



ESTUDO DA FOCALIZAÇÃO DE CAMPOS ACÚSTICOS EM ÁGUA
UTILIZANDO LENTES ESCALONADAS E DE FRESNEL

Tiago de Freitas Damasceno da Rocha

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.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Rio de Janeiro

Março de 2016

ESTUDO DA FOCALIZAÇÃO DE CAMPOS ACÚSTICOS EM ÁGUA
UTILIZANDO LENTES ESCALONADAS E DE FRESNEL

Tiago de Freitas Damasceno da Rocha

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. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

André Victor Alvarenga, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2016

Rocha, Tiago de Freitas Damasceno da

Estudo da focalização de campos acústicos em água utilizando lentes escalonadas e de Fresnel / Tiago de Freitas Damasceno da Rocha. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

IX, 39 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 37-39.

1. Focalização. 2. Campos acústicos. 3. Lentes de Fresnel. 4. Lentes escalonadas I. von Krüger, Marco Antônio, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedicatória

Aos meu pais, Ricardo e Célia, ao meu irmão, Pedro, e à minha namorada, Aline. O apoio incondicional de vocês tornou possível a realização deste trabalho e sempre me motivou a seguir em frente e nunca desistir.

Agradecimentos

Aos meus orientadores, Marco Antônio von Krüger e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, pelos ensinamentos e dedicação na execução deste trabalho.

Aos membros da banca, Roberto Macoto Ichinose e André Alvarenga, pela compreensão e disponibilidade.

Ao amigo Mário Novaes, por ter acreditado em mim desde antes do começo dos meus estudos e ter me mostrado um novo mundo de possibilidades.

À minha madrinha, Valéria, e ao meu primo, Theo, por terem me dado constante apoio desde que me mudei para o Rio. Obrigado pelo carinho e pelo peixe!

A todos os amigos que fiz no LUS que me proporcionaram momentos e ensinamentos que nunca esquecerei.

Ao Amauri Xavier, pela ajuda na confecção dos moldes e lentes.

À CAPES pelo apoio financeiro.

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

ESTUDO DA FOCALIZAÇÃO DE CAMPOS ACÚSTICOS EM ÁGUA UTILIZANDO LENTES ESCALONADAS E DE FRESNEL

Tiago de Freitas Damasceno da Rocha

Março/2016

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

Neste trabalho é apresentado um estudo da focalização dos campos acústicos gerados por ultrassom utilizando lentes escalonadas e de Fresnel. Em comparação às lentes esféricas, requerem menos material e possuem uma menor atenuação. Foram utilizados dois transdutores de face circular plana de 30 mm de diâmetro operando na frequência de 3 MHz. A um destes transdutores foi fixada uma lente escalonada de alumínio. Ao outro transdutor foram acopladas independentemente: uma lente escalonada de alumínio, duas lentes de Fresnel de epóxi e três lentes de Fresnel de silicone. O campo gerado por cada configuração “transdutor + lente” foi simulado em software COMSOL®, e também mapeado em tanque acústico. Todas as lentes acopladas independentemente aproximaram a região focal (aproximação de 60% a 90%) e aumentaram consideravelmente amplitude (aumento de 5% a 478%). As lentes de Fresnel de silicone foram as mais efetivas, promovendo um aumento de amplitude de até 478% do valor de referência, bem como uma da região focal 90% mais próxima da face do transdutor.

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

STUDY OF THE FOCALIZATION OF ACOUSTIC FIELD IN WATER USING
ZONE AND FRESNEL LENSES

Tiago de Freitas Damasceno da Rocha

March/2015

Advisors: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

In this work, a study of the focalization of acoustic fields generated by ultrasound using zone and Fresnel acoustic lenses is presented. Compared to the spherical lenses, Fresnel lenses require less material and account for a lower attenuation. Two circular flat-faced transducer were used. The diameter of the face is 30 mm and its operational frequency is 3 MHz. An aluminum zone lens was fixed to one transducer. Several lenses were independently coupled to the other: an aluminum zone lens, two epoxy Fresnel lenses and three silicone Fresnel lenses. The manufacturing of the lenses and the mapping of their acoustic fields were preceded by simulations on the software COMSOL Multiphysics®. Every coupled lens shortened the focal region (from 60% to 90%) and increased the amplitude considerably (from 5% to approximately 400%). The silicone Fresnel lenses were more effective, increasing the amplitude of the focal region by up to 478% and reducing the focal region by 90% of the reference values.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. Objetivos	3
2.1. Gerais	3
2.2. Específicos	3
3. Fundamentação teórica.....	4
3.1. Efeito piezoelétrico.....	4
3.2. Pressão ao longo do eixo central	5
3.3 Lentes acústicas	6
3.3.1. Lente escalonada.....	8
3.3.2. Lente de Fresnel.....	8
4. Revisão da Literatura	10
5. Materiais e métodos	12
5.1. Materiais	12
5.2. Lentes escalonadas	13
5.2.1. Lente escalonada de alumínio I	13
5.2.2. Lente escalonada de alumínio II.....	14
5.3. Lentes de Fresnel	15
5.4. Montagem do transdutor LUS	17
5.5. Montagem experimental para o mapeamento do campo ultrassônico dos transdutores.....	18
5.6. Simulação em COMSOL.....	19
5.6.1. Transdutor KLD	20
5.6.2. Lente escalonada de alumínio I	20
5.6.3. Lente escalonada de alumínio II.....	21
5.6.4. Lente escalonada de epóxi 1	22
5.6.5. Lente escalonada de epóxi 2	23
5.6.5. Lente escalonada de silicone 1	23
5.6.7. Lente escalonada de silicone 2	24
5.6.8. Lente escalonada de silicone 3	25
6. Resultados	27

6.1. Lentes escalonadas de alumínio	27
6.2. Lentes de Fresnel de epóxi	29
6.3. Lentes de Fresnel de silicone.....	31
7. Discussão.....	34
8. Conclusão	36
Referências bibliográficas	37

1. INTRODUÇÃO

Ultrassom (US) é uma onda acústica cuja frequência está acima do limiar de percepção dos humanos (20 Hz à 20 kHz). Suas propriedades físicas, no entanto, são as mesmas dos sons audíveis (WELLS, 1969).

O US é gerado a partir de um material piezoelétrico. Este efeito foi descoberto em 1880 pelos irmãos Pierre e Jacques Curie. Materiais piezoelétricos sofrem deformação mecânica na presença de uma diferença de potencial (WELLS, 1969). Os irmãos Curie demonstraram este efeito em cristais de turmalina, quartzo, topázio, açúcar e sal de Rochelle (tartarato de sódio e potássio).

