

ESTUDO DO AQUECIMENTO PROVOCADO POR ULTRASSOM DE POTÊNCIA FOCALIZADO EM *PHANTOM* SIMULADOR DE TECIDO MAMÁRIO

L. S. Oliveira*, I. M. Carvalho*, T. F. D. Rocha*, P. T. C. R. Rosa*, M. A. von Krüger* e W. C. A. Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica/ COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

email: ludsoliveira@gmail.com

Resumo: Nos últimos anos, o ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU- *High Intensity Focused Ultrasound*), tem sido estudado como forma alternativa aos métodos tradicionais. A hipertermia gerada pela interação do ultrassom com o tecido biológico pode causar a destruição de tumores malignos, tornando-se uma ferramenta promissora na terapia do câncer de mama. Foram confeccionados dois *phantoms* de PVC misturado ao pó de grafite para mimetizar o tecido mamário. Estes foram submetidos ao campo ultrassônico durante 120 e 150 segundos em três tipos de configuração: (i) sem lentes; (ii) com uma lente de 125,86 mm e (iii) com uma lente de 42,33 mm de diâmetro, respectivamente, sendo ambas as lentes plano-convexas e com raio de curvatura de 45mm. Os efeitos do aquecimento foram medidos por uma câmera térmica posicionada 35 cm acima da amostra. Os resultados mostraram que apesar dos arranjos com as lentes produzirem um menor aquecimento, elas permitem a focalização. Isso ocorre porque o material da lente absorve parte do feixe.

Palavras-chaves: Ultrassom focalizado, lentes, campo térmico, phantom de mama.

Abstract: *In the last years, HIFU (high intensity focused ultrasound) has been studied as an alternative to traditional methods. The hyperthermia generated by the interaction between the ultrasound and the biological tissue can cause the destruction of malignant tumors, becoming a promising tool in breast cancer therapy. A pair of identical PVC and graphite powder phantom were made to mimic breast tissue. They were subjected to ultrasonic fields during 120 and 150 seconds in three different configurations: (i) without lenses; (ii) with a lens of 125,86 mm of diameter; and (iii) with a lens of 42,33 mm of diameter. Both lenses are plane-convex and have a radius of curvature of 45mm. The heating effects were measured with a thermal camera, positioned 35 cm above the sample. The results showed that despite the configurations with the lenses produced less warming, they were focused. This happens because the material of the lenses absorb most part of the beam.*

Keywords: Focused ultrasound, lenses, thermal field, breast phantom.

Introdução

Nos últimos anos, o uso do ultrassom em terapia vem crescendo, e novas aplicações vêm sendo desenvolvidas e aprimoradas. O ultrassom focalizado consiste em uma técnica não-ionizante, na qual feixes ultrassônicos são emitidos a partir de um transdutor, de forma não invasiva, que pode atingir um determinado volume tecidual no interior do corpo, sem afetar o tecido adjacente [1].

Os campos ultrassônicos gerados por transdutores circulares apresentam duas zonas: Zona de Fresnel (campo próximo) e Zona de Fraunhofer (campo distante). O limite entre as duas zonas é conhecido como foco natural (Z_n), definida como a região de maior concentração de energia do feixe [2]. A região do foco natural (Z_n) pode ser calculada através da Equação 1:

$$Z_n = \frac{r^2}{\lambda} \quad (1)$$

onde r é o raio do transdutor e λ é o comprimento de onda no meio. A focalização do feixe na área de interesse permite aplicar energia acústica (ultrassônica) em um ponto específico. Parte dessa energia é transformada em calor através da absorção do feixe do ultrassom no tecido alvo. A hipertermia pode resultar em uma ablação irreversível na região focal, conforme a variação de temperatura e as propriedades termo-acústicas do material de propagação.

O ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU- *High Intensity Focused Ultrasound*) tem como princípio de funcionamento a focalização do feixe usando altas intensidades de radiação ultrassônica visando a destruição de tumores malignos [3].

O presente trabalho se propõe a estudar a distribuição do campo térmico provocado por ultrassom de potência focalizado em *phantoms* simuladores de tecido mamário.

