

## PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM TRANSDUTOR ULTRASSÔNICO FOCALIZADO PARA TERAPIA

T. F. D. Rocha\* M. A. von Krüger\*, W. C. A. Pereira\*

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

e-mail: tiagofdr@gmail.com

**Resumo:** Nos últimos anos, a incidência e detecção de diversos tipos de câncer têm aumentado. Surge, então, a necessidade criar novos métodos e técnicas para tentar tratá-los. Neste contexto, o ultrassom vem ganhando espaço e, em alguns casos, substituindo métodos mais disseminados, como a radioterapia. O presente trabalho foi realizado visando estabelecer uma linha de pesquisa para estudar a focalização do ultrassom no Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da UFRJ. Quando focalizado, o ultrassom promove o aquecimento de uma região e consequente ablação das células ali presentes, caso um limiar de temperatura seja atingido. Estão disponíveis no mercado equipamentos que utilizam a técnica de ultrassom focado de alta intensidade (HIFU - *High Intensity Focused Ultrasound*) para o tratamento de alguns casos de câncer de próstata. Estes equipamentos possuem foco dinâmico e monitoramento por ultrassom ou ressonância magnética. Quando a técnica HIFU é aplicada em terapias, passa a receber o nome ultrassom terapêutico de alta intensidade (HITU - *High Intensity Therapeutic Ultrasound*). Neste trabalho, ir-se-á abordar o tipo de focalização mais simples (foco estático), utilizando uma lente escalonada côncava de alumínio. O software Wave2000® foi utilizado para simular em tempo real o comportamento da frente de onda e estimar a distância focal. Mapeamentos 1-D nos eixos X, Y e Z mostraram concordância com os valores simulados, embora não foi possível realizar mapeamentos em 2-D e 3-D para uma comparação com a simulação e análise mais completa do feixe por interferência de ruído.

**Palavras-chave:** Ultrassom focalizado, lente escalonada, região focal, mapeamento.

**Abstract:** *In recent years, the incidence and detection of many types of cancer have increased. Then comes the need to create new methods and techniques to try to treat them. In this context, ultrasound is becoming more popular, and in some cases, replacing most widespread methods such as radiotherapy. The present study was performed to establish a line of research to study the focusing of ultrasound in the UFRJ Biomedical Engineering Program (PEB). When focused, the ultrasound promotes the heating of a region and the consequent ablation of those cells when a temperature threshold is reached. HIFU (High Intensity Focused Ultrasound) equipment are available on the market to treat prostate cancer. These equipment are of dynamic focus and monitor the procedure through ultrasound or*

*magnetic resonance imaging (MRI). When the HIFU technique is applied in therapies, it is known as High Intensity Therapeutic Ultrasound (HITU). In this paper, we discuss the simplest type of focusing (static focus) using a concave aluminum step lens. The Wave2000® software was used to simulate the real-time wavefront and to estimate the focal distance. One-dimensional (1 - D) mappings in the X, Y and Z axes indicate agreement with the simulated values, although it was not possible to map in 2-D and 3-D for a comparison with the simulation and for a more thorough analysis of the beam due to noise interference.*

**Keywords:** *Focalized ultrasound, step lens, focal region, mapping.*

### Introdução

Os tratamentos convencionais de câncer, são basicamente radioterapia, quimioterapia e cirurgia. Todas são técnicas que possuem inúmeras vantagens, porém a busca por métodos efetivos ainda permanece para que o paciente tenha uma recuperação mais rápida e sofra menos efeitos colaterais. Um exemplo é a utilização do ultrassom [1,2].

Como se sabe, o ultrassom é utilizado em diversas áreas biomédicas, tais como: fisioterapia, cardiologia, angiologia, urologia, dentre outras [3]. A utilização do ultrassom no tratamento de tumores é uma prática relativamente recente, no entanto já existem aplicações e resultados efetivos no tratamento de câncer de próstata e fibrose uterina [4,5,6]. Diferentemente das suas outras aplicações, o feixe ultrassônico deve ser focalizado de modo a provocar o aquecimento da região a ser destruída. A focalização pode ser: dinâmica ou estática. A primeira permite variar a profundidade e ângulo do foco, enquanto a segunda possui valores fixos.

O custo do tratamento por HIFU (*High Intensity Focused Ultrasound*) é elevado por se tratar de um equipamento caro e dos altos gastos com o procedimento (médico, taxas hospitalares, remédios e acomodação). Para estágios iniciais do câncer de próstata, as chances de remoção do tumor são altas. Não há perda de sangue, a radiação envolvida é não ionizante e o pós-operatório é consideravelmente mais rápido em comparação ao de uma cirurgia.