O efeito piezoelétrico é empregado tanto na produção quanto na detecção de US, sendo capaz de gerar US em frequências acima de 500 kHz, que é a faixa utilizada em meios biológicos (LYNN et al., 1942).

Em 1917, o físico francês Paul Langevin criou o primeiro sonar utilizando cristais de quartzo acoplados a placas metálicas para produzir e detectar US em um tanque com água. Poucas décadas depois, cerâmicas piezoelétricas como o titanato zirconato de chumbo (PZT) e o titanato de bário foram descobertas e são utilizadas até os dias atuais na fabricação de transdutores.

A frequência de funcionamento de um aparelho de US é definida pela frequência da cerâmica piezoelétrica acoplada à sua face. Em terapia, 1 MHz e 3 MHz são frequências muito utilizadas, uma vez que provocam aquecimento de maneira controlada e possuem boa penetração através da pele (NOWAK; FLESHMAN; LEWIS, 2015; OHWATASHI *et al.*, 2015; SILVEIRA *et al.*, 2015).

O US é amplamente utilizado em terapia para acelerar a absorção de medicamentos através da pele (sonoforese) (LAVON; KOST, 2004; POLAT *et al.*, 2011), acompanhamento (JÄRVINEN *et al.*, 2007; VLYCHOU; TEH, 2008; WOODHOUSE; MCNALLY, 2011) e tratamento de lesões musculares (HAAR, 2007; MASON, 2011; PALIWAL; MITRAGOTRI, 2008).

No campo biomédico, a importância do US estende a muitas áreas, como obstetrícia e ginecologia, oncologia e cardiologia. Na obstetrícia e ginecologia, o ultrassom possibilita ver o sexo, tamanho e posição do feto, bem como a presença de tumores no ovário ou nas mamas (LUNA, 2015; RAPOPORT *et al.*, 2011). Na cardiologia, o ecocardiograma possibilita a medição das câmaras e do músculo,

facilitando a identificação de alguma anormalidade tanto estrutural quanto relacionada ao fluxo sanguíneo pelas suas cavidades (TANTER; FINK, 2014).

Além da utilização do US para imagem, ele também é utilizado para o tratamento de lesões órgãos internos através da focalização do seu campo acústico (AKIYAMA; KAMAKURA, 2005; SATO *et al.*, 2008). Esta focalização pode ser feita com o emprego de lentes acústicas cônicas, toroidais ou esféricas (ICHINOSE, 1992) ou por meio eletrônico (ALIAEV *et al.*, 1999). Este trabalho aborda a focalização por lentes acústicas, buscando estudar outros tipos de lente e materiais na focalização do US.

2. Objetivos

2.1. Gerais

O objetivo deste trabalho é estudar a técnica de focalização estática utilizando lentes escalonadas e de Fresnel para focalização do campo acústico gerado por um transdutor de 3 MHz.

2.2. Específicos

- Simular com o software COMSOL Multiphysics® campos ultrassônicos gerados a 3MHz, com transdutores de face plana e com lentes escalonadas e de Fresnel confeccionadas em alumínio, epóxi e silicone;
- Fazer o mapeamento do campo acústico gerado pelo transdutor de 3 MHz de face plana e em seguida fazer o mapeamento do campo gerado usando as lentes escalonadas e de Fresnel;
- Discutir a viabilidade das lentes propostas e potenciais aplicações.

3. Fundamentação teórica

As ondas acústicas são exemplos de ondas mecânicas, uma vez que precisam de um meio para se propagar. Elas se propagam longitudinalmente, criando regiões de compressão e rarefação no sentido de propagação (EVEREST, 2001). A velocidade do ultrassom em um meio está relacionada com sua densidade e módulo elástico de acordo com a Eq. 3.1:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}, \quad (3.1)$$

onde K é o módulo elástico ($\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-2}$) e ρ a densidade (kg m^{-3}) (FISH, 1990).

3.1. Efeito piezoelétrico

O efeito piezoelétrico é o aparecimento de uma diferença de potencial, gerando uma corrente elétrica, em resposta a uma deformação mecânica de um material. Se trata de um processo reversível, onde uma diferença de potencial gera uma deformação mecânica no material (efeito piezoelétrico reverso) (KUTTRUFF, 1991).

Este efeito ocorre em materiais que não possuem um eixo de simetria (anisotrópicos), como alguns cristais encontrados na natureza (quartzo e turmalina) e cerâmicas (titanato de bário, BaTiO_2 ; titanato zirconato de chumbo, PZT). Tal comportamento está ilustrado na Fig.3.1:

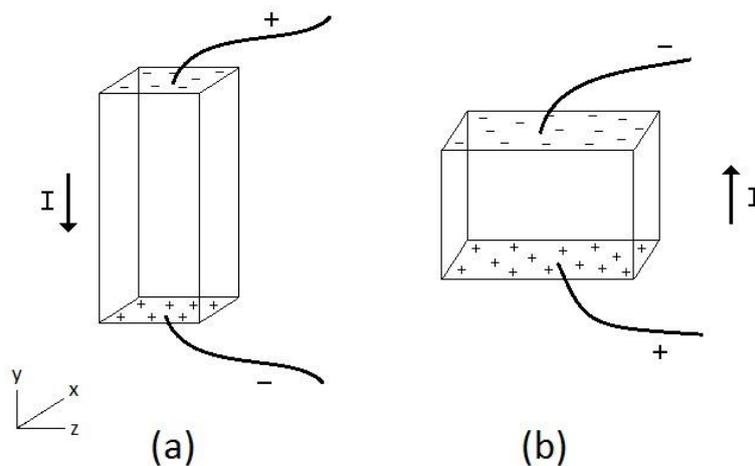


Figura 3.1 – Ilustração do efeito piezoelétrico onde uma diferença de potencial é aplicada à uma cerâmica, provocando (a) alongamento em relação ao eixo Y e (b) alongamento em relação ao plano XZ.

A diferença de potencial aplicado na cerâmica Fig. 3.1 (a) causa um rearranjo da estrutura cristalina do material, provocando um alongamento em relação ao eixo y . Ao inverter a polaridade do estímulo elétrico, o alongamento se dá no plano perpendicular (xz). Esta inversão de polaridade faz com o material vibre e criando ondas mecânicas que se propagam em todas as direções.

As ondas mecânicas são longitudinais e suas velocidades variam de acordo com a Eq. 3.2:

$$v = \lambda f, \quad (3.2)$$

onde λ é o comprimento de onda e f é a frequência da cerâmica (FISH, 1990).