Materiais e métodos

A metodologia adotada neste trabalho consistiu basicamente de duas etapas: (i) confecção dos phantoms simuladores de tecido mamário e (ii) geração do aquecimento e aquisição das imagens térmicas.

Confecção do phantom - Dois corpos de prova (*phantoms*) simuladores de tecido mamário (Figura 1) foram confeccionados conforme descrito em [4] para ser utilizado como meio absorvedor, utilizando como materiais o PVC (M-F Manufacturing Co., Fort Worth, TX, USA) e o pó de grafite. As propriedades acústicas estimadas são: velocidade de propagação $1.379,3 \text{ m.s}^{-1}$ e coeficiente de atenuação $0,63 \text{ dB/cm}$ a 1Mz [4].

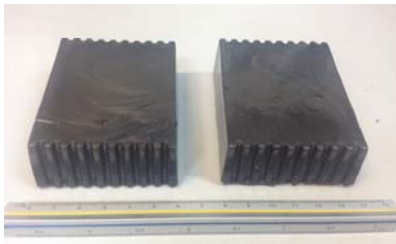


Figura 1: Imagem fotográfica dos *phantoms* simuladores de tecido mamário feitos com PVC e pó de grafite.

Geração do aquecimento e aquisição das imagens térmicas - Duas lentes confeccionadas com silicone (Figura 2A) foram utilizadas durante a aplicação do ultrassom nos *phantoms*. As lentes foram fabricadas com diâmetros diferentes ($125,86\text{mm}$ e $42,33 \text{ mm}$) e raio de curvatura de 45mm , conforme descrito em [5]. Uma mistura de RTV615, constituído por uma solução de dois componentes (RTV615A e RTV615B) foram adicionadas em um molde de vidro para então ser curada.

As lentes foram acopladas ao transdutor do aparelho de ultrassom de potência através da aplicação de uma camada de gel aquoso para melhor estabilização, conforme ilustrado na Figura 2B.



Figura 2: (A) Lentes de silicone; (B) Lente acoplada ao transdutor ultrassônico.

A montagem experimental utilizada para geração do aquecimento e aquisição das imagens pode ser visualizada na Figura 3. Para geração do aquecimento foi utilizado um equipamento de ultrassom de potência (*Sonic Compact*, HTM, São Paulo, Brasil) com seu respectivo transdutor de 3 MHz . O equipamento foi

utilizado em modo contínuo com intensidade acústica nominal de $2,0 \text{ W.cm}^{-2}$ com período de aplicação de 120 e 150 segundos para cada configuração (transdutor sem lente, transdutor com as duas lentes descritas acima). Cada experimento foi repetido três vezes em cada configuração, totalizando 18 medições. A temperatura ambiente foi de $25 \pm 2^\circ\text{C}$, sendo considerada como temperatura inicial em todos os experimentos. Os coeficientes de reflexão e transmissão do silicone para o alumínio foram medidos, obtendo-se os valores de 77% e 22% , respectivamente.

Para aquisição das imagens térmicas foi utilizada uma câmera infravermelha (*InfraCam TM*, Flir Systems, Danderyd, Sweden) com matriz de plano focal (FPA) de $120 \times 120 \text{ pixels}$, precisão de $\pm 2,0^\circ\text{C}$ e sensibilidade térmica de $0,20^\circ\text{C}$. A legenda da câmera foi ajustada automaticamente visando uma melhor visualização do campo térmico. Vale notar que essa faixa serve apenas de base para o entendimento da distribuição de temperaturas, a medição da temperatura é feita colocando-se o cursor sobre determinado ponto na imagem, ele é independente da escala de cores. A câmera foi apoiada em um tripé e posicionada perpendicularmente e a uma distância de 35 cm do *phantom*.