O objetivo deste trabalho é projetar e construir um transdutor focalizado com frequência central de 3,5

MHz, visando a aplicação em HITU (*High Intensity Therapeutic Ultrasound*). Para isso, é utilizada uma lente escalonada de alumínio que promove uma focalização estática, sendo sua distância focal determinada com a ajuda do software Wave2000®.

## Materiais e métodos

**Simulações no Wave2000®** - Antes de fabricar o transdutor com a lente acústica desejada, foi feita uma simulação em 2-D utilizando o software Wave2000® (Cyberlogic, New York, NY.). Com ele é possível visualizar as frentes de onda provenientes de diversos tipos e formas de lentes e também utilizar uma grande variedade de materiais. É possível adicionar novos materiais, conhecendo os valores de algumas das propriedades, como o módulo de Young ( $\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-2}$ ), razão de Poisson e densidade ( $\text{kg m}^{-3}$ ).

A Tabela 1 mostra os materiais utilizados no projeto do transdutor e suas propriedades.

A lente escalonada de alumínio foi projetada com base no comprimento de onda ( $\lambda$ ) do alumínio referente a 3,5 MHz, que é frequência da cerâmica piezoelétrica. A espessura de cada degrau da lente equivale a múltiplos ímpares de quartos de  $\lambda$ , especificamente  $3\lambda/4$ ,  $5\lambda/4$  e  $7\lambda/4$ .

Tabela 1: materiais, módulo de Young ( $\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-2}$ ) e densidade ( $\text{kg m}^{-3}$ ).

Material	Módulo de Young [7]	Densidade [8]
Alumínio	69	2,7
Epóxi	2 - 3	1,1 – 1,4

Estes valores de múltiplos de  $\lambda/4$  são ideais para que ocorra a menor reflexão no interior na lente [9]. A Figura 1 apresenta o projeto da lente em um corte axial.

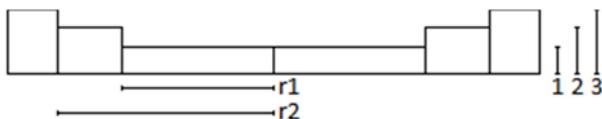


Figura 1: Projeto da lente escalonada de alumínio, com raios  $r_1=8,6$  mm e  $r_2=12,2$ mm e degraus 1, 2 e 3 com alturas 1,6 mm, 2,7 mm e 3,7 mm, respectivamente.

Em seguida, foi construído um modelo no software Wave2000® (Figura 2) para estimar a distância focal e, logo, a região de maior aquecimento.

Nesta primeira simulação, os receptores foram alinhados horizontalmente. O primeiro distante 5 mm da fonte ( $x=5$  mm) e cada um deles espaçados 5 mm uns dos outros até  $x=105$  mm. A partir dos resultados, a região de maior intensidade (região focal) se situa entre  $x = 52,5$  mm e  $x = 67,5$  mm.

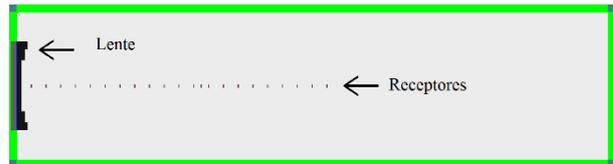


Figura 2: Modelo da lente no software Wave2000®. A caixa que representa o meio possui 20 cm de largura por 5 cm de altura.

A próxima etapa foi dispor 9 receptores alinhados verticalmente entre  $x = 52,5$  mm e  $x = 67,5$  mm, dispostos com 4 receptores abaixo do eixo central ( $r_2, r_4, r_6, r_8$ ), 4 acima do eixo ( $r_3, r_5, r_7, r_9$ ) e 1 sobre o eixo ( $r_1$ ). Buscou-se, dessa forma, confirmar que a proporção da intensidade percebida no eixo ( $y = 25$  mm) é bem maior do que em qualquer outro ponto vertical.

**Confecção do transdutor** – Este processo teve início com a escolha da cerâmica piezoelétrica (3,5 MHz).

Em seguida, foi elaborada uma lente escalonada de alumínio que respeitasse o diâmetro e frequência da cerâmica. O material escolhido para a lente foi o alumínio, que possui velocidade de propagação maior do que da água. Seu formato côncavo foi escolhido uma vez que deseja-se ter um feixe de ultrassom convergente.