Se considerarmos um material piezoelétrico cúbico, sua estrutura vibra da mesma forma em todas as direções emitindo ondas longitudinais paralelas à todas as faces. No caso das cerâmicas piezoelétricas, que possuem a forma de disco, são geradas ondas longitudinais paralelas à face e radialmente. Porém, pelo fato do raio ser muito maior do que sua espessura, as ondas longitudinais radiais podem ser desprezadas.

3.2. Pressão ao longo do eixo central

Para estudar o comportamento da focalização das lentes acústicas foi utilizado um transdutor de fisioterapia cuja cerâmica piezoelétrica gera um campo acústico similar ao produzido por pistão. Uma cerâmica deste tipo está representada na Fig. 3.3, e sua amplitude de pressão axial está representada na Eq. 3.3 (KINSLER, 2000):

$$P_{ax}(r) = \frac{1}{2} \rho_0 c U_0 \left(\frac{a}{r} \right) k a, \quad (3.3)$$

onde P_{ax} é a pressão axial [Pa]; ρ_0 , a densidade do meio de propagação [kg m^{-3}]; c , velocidade do som no meio onde se propaga a onda [m s^{-1}]; U_0 , velocidade de vibração da cerâmica [m/s]; a , raio do disco [m]; r , distância axial [m]; k , o número de onda.

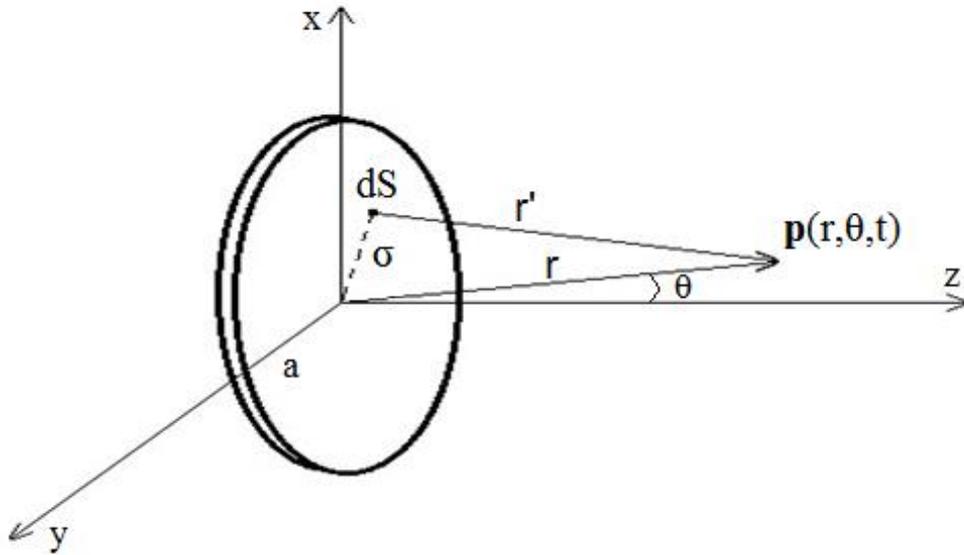


Figura 3.3 – Representação de uma cerâmica com o formato de pistão.

O comportamento da amplitude de pressão está representado na Fig. 3.4. O último máximo da amplitude de pressão separa a zona de Fresnel (campo próximo) da zona de Fraunhofer (campo distante). Para o caso onde $a \gg \lambda$, o último máximo ocorre em $x = a^2/\lambda$, como pode-se ver na figura abaixo:

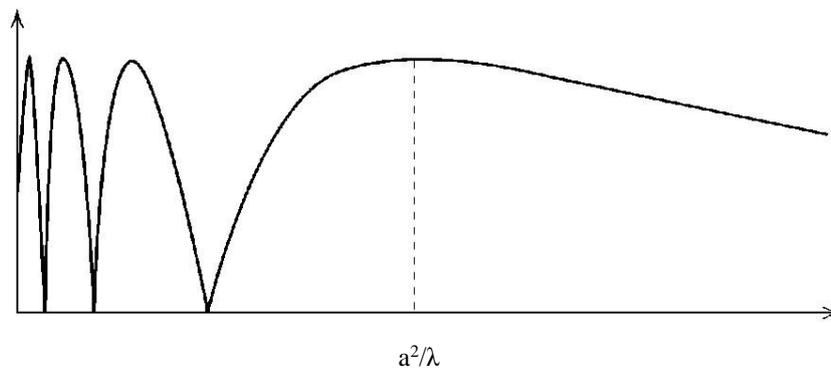


Figura 3.4 – Comportamento da amplitude de pressão de um campo gerado por uma fonte do tipo pistão.

3.3 Lentes acústicas

Lentes acústicas são lentes capazes de interagir com ondas mecânicas, fazendo com que elas converjam ou diverjam. Para que lentes acústicas sejam utilizadas na

focalização de ultrassom, elas devem ser confeccionadas com materiais cujas velocidades do som sejam significantes diferentes da velocidade do som no meio de propagação. Além disso, as impedâncias acústicas da lente e do meio de propagação devem ser tais que a reflexão no interior da lente seja a menor possível.

Lentes acústicas se comportam de forma similar às lentes ópticas. Na óptica, a diferença entre os índices de refração de dois meios define o tipo de desvio da luz. Este índice é obtido pela razão entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz no meio. Para os efeitos acústicos, o que define o ângulo de desvio em relação à normal do plano incidente é a relação entre a velocidade do som na lente (V_{lente}) e a velocidade do som no meio (V_{meio}).

Apenas as lentes de focalização estática serão discutidas neste trabalho e partem do conceito de focalização de lentes plano-côncavas e plano-convexas, como as mostradas na Fig. 3.5:

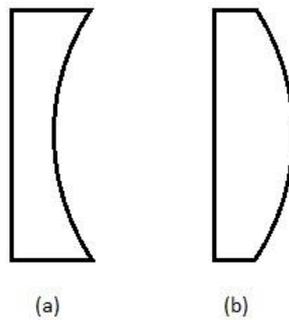


Figura 3.5 – (a) Lente plano-côncava; (b) lente plano-convexa.