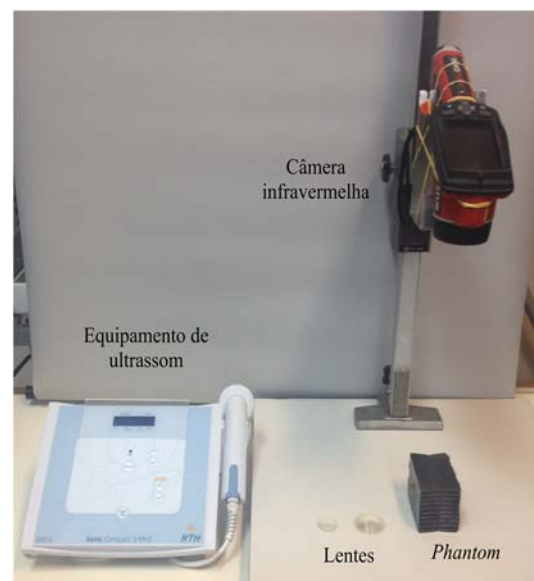


Figura 3: Montagem experimental utilizada para geração do aquecimento e aquisição das imagens com câmera infravermelha.

Uma camada de gel aquoso foi utilizada para unir os dois *phantoms* e acoplar o transdutor aos mesmos durante a irradiação sem a lente, e com as lentes. A orientação do transdutor foi escolhida de forma que seu eixo passasse pelo plano determinado pela junção dos dois *phantoms*. Uma camada do mesmo gel foi aplicada para estabilização da lente ao transdutor do ultrassom. Foi adotada a aplicação estática manual do transdutor durante a irradiação e após o cessar da aplicação, as metades eram separadas, para, então, registrar a imagem

térmica no local de maior concentração de calor. Esta montagem permitiu que separando-se os dois *phantoms*, imediatamente após a irradiação, fosse possível visualizar a secção longitudinal do campo térmico através da câmera infravermelha.

Resultados

Os resultados da aquisição das imagens térmicas podem ser visualizados nas Figuras a seguir. Na coluna à esquerda estão as imagens que foram adquiridas em 120 segundos e à direita, as imagens adquiridas em 150 segundos. Na Figura 5 encontram-se as imagens obtidas com a aplicação do feixe de ultrassom sem a lente. As imagens produzidas com a lente de maior diâmetro são mostradas na Figura 6, enquanto que as imagens obtidas com a lente de menor diâmetro podem ser visualizadas na Figura 7.

A Tabela 1 apresenta as variações de temperaturas (ΔT), de acordo com os valores das temperaturas máximas ($T_{\text{máx}}$) [°C] observadas após a irradiação sem lente e com as lentes, durante os tempos de 120 e 150 segundos, respectivamente.

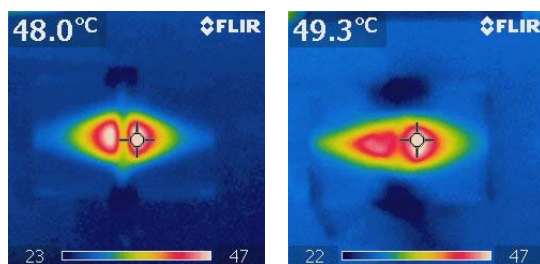


Figura 5: Imagens térmicas produzidas com aplicação do feixe de ultrassom sem a lente, durante 120 segundos (esquerda) e 150 segundos de irradiação (direita).

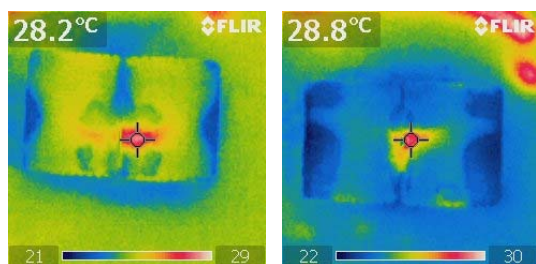


Figura 6: Imagens térmicas produzidas com aplicação do feixe de ultrassom com a lente de maior diâmetro, durante 120 segundos (esquerda) e 150 segundos de irradiação (direita).

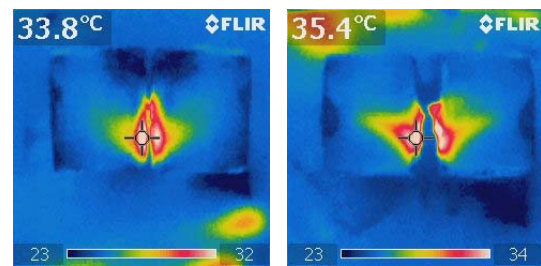


Figura 7: Imagens térmicas produzidas com aplicação do feixe de ultrassom com a lente de menor diâmetro, durante 120 segundos (esquerda) e 150 segundos de irradiação (direita).