Na Figura 3 estão os elementos do transdutor, montados sequencialmente como estão dispostos, e na Figura 4, o transdutor montado.

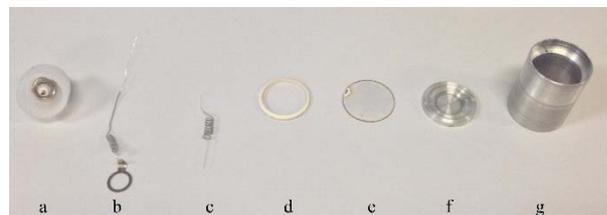


Figura 3: Componentes do transdutor: (a), suporte para o conector BNC; (b), contato BNC-lente; (c) contato BNC-cerâmica; (d), aro isolante dos contatos; (e) cerâmica piezoelétrica; (f), lente de alumínio e (g), corpo do transdutor.

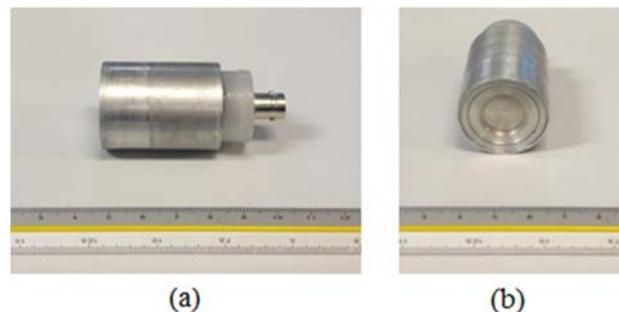


Figura 4: Vistas (a) lateral e (b) frontal do transdutor montado.

A etapa final da montagem foi a fixação da lente sobre a cerâmica com epóxi. Foi colocada uma quantidade de

epóxi para que o excesso escorresse pela parte interna e fixasse também o suporte do conector BNC.

**Mapeamento do campo acústico** – Para avaliar o desempenho do transdutor, o mapeamento de seu campo acústico foi realizado em um tanque com água destilada. A medição foi feita utilizando um hidrofone de agulha (*Precision Acoustics*, 0,5 mm) conectado a um trilho controlado por uma rotina desenvolvida no ambiente de programação LabVIEW (*National Instruments*) e ligado a um osciloscópio (*Tektronix*, TDS3014B, 100 MHz, 1,25 GS/s, impedância de saída de 50  $\Omega$ ).

A Figura 5 mostra o eixo de coordenadas no qual o transdutor analisado.



Figura 5: Eixo de coordenadas adotado nas varreduras em 1-D.

O transdutor foi colocado em um suporte e o hidrofone foi posicionado de modo a captar o campo do ultrassom em 1-D. A Figura 6 apresenta o mapeamento nos eixos X, Y e Z. Cada um desses mapeamentos passa pelo eixo central do transdutor.

É importante mencionar que o padrão da Figura 6c se assemelha ao da Figura 6b. Ambos gráficos possuem a mesma faixa de amplitude central e lateral. Devido à normalização automática da escala do gráfico pelo programa, a presença de um pico na Figura 6c faz com que a mesma curva obtida em 6b apareça reduzida.

Para evitar danos ao transdutor e ao hidrofone, o mapeamento em X foi feito a partir de 10 mm da face do transdutor e os mapeamentos em Y e Z feitos a 10 mm.

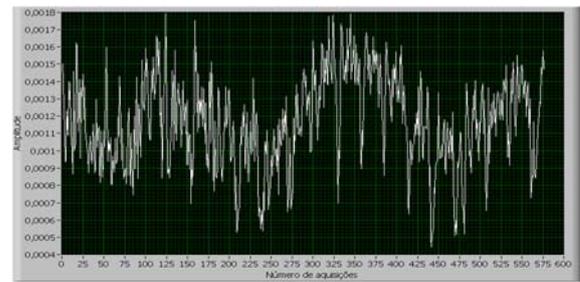
O trilho, sobre o qual o hidrofone está montado, está programado para mover-se em passos de 0,147 mm. A quantidade de passos em cada eixo foi: 580 passos, 380 passos e 380 passos. Isso representa um deslocamento total de 85,26 mm em X e 55,86 mm em Y e Z.

O mapeamento em X, referente ao campo ao longo do eixo central, apresentou muito ruído, mas mesmo assim é possível perceber uma maior amplitude do sinal entre os passos 250 e 450.