A Tabela 3.2 apresenta o comportamento do feixe com base no tipo de lente e a velocidade do som na mesma:

Tabela 3.2 – Comportamento de feixes de ultrassom com respeito ao tipo de lente e velocidade do ultrassom na lente

Tipo de lente	V_{lente}	Comportamento do feixe
Plano-côncava	$> V_{\text{meio}}$	Convergente
Plano-côncava	$< V_{\text{meio}}$	Divergente
Plano-convexa	$> V_{\text{meio}}$	Divergente
Plano-convexa	$< V_{\text{meio}}$	Convergente

3.3.1. Lente escalonada

A lente escalonada é formada por degraus de alturas específicas, segundo o comprimento de onda empregado. O comprimento de onda (λ) é calculado a partir da Eq. 3.1. Leva-se em conta a velocidade do som no material da lente (m/s) e a frequência de ultrassom a ser utilizada (Hz)(AZHARI, 2010; TARNOCZY, 1965). Na Fig. 3.6 são apresentados exemplos de lentes escalonadas.

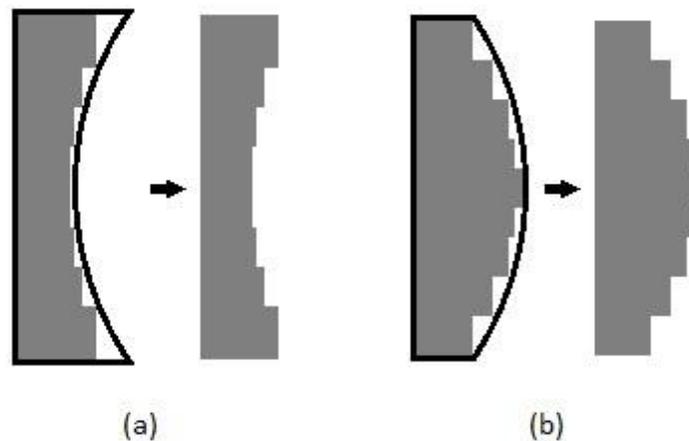


Figura 3.5 – (a) Lente escalonada plano-côncava; (b) lente escalonada plano-convexa.

Este tipo de lente possui a vantagem de melhorar a transmissão do ultrassom em uma frequência específica, utilizando alturas de degraus específicas para cada material.

3.3.2. Lente de Fresnel

Lentes de Fresnel são mais similares às lentes esféricas. Seu conceito consiste na redução da espessura de uma lente esférica, mantendo sua curvatura. A Fig. 3.6 representa uma lente de Fresnel de quatro zonas, onde cada zona é determinada por uma partição da curvatura original (WARNES, 1982).

Diferentemente das lentes escalonadas, o comprimento de onda (λ) não precisa ser levado em conta na confecção das lentes de Fresnel, uma vez que a curvatura da lente é mantida, não existe uma espessura preferencial onde a transmissão seja melhor.

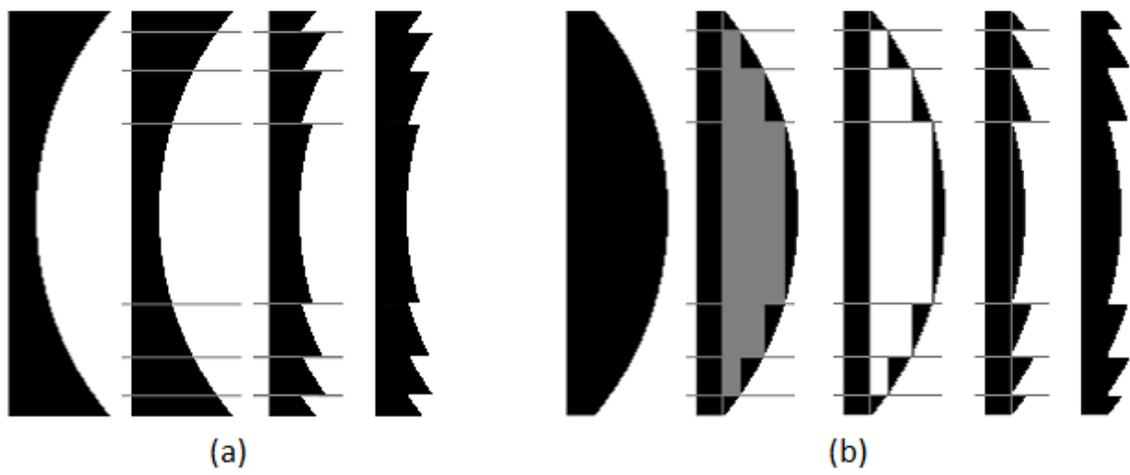


Figura 3.6 – (a) Lente de Fresnel plano-côncava; (b) lente de Fresnel plano-convexa.

4. Revisão da Literatura

A focalização de ultrassom tem sido estudada desde a primeira metade do século XX (LYNN *et al.*, 1942; LYNN; PUTNAM, 1943). Em ambos os trabalhos, a focalização do ultrassom se deu por meio de um cristal de quartzo curvado. Desde então, tanto a focalização quanto os efeitos biológicos passaram a ser alvo de estudos (LELE, 1962; LYNN *et al.*, 1942; LYNN; PUTNAM, 1944).

Em 1962, dois estudos norte-americanos (BASAURI; LELE, 1962; LELE, 1962) estudaram a focalização de ultrassom em animais utilizando lentes plano-côncavas de poliestireno e rexolite ao invés de cristais de quartzo. Comparado aos cristais de quartzo curvado, a potência transmitida pelas lentes de plástico era menor, mas eram lentes mais baratas e disponíveis na época.

Em 1965, um artigo foi publicado no periódico *Ultrasonics* (TARNOCZY, 1965) onde diferentes tipos de lentes ultrassônicas foram analisadas, dentre elas lentes plano-côncavas, plano-convexas e escalonadas. Nesse trabalho foram produzidos feixes com amplitudes mais elevadas utilizando lentes escalonadas feitas de diferentes materiais, principalmente poliestireno e acrílico, utilizando óleo como meio de propagação.

Tarnoczy demonstrou que ocorrem interferências dentro de lentes plano-esféricas devido às curvaturas (côncava ou convexa) e, portanto, ocorre uma diminuição da amplitude transmitida. Para contornar o problema de interferência no interior da lente e melhorar a transmissão (ondas em fase na face do transdutor), lentes escalonadas foram confeccionadas. Este tipo de lente possui degraus cujas alturas são múltiplos de meio comprimento de onda do ultrassom no material na lente.

Entretanto, a hipótese de utilizar lentes de Fresnel para a focalização de um campo ultrassônico possui caráter controverso. Alguns autores discutem que tais lentes não seriam apropriadas para a focalização, pois atuariam como placas paralelas “invisíveis” para o ultrassom (TARNOCZY, 1965), ou por elevada perda por modos de difração (HADIMIOGLU; ELROD; SPRAGUE, 2001).