Tabela 1: Valores das temperaturas máximas após as aplicações do feixe ultrassônico.

Temperatura máxima (°C)			
Tempo	Sem lente	Lente 1	Lente 2
120s	48,0	28,2	33,8
150s	49,3	28,8	35,4
ΔT (°C)	1,3	1,6	0,6

Discussão

O presente trabalho teve como proposta o estudo da distribuição do campo térmico em *phantoms* simuladores de tecido mamário provocado por um equipamento de ultrassom de potência utilizando duas lentes de silicone. A avaliação do campo térmico é feita para ver se o seu comportamento é compatível com o propósito previsto pela terapia, que reside na destruição do tumor maligno, causando o menor dano possível aos tecidos adjacentes [3].

Durante a aplicação do ultrassom, com e sem as lentes, observou-se que houve aumento de temperatura nos *phantoms*, de acordo com o tempo de irradiação. Observou-se que o maior aumento ocorreu durante o aquecimento de 150 segundos utilizando o transdutor sem lente.

Para os experimentos utilizando as lentes, pode-se observar que houve uma convergência do feixe ultrassônico. Apesar do aumento de temperatura provocado pela lente de maior diâmetro e curvatura ser menor do que das outras duas configurações, a sua região focal foi menor. Tal fato ocorre devido a grande absorção do material de confecção da lente (silicone) e também de sua maior espessura. No que diz respeito ao casamento de impedância entre transdutor e lente, o coeficiente de atenuação independe da espessura e é da ordem de 1,41dB/cm a 1MHz, independente da espessura [6].

A limitação do estudo foi o uso de lentes com material que contém grande coeficiente de absorção. As utilizadas neste trabalho são capazes de focalizar, porém, devido a sua grande absorção, o feixe transmitido para o *phantom* não foi capaz de aquecê-los

a uma temperatura suficiente para lesar um tecido biológico. Isto pode ser compensado aumentando-se o tempo de irradiação ou aumentando-se a potência de saída dos transdutores.

Conclusão

Foi possível gerar aquecimento nos *phantoms* simuladores de tecido mamário e avaliar o comportamento do campo térmico resultante.

O uso das lentes permitiu a focalização do feixe ultrassônico possibilitando o aquecimento restrito a uma pequena área.

Como próximas etapas sugere-se estudar o aquecimento com lentes côncavas, que permitem uma redução da atenuação. Além disso, pretende-se elaborar novos *phantoms* de mama com diferentes composições, e avaliar suas propriedades térmicas. Além disto, pretende-se criar geometrias com intuito de mimetizar a mama e introduzir inclusões que simulem tumores de tipos e formatos variados.

Agradecimentos

À CAPES, FAPERJ E CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Rouvière O, Gelet A, Crouzet S, Chapelon JY. Prostate focused ultrasound focal therapy-imaging for the future. *Nature Reviews Clinical Oncology*, v. 9, n. 12, p. 721-727, 2012.
- [2] Fish PJ. *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. Chichester; New York; New York, NY, USA: Wiley; Distributed in the U.S.A., Canada, and Japan by A.R. Liss, 1990.
- [3] Dogra VS, Zhang M, Bhatt S. High-Intensity Focused Ultrasound (HIFU) Therapy Applications. *Ultrasound Clinics*, v. 4, n. 3, p. 307–321, 2009.
- [4] Carvalho IM. Desenvolvimento e caracterização de *phantoms* para simulação de lesões de mama com aspectos ultrassonográficos benignos e malignos. Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 61p, 2013.
- [5] Omena TP, Costa RM, Costa-Junior JF, von Krüger MA, Pereira WCA. Focalização de feixes de transdutores ultrassônicos fisioterapêuticos. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas, p. 2433-2437.
- [6] Maggi LE. Caracterização das propriedades acústicas de novos materiais visando a confecção de *phantoms* ultrassônicos. Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 136p, 2011.