o tempo de irradiação, a tendência é de aumento na temperatura da interface músculo/osso. Isso acontece devido ao fato de que quanto maior for a intensidade, maior será a energia irradiada, provocando um aumento nas temperaturas do *phantom* e do osso.

Conclusão

Nos experimentos com *phantoms* ocorreu um menor aumento de temperatura do músculo na presença

de implante metálico quando comparado ao sem implante. Esse fato é uma boa indicação de que o tratamento por diatermia com UST em pacientes com implantes metálicos não causa danos ao tecido biológico, pelo menos nas doses em que não houve superaquecimento do cabeçote e com o modelo da placa metálica utilizado neste estudo. Trabalhos futuros podem ser realizados considerando o uso de placas de outras dimensões e o emprego de outros tipos de varredura com cabeçote e equipamentos que não apresentem interrupção devido ao superaquecimento.

Sugere-se ao repetir o experimento com *phantoms*, verificar quais foram os momentos exatos de superaquecimento para confirmar se isso influencia a temperatura final da região irradiada pelo UST.

Contribuição dos autores

CKBFN foi responsável pela montagem do experimento e coleta de dados. LMBB, pela tabulação, análise estatística dos dados e criação de tabelas. KAC, pela realização dos experimentos e interpretação dos resultados. VLS, pela redação do texto e padronização das normas de acordo com a revista. WCAP, pela revisão do texto e adição de partes significativas. LEM, pela elaboração do projeto de pesquisa, revisão do texto e das análises e interpretações de dados. Todos os autores aprovaram a versão final.

Referências

1. Kitchen S. Eletroterapia: prática baseada em evidências. 11 ed. São Paulo: Manole; 2003.
2. Oliveira DP. Estudo do campo térmico do ultrassom terapêutico em phantom do terço médio do braço com e sem implantes metálicos [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2013. 89 p.
3. Garavello I, Mazzer N, Barbieri CH, Andrade JM. Efeitos térmicos do ultrassom terapêutico sobre os tecidos ósseo e muscular e sobre placa metálica implantada: estudo experimental termográfico em coelhos. Rev Bras Ortop. 1997;32(6): 473-9. [Link de acesso](#)
4. Robertson VJ, Baker KG. A review of therapeutic ultrasound: effectiveness studies. Phys Ther. 2001;81(7):1339-50. [DOI](#)

5. Alencar I. Efeito do ultrassom terapêutico: Uma abordagem geral no aparelho e nas principais contra indicações [monografia de pós-graduação]. Goiás: Faculdade Ávila; 2004. [Link de acesso](#)
6. De Sá JNB. Desenvolvimento de protocolo para avaliar os padrões de aquecimento gerados por diferentes manobras terapêuticas em ultrassom de fisioterapia [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2009. [Link de acesso](#)
7. Sellani G, Fernandes D, Nahari A, Oliveira MF, Valois C, Pereira WCA, et al. Assessing heating distribution by therapeutic ultrasound on bone phantoms and in vitro human samples using infrared thermography. *J Ther Ultrasound*. 2016;4:13. [DOI](#)
8. Zohdi TI, Krone R. Estimates for the acoustical stimulation and heating of multiphase biotissue. *Biomech Model Mechanobiol*. 2018;17(3):717-25. [DOI](#)
9. Agne JE. Eletrotermofototerapia teoria e prática. Rio de Janeiro: Andreoli; 2013.
10. Itakura DA, Magas V, Neves EB, Nohama P. Alteração da temperatura nos tecidos biológicos com a aplicação do ultrassom terapêutico: uma revisão. *Fisioter Mov*. 2012;25(4): 857-68. [DOI](#)
11. Reis LC, Costa GA, Santos TQ, Fantinati AM, Costa Jr JFS, Fonte-Pereira AJ, et al. Estudo do aquecimento na interface músculo-osso com implante metálico em terapia por ultrassom. In: XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomedica; 2012. [Link de acesso](#)
12. Santos TQ, Reis LC, Costa GA, Fantinati AM, Costa Jr JFS, Pereira AJF, et al. Análise do campo térmico do ultrassom terapêutico em phantom de mama utilizando protocolos de 1 e 3 MHz. In: Congresso Brasileiro em Engenharia Biomedica; 2012. [Link de acesso](#)
13. Andrade Filho ACC. Teletermografia: princípios físicos, fisiológicos e fisiopatológicos da produção da imagem e suas indicações na clínica de dor e reabilitação. *Acta Fisiatr*. 1999;6(2):55-9. [Link de acesso](#)
14. Garcia DR. Validação da termografia no diagnóstico de lesões por esforços repetitivos/distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2004. 124 p. [Link de acesso](#)
15. Oliveira DP, Santos TQ, Maggi LE, Costa-Felix RPB. Ultrasound propagation velocity and acoustic attenuation on agarose phantoms' in three different manufacture techniques. In: Pan American Health Care Exchanges (PAHCE). Brasília; 2014, p. 1-3. [Link de acesso](#)
16. Maggi LE. Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de phantoms ultrassônicos [tese]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2011. 117 p. [Link de acesso](#)
17. Matheo LL. Mimetização da aparência ultrassonográfica dos ductos lactíferos em phantoms de mama [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2016. 65 p. [Link de acesso](#)
18. Grey K. Distribution of treatment time in physiotherapeutic application of ultrasound. *Physiotherapy*. 2003;89(12):696-707. [DOI](#)
19. Sun MK, Shieh J, Chen CS, Chiang H, Huang CW, Chen WS. Effects of an implant on temperature distribution in tissue during ultrasound diathermy. *Ultrason Sonochem*. 2016;32:44-53. [DOI](#)
20. Cameron MH. Agentes físicos na reabilitação - Da pesquisa à prática. 3 ed. São Paulo: Elsevier; 2009. p. 176-206.