A afirmação de Tarnoczy, no entanto, não levou em conta o efeito de aberração esférica na lente de Fresnel. As lentes esféricas exibem este efeito tanto para ondas eletromagnéticas quanto para ondas acústicas, e tal efeito é corrigido fazendo ajustes nos ângulos de inclinação de segmento das lentes.

As lentes asféricas são lentes que corrigem esta aberração, e podem ser de perfil hiperbólico (SATO *et al.*, 2008) ou elíptico (AKIYAMA; KAMAKURA, 2005), como representado nas figuras Fig. 2.1 (a) e (b). Ambos os tipos de lente apresentam um foco bem definido, uma vez que a geometria não-esférica suprime apenas os lobos laterais.

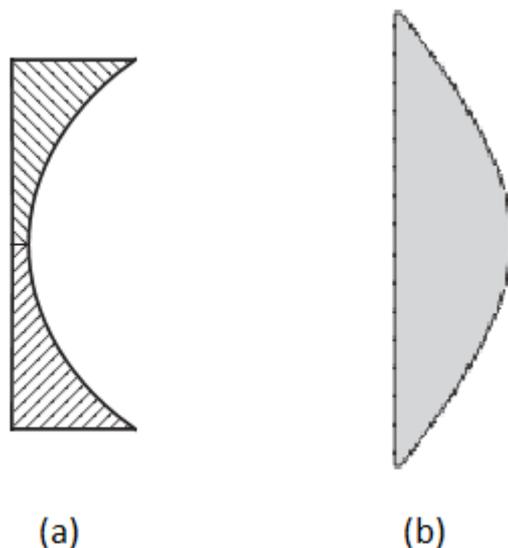


Figura 2.1 – Lentes asféricas plano-côncava (a) e plano-convexa (b). A primeira possui perfil elíptico e a segunda possui perfil parabólico.

De fato, outros autores (CHOE *et al.*, 2011; FAKLIS; MORRIS, 1995; HADIMIOGLU *et al.*, 1993; HADIMIOGLU; ELROD; SPRAGUE, 2001) defendem utilização e validade dos princípios físicos das lentes de Fresnel para a focalização do ultrassom.

Lentes acústicas e transdutores focalizados já haviam sido confeccionados no Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ (LUS). Como resultado de uma dissertação, lentes esféricas, cônicas e toroidais foram projetadas e confeccionadas e acopladas a transdutores ultrassônicos (ICHINOSE, 1992). Utilizando um transdutor não-focalizado com face de 12,7mm de diâmetro operando na frequência de 2,7 MHz, Ichinose reduziu a profundidade da região focal de 82 mm para valores entre 18,8 mm e 57,0 mm, uma redução de 77% e 31%, respectivamente.

O presente trabalho busca dar continuidade ao estudo de focalização de feixes, contemplando lentes escalonadas e de Fresnel com materiais não encontrados na literatura.

5. Materiais e métodos

Com o objetivo de estudar a focalização do campo acústico com o uso lentes, foram utilizados dois transdutores. O primeiro deles (Transdutor LUS) foi confeccionado no LUS e foi utilizado apenas para o estudo de um tipo de lente escalonada na frequência de 3MHz. O segundo foi um transdutor de fisioterapia, modelo Avatar III (KLD, São Paulo), cuja frequência de operação também é de 3 MHz. Para este segundo transdutor, foi construído um adaptador para fixar a lente na face do transdutor de forma a permitir o seu intercambio. Este método tornou mais simples e rápida a execução dos ensaios experimentais.

Uma série de lentes foi confeccionada variando-se tanto o material quanto a sua geometria. Após a confecção, foram feitos ensaios em um tanque acústico computadorizado e simulação com o software COMSOL Multiphysics® dos campos acústicos gerados pelas mesmas.

5.1. Materiais

As características acústicas dos três materiais utilizados na confecção das lentes são representadas na Tabela 5.1:

Tabela 5.1 – Materiais utilizados e seus respectivos comprimentos de onda (λ) para a frequência de 3 MHz e velocidades de propagação.

Material	Velocidade de propagação do ultrassom (m/s)	λ (mm) para $f = 3$ MHz	
		$\lambda/4$	$\lambda/2$
Alumínio	6420	0,53	1,07
Epóxi	2650	0,22	0,44
Silicone	1020	0,08	0,17

Para a confecção das lentes de epóxi e silicone foi necessário elaborar um molde para facilitar a fabricação. O material escolhido foi o teflon, devido à baixa aderência com epóxi e silicone e, portanto, facilidade de desmoldar.

O componente confeccionado para acoplar as lentes ao transdutor KLD foi feito em PVC e está apresentado na Fig. 5.1:

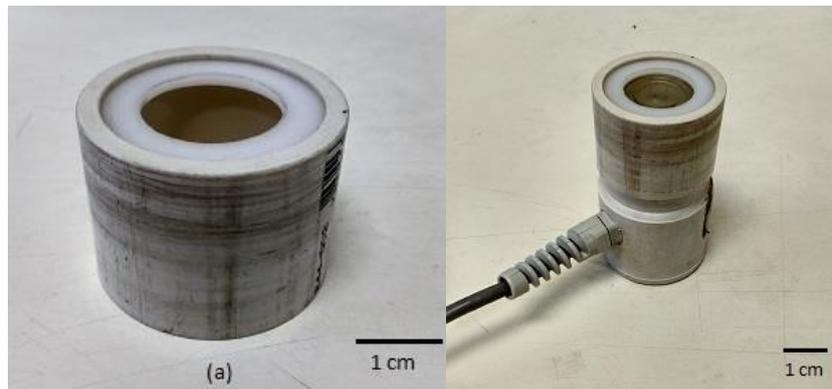


Figura 5.1 – a) Acoplador de lentes; b) “acoplador + lente” montados no transdutor KLD.

5.2. Lentes escalonadas

Duas lentes de alumínio foram confeccionadas na oficina mecânica do Programa de Engenharia Biomédica da UFRJ, seguindo dois protocolos diferentes: I e II. Ambas as lentes possuem três degraus e mesmo raio (15 mm). Os protocolos determinam a área e altura de cada degrau.

5.2.1. Lente escalonada de alumínio I

O protocolo I foi elaborado com base em dados encontrados na literatura (AZHARI, 2010; TARNOCZY, 1965). No diagrama ilustrado na Fig. 5.2, as alturas dos degraus são múltiplos de meio comprimento de onda ($n\lambda/2$; $n = 1, 2, 3$), e os raios seguem a equação a seguir (Eq. 5.2).

$$R_n = \sqrt{\left(F - \frac{n\lambda c_1}{2c_2}\right)^2 - \left(F - \frac{n\lambda}{2}\right)^2}, \quad (5.2)$$

sendo F a distância focal pré-estabelecida; λ , o comprimento de onda na lente; n , o número do degrau; C_1 , a velocidade do som no meio de propagação e C_2 a velocidade do som no material da lente.

Protocolo I:



Figura 5.2 – Projeto da lente escalonada de alumínio I para a frequência de 3 MHz com raios $R1 = 6,93$ mm, $R2 = 9,70$ mm e $R3 = 15$ mm e degraus 1, 2 e 3 com alturas $h1 = 1,07$ mm, $h2 = 2,14$ mm e $h3 = 3,21$ mm, respectivamente.

5.2.2. Lente escalonada de alumínio II

O protocolo II, por sua vez, foi proposto a fim de comparar os resultados obtidos a partir do protocolo I para a lente de alumínio de 3 degraus com raio de 15 mm. Neste caso, as alturas dos degraus são múltiplos ímpares de quartos de comprimento de onda ($m \cdot \lambda/4$; $m = 3, 5, 7$), e os raios são tais que proporcionam áreas iguais.

Protocolo II:



Figura 5.3 – Projeto da lente escalonada de alumínio II para a frequência de 3 MHz com raios $R1 = 8,6$ mm, $R2 = 12,2$ mm e $R3 = 15$ mm e degraus 1, 2 e 3 com alturas $h1 = 1,6$ mm, $h2 = 2,7$ mm e $h3 = 3,7$ mm, respectivamente.

A Tabela 5.2 apresenta os valores dos raios e das alturas dos degraus dos dois protocolos analisados:

Tabela 5.2 – Materiais utilizados e suas respectivas velocidades e comprimentos de onda (λ) para a frequência de 3 MHz.

Protocolo	r1 (mm)	r2 (mm)	r3 (mm)	h1 (mm)	h2 (mm)	h3 (mm)
I	6,93	9,70	15,00	1,07	2,14	3,21
II	8,60	12,20	15,00	1,60	2,70	3,70

Esta lente foi fixada ao transdutor confeccionado no LUS e, portanto, não pôde ser utilizada com o transdutor KLD.

5.3. Lentes de Fresnel

A lente de Fresnel consiste em uma lente esférica com sua curvatura seccionada e cada secção recuada. A vantagem deste tipo de lente é focalizar utilizando uma lente mais fina e, conseqüentemente, reduzindo perda de energia por absorção na mesma. Foram confeccionadas lentes de epóxi e de silicone.

A lente de epóxi foi obtida da mistura da resina de epóxi Araldite® GY 257 e do endurecedor Aradur 2963-C (Huntsman, distribuído por Araltec Produtos Químicos Ltda., Guarulhos, São Paulo), a uma razão de 100:48. Em seguida, a mistura foi colocada na câmara de vácuo por 30 minutos para a retirada das bolhas de ar. Por fim, a mistura foi despejada no molde e desmoldada 24 horas depois.

O processo para a obtenção do silicone foi o mesmo, mudando apenas os reagentes e suas proporções. Foram utilizados um pré-polímero (RTV 615A, Momentive, Nova Iorque, Estados Unidos) e um agente curador (RTV 615B, Momentive, Nova Iorque, Estados Unidos), a uma razão de 10:1.

A medição da proporção dos materiais foi feita com uma balança de precisão da marca Ohaus, modelo ARA520 (Nova Jérsei, Estados Unidos). A remoção das bolhas de ar foi feita com uma bomba de vácuo Suryha 7CFM (Rio Grande do Sul, Brasil). As especificações técnicas de ambas estão dispostas na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Especificações técnicas da balança de precisão e da bomba de vácuo.

Balança de precisão	Bomba de vácuo
<ul style="list-style-type: none"> • Ohaus Adventurer: ARA520 • Capacidade: 1500g • Sensibilidade: 0.01g • Repetitividade: 0.01g • Display: LCD 3 cm • Diâmetro do prato: 18 cm 	<ul style="list-style-type: none"> • Capacidade: 7CFM ($\text{m}^3 \text{min}^{-1}$) • Medidas (LxAxP): 130mm x 250mm x 340mm • Vazão: 180 Litros por minuto • Potência: 375 W/h • Tensão: Bivolt chaveado 110V / 220V • Frequência: 60Hz • Vácuo Máximo: 120~450 (Micron) • Corrente: $127\text{V} = 3,4 / 220\text{V} = 1,7 \text{ A}$ • Peso: 10Kg

Fig. 5.4 e Fig. 5.5 apresentam os moldes de teflon que foram utilizados para a confecção das lentes de epóxi e silicone.

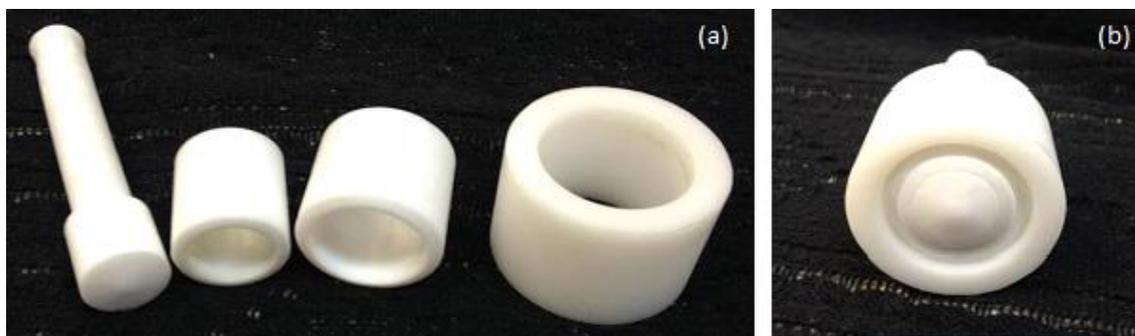


Figura 5.4 – Molde de teflon para a confecção das lentes de Fresnel de epóxi: a) desmontado; b) montado.



Figura 5.5 – Molde de teflon para a confecção das lentes de Fresnel de silicone: a) desmontado; b) montado.

As figuras abaixo mostram as lentes de epóxi (Fig. 5.6) e silicone (Fig. 5.7):



Figura 5.6 – Lentes de Fresnel de epóxi confeccionadas com o molde da Fig. 5.4.



Figura 5.7 – Lentes de Fresnel de silicone confeccionadas com o molde da Fig. 5.5.