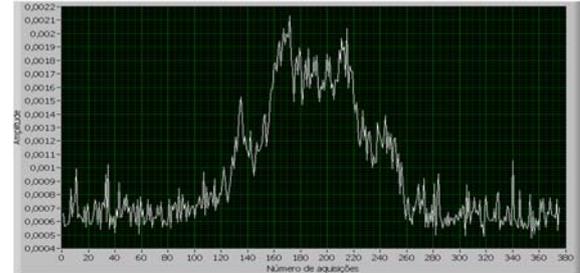
Os mapeamentos em Y e Z foram feitos de tal forma a passar pelo eixo central do transdutor e revelam que o comportamento do campo gerado é formado bem próximo ao eixo.

## Resultados

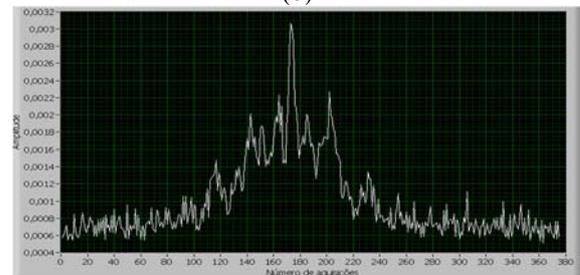
Os valores obtidos na simulação com o software Wave2000® estão dentro do intervalo encontrado experimentalmente com as varreduras 1-D.



(a)



(b)



(c)

Figura 6: (a): mapeamento ao longo do eixo X (eixo central), partindo de 10 mm de distância da face do transdutor até 95,26 mm; (b) mapeamento ao longo do eixo Y (horizontal), realizado no plano YZ, com X = 10 mm e (c) Mapeamento ao longo do eixo Z (vertical), realizado no plano YZ, com X = 10 mm.

A Figura 7 apresenta os resultados das simulações dos 9 receptores alinhados verticalmente em diferentes distâncias da lente. Pode-se notar que a região focal encontra-se entre  $x = 57,5$  mm e  $x = 60,0$  mm, uma vez que neste intervalo as intensidades mais distantes do eixo são bem menores.

Na simulação a região focal se localiza entre 55,0 mm e 60,0 mm. Nos mapeamentos, percebeu-se que a região focal encontra-se entre os passos 250 e 450, isto é, 46,75 mm e 76,15 mm.

Nos mapeamentos em Y e Z, pode-se perceber uma boa simetria no plano do feixe.

Observando a Figura 7, nota-se que as colunas referentes aos receptores pares, que estão abaixo do eixo central, possuem valores ligeiramente maiores do que seus receptores opostos.

## Discussão

As simulações e os mapeamentos em Y e Z (Figuras 6b e 6c) indicam uma maior intensidade do sinal na

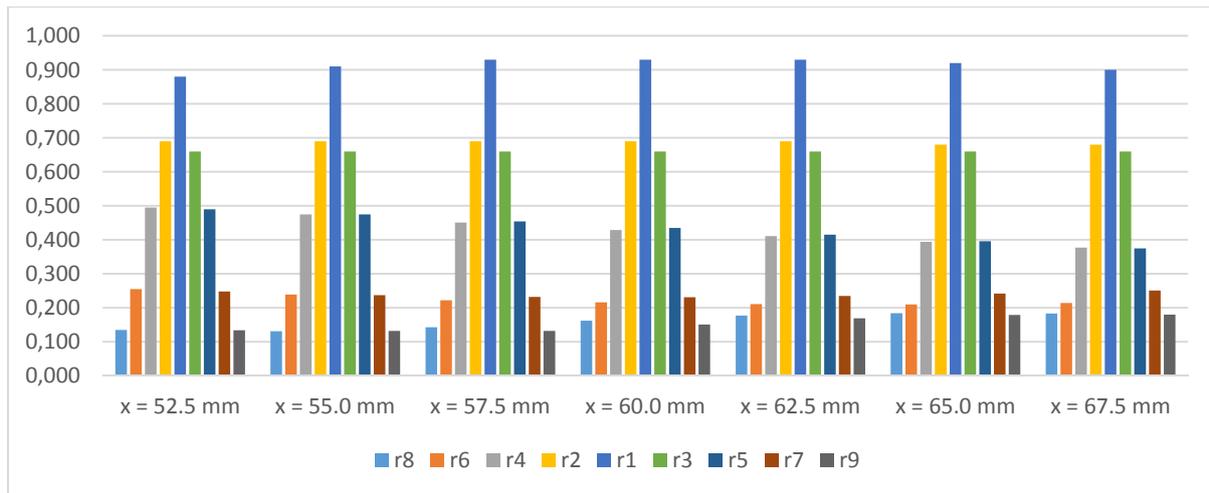


Figura 7: Cada gráfico representa as amplitudes dos 9 receptores (r1 à r9) à uma distância ‘x’ da lente, que varia com intervalos de 2,5 mm. Resultados obtidos a partir da simulação no software Wave2000®.

região em torno do eixo central do transdutor, caracterizando um feixe estreito. Porém pode-se perceber um valor máximo da intensidade no eixo X (Figura 6a, entre os passos 250 e 450). Esse comportamento foi obtido devido à lente utilizada.