5.4. Montagem do transdutor LUS

O transdutor construído no LUS foi elaborado utilizando uma lente escalonada que segue o Protocolo II com o qual pretendeu-se testar uma variante do protocolo encontrado na literatura.

Como discutido no Cap. 3, como a velocidade do som no alumínio é maior do que na água, o formato da lente deve ser côncavo para que ocorra a focalização.

A Fig. 5.8 mostra os componentes utilizados na confecção do transdutor:

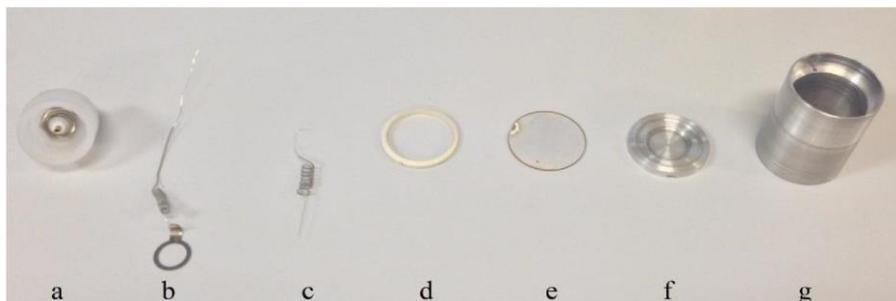


Figura 5.8 – Componentes do transdutor: (a) suporte para o conector BNC; (b) contato BNC-lente; (c) contato BNC-cerâmica; (d) aro isolante dos contatos; (e) cerâmica piezoelétrica; (f) lente escalonada de alumínio e (g) corpo do transdutor.

Inicialmente foram feitas as conexões dos componentes (b) e (c) no conector BNC. O componente (b) foi fixado na porca do conector BNC, e o componente (c) foi soldado no contato central do conector BNC.

O suporte para o conector BNC foi encaixado na parte inferior do corpo do transdutor. O primeiro componente a ser posicionado na parte superior foi o aro isolante, que impede que a cerâmica piezoelétrica faça contato com o corpo do transdutor. Em seguida, a cerâmica foi soldada no componente (c) e posicionada sobre o aro.

O componente (b) atravessa o corpo do transdutor por sua parede, passa pelo aro e pela cerâmica até chegar na parte superior do transdutor onde é soldado na lente.

Uma vez soldado, foi aplicado epóxi sobre a cerâmica para a colocação da lente. O epóxi é responsável tanto por acoplar a cerâmica à lente quanto à parede interna do corpo do transdutor, tornando-o uma peça única, como mostra a Fig. 5.9:



Figura 5.9: (a) vista lateral e (b) vista frontal do transdutor.

5.5. Montagem experimental para o mapeamento do campo ultrassônico dos transdutores

O mapeamento do campo acústico foi feito em um tanque acústico computadorizado com água deionizada à temperatura de 25° Celsius.

Conforme pode ser observado na Fig. 5.10, o transdutor emissor foi mantido em posição por um segurador preso a uma haste fixada a um suporte que permite ajuste do alinhamento de seu eixo longitudinal segundo o eixo X do tanque. Uma outra haste fixada ao sistema de posicionamento e varredura XYZ do tanque mantém o hidrofone de agulha (Precision Acoustics) em posição. O hidrofone possui área ativa com diâmetro de 0,5 mm. Uma vez que todas medições são normalizadas, não é necessário calibrar o hidrofone de acordo com a carta de calibração. O sistema de posicionamento é

computadorizado e tanto a varredura quanto a aquisição dos dados são controladas por uma rotina de LabVIEW (National Instruments).

A varredura segundo os eixos x , y , e z é realizada com passos de 0,174 mm ou múltiplos deste valor. Foram realizados mapeamentos em 1D (eixo x) e em 2D (planos xz e yz). Os sinais do hidrofone são adquiridos e digitalizados por um osciloscópio (Tektronix TDS3054, Tektronix) que os transmite por meio de uma conexão GPIB ao computador onde são armazenados. O transdutor foi excitado por um gerador de sinais (Tektronix AFG 3021B, Tektronix) com sinal pulsado de 5 ciclos, frequência de 3 MHz e amplitude pico a pico de 10 mV.

A montagem experimental está representada na Fig.5.10. O gerador de sinais excita o transdutor que se encontra no tanque acústico. As ondas emitidas são captadas pelo hidrofone e sinal recebido é enviado para um osciloscópio e captado pelo computador no programa LabVIEW.

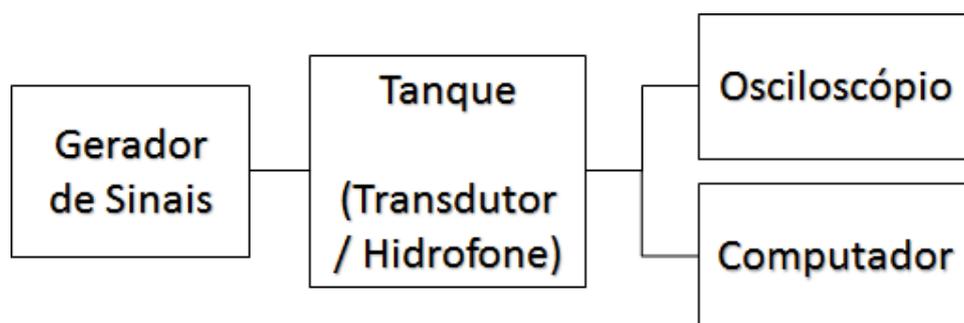


Figura 5.10 – Esquema da montagem experimental do mapeamento do campo acústico.

5.6. Simulação em COMSOL

O software COMSOL Multiphysics 5.0 (*COMSOL Multiphysics*, COMSOL) foi utilizado nas simulações dos campos acústicos. Este software utiliza o método de elementos finitos para simular como algum material e sua geometria reage a efeitos físicos como pressão, vibração, aquecimento, dentre outros.

Um total de oito simulações foram realizadas, uma para cada configuração experimental. A primeira simulação foi do transdutor KLD sem lentes acopladas. Em seguida, foram realizadas duas simulações para as lentes de alumínio (I e II), duas simulações para as lentes de epóxi (1 e 2), e três simulações para as lentes de silicone (1, 2 e 3).

Para maximizar o tempo de simulação, foi utilizado o modelo geométrico axissimétrico. Dessa forma, a geometria inserida é espelhada em relação ao eixo, e o produto final é perfeitamente simétrico.

Outro fator importante para maximizar o tempo de simulação é o tamanho da malha. Quanto menor o tamanho da malha, mais bem resolvido ficam as soluções (menos ruidosas), tanto em 1D, quanto em 2D. Porém, existe um limiar no qual uma redução no tamanho da malha deixa de causar uma melhoria nas soluções. Portanto, os tamanhos máximos dos componentes da malha foram estabelecidos como os menores tamanhos capazes de resolver os gráficos em 1D e 2D com o menor ruído.

A água foi o meio de propagação em todas as simulações. Foi também adicionado uma camada absorvedora no entorno da geometria (*Perfectly Matched Layer*), para evitar a reflexão e conseqüente interferência das ondas no interior da geometria.

5.6.1. Transdutor KLD

A primeira simulação realizada foi do transdutor KLD sem nenhuma lente acoplada. O resultado desta simulação servirá de base para comparação com as simulações com as lentes acopladas à sua face.

5.6.2. Lente escalonada de alumínio I

A lente de alumínio I foi simulada com o material alumínio e a geometria foi inserida a por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.11 e com a Tabela 5.4, respectivamente:



Figura 5.11 – Ilustração do perfil da lente de alumínio I.

Tabela 5.4 – Dimensões do perfil radial da lente de alumínio I representada na Fig. 5.11.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	3,21
9,7	3,21
9,7	2,14
6,93	2,14
6,93	1,07
0	1,07

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

5.6.3. Lente escalonada de alumínio II

A lente de alumínio II foi simulada com o material alumínio e a geometria foi inserida a por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.12 e com a Tabela 5.6, respectivamente:

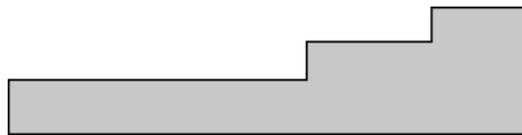


Figura 5.12 – Ilustração do perfil da lente de alumínio II.

Tabela 5.6 – Dimensões do perfil radial da lente de alumínio I representada na Fig. 5.12.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	3,70
12,2	3,70
12,2	2,70
8,6	2,70

8,6	1,60
0	1,60

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

5.6.4. Lente escalonada de epóxi 1

A lente de epóxi 1 foi simulada com o material epóxi e sua geometria foi inserida por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.13 e com a Tabela 5.7, respectivamente:



Figura 5.13 – Ilustração do perfil da lente de epóxi 1.

Tabela 5.7 – Dimensões do perfil da lente de epóxi representada na Fig. 5.13.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	3,20
11,75	1,50
11,75	2,67
8,75	1,40
8,75	2,90
0	1,44

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

5.6.5. Lente escalonada de epóxi 2

A lente de epóxi 2 foi simulada com o material epóxi e sua geometria foi inserida por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.14 e com a Tabela 5.8, respectivamente:

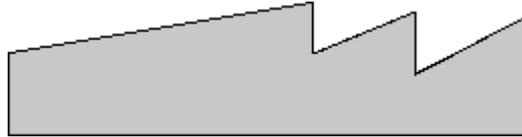


Figura 5.14 – Ilustração do perfil da lente de epóxi 2.

Tabela 5.8 – Dimensões do perfil da lente de epóxi representada na Fig. 5.14.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	3,52
11,75	1,82
11,75	3,58
8,75	2,31
8,75	3,79
0	2,33

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

5.6.5. Lente escalonada de silicone 1

As lentes de silicone 1 foi simulada com o material silicone e sua geometria foi inserida por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.15 e com a Tabela 5.9, respectivamente:

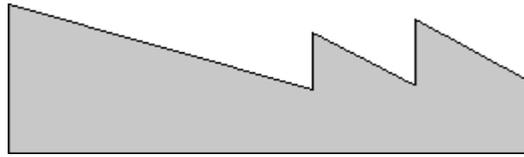


Figura 5.15 – Ilustração do perfil da lente de alumínio II.

Tabela 5.9 – Dimensões do perfil radial da lente de alumínio I representada na Fig. 5.15.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	2,50
11,75	4,62
11,75	2,35
8,75	4,22
8,75	2,22
0	5,13

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

5.6.7. Lente escalonada de silicone 2

A lente de silicone 2 foi simulada com o material silicone e a geometria foi inserida a por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.16 e com a Tabela 5.10, respectivamente:

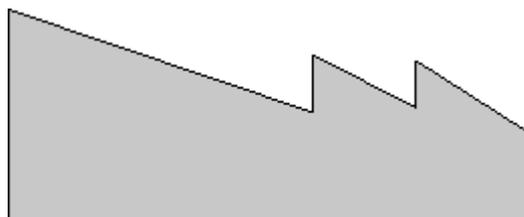


Figura 5.16 – Ilustração do perfil da lente de alumínio II.

Tabela 5.10 – Dimensões do perfil radial da lente de alumínio I representada na Fig. 5.16.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	2,50
11,75	4,62
11,75	3,21
8,75	4,79
8,75	3,14
0	6,10

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

5.6.8. Lente escalonada de silicone 3

A lente de silicone 3 foi simulada com o material silicone e a geometria foi inserida a por meio dos raios (r) e altura em relação à base (z), de acordo com a Fig. 5.17 e com a Tabela 5.11, respectivamente:

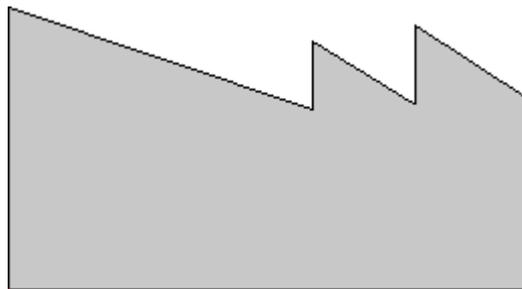


Figura 5.17 – Ilustração do perfil da lente de alumínio II.

Tabela 5.11 – Dimensões do perfil radial da lente de alumínio I representada na Fig. 5.17.

r (mm)	z (mm)
0	0
15	0
15	5,5
11,75	7,62
11,75	5,35
8,75	7,22
8,75	5,22
0	8,13

O tamanho máximo dos componentes da malha foram de $\lambda/10$.

6. Resultados

6.1. Lentes escalonadas de alumínio

As lentes de alumínio foram mapeadas utilizando diferentes transdutores. A lente de alumínio I (Fig. 6.1 (a)) foi acoplada ao transdutor KLD, ao passo que a lente de alumínio II (Fig. 6.1 (b)) foi fixada ao transdutor LUS, utilizado apenas neste caso.