No entanto, durante os mapeamentos, houve interferência, o que resultou em medições ruidosas e impediu um mapeamento mais apropriado (2-D), ou até mesmo o mais completo (3-D).

Todos os cabos foram substituídos e tentou-se eliminar eletricidade estática da superfície que sustenta o trilho, mas essas medidas apenas reduziram levemente o ruído. Além disso, os mapeamentos foram repetidos diversas vezes e ainda assim não foi possível eliminar o ruído completamente.

O hidrofone foi único componente não substituído. A ponta do hidrofone apresentava uma coloração desgastada, alterando sua sensibilidade. Por tratar-se do componente mais importante do experimento, é ele o possível causador da leitura ruidosa.

É necessário melhorar a relação sinal ruído para que simulações em 2-D sejam feitas e, conseqüentemente, um mapeamento mais completo do sinal.

As próximas etapas do projeto incluem projetar lentes de Fresnel, lentes esféricas de epóxi e PVCP e comparar os resultados com os obtidos com a lente escalonada.

## Conclusão

Foi possível construir um transdutor focalizado com frequência central de 3,5 MHz. Os resultados obtidos demonstraram concordância entre a simulação no software Wave2000® e os mapeamentos do campo do transdutor construído nos eixos X, Y e Z, apesar de terem sido feitas apenas mapeamentos em 1-D do campo produzido pelo transdutor.

A eliminação do ruído e mapeamentos em 2-D e 3-D poderão comprovar um melhor comportamento do feixe e uma maior eficiência do transdutor na utilização em

terapia.

## Referências

- [1] A. Huang, S. Mankani, and C. Choo, “Object detection in ultrasound elastography for use in HIFU treatment of cancer,” 2014, p. 904019.
- [2] C.-X. Li, G.-L. Xu, Z.-Y. Jiang, J.-J. Li, G.-Y. Luo, H.-B. Shan, R. Zhang, and Y. Li, “Analysis of clinical effect of high-intensity focused ultrasound on liver cancer,” *World J. Gastroenterol.*, vol. 10, no. 15, pp. 2201–2204, 2004.
- [3] J. Bijelic and M. Cocic, “Savremena dostignuca u tehnici i medicinskoj dijagnostici u gastroenterologiji,” *U Prvo Jugosl. Savetov. “Tehnikaimedicina” Održano U Beogr.*, pp. 41–70, 1985.
- [4] H. U. Ahmed, E. Zacharakis, T. Dudderidge, J. N. Armitage, R. Scott, J. Callear, R. Illing, A. Kirkham, A. Freeman, and C. Ogden, “High-intensity-focused ultrasound in the treatment of primary prostate cancer: the first UK series,” *Br. J. Cancer*, vol. 101, no. 1, pp. 19–26, 2009.
- [5] J. K. Chan, “Magnetic Resonance-guided Focused Ultrasound (MRgFUS) Treatment of Uterine Fibroid,” *Donald Sch. J. Ultrasound Obstet. Gynecol.*, vol. 4, no. 2, 2010.
- [6] K. R. Gorny, B. J. Borah, A. L. Weaver, D. Brown, D. A. Woodrum, E. A. Stewart, and G. K. Hesley, “Clinical predictors of successful magnetic resonance-guided focused ultrasound (MRgFUS) for uterine leiomyoma,” *J. Ther. Ultrasound*, vol. 1, no. 1, p. 15, Sep. 2013.
- [7] “Modulus of Elasticity - Young Modulus for some common Materials.” [Online]. Available: [http://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d\\_417.html](http://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d_417.html). [Accessed: 04-Apr-2014].
- [8] “Densities of Miscellaneous Solids.” [Online]. Available:

[http://www.engineeringtoolbox.com/density-solids-d\\_1265.html](http://www.engineeringtoolbox.com/density-solids-d_1265.html). [Accessed: 04-Apr-2014].

- [9] H. Azhari, *Basics of biomedical ultrasound for engineers*. Hoboken, N.J.: Wiley : IEEE, 2010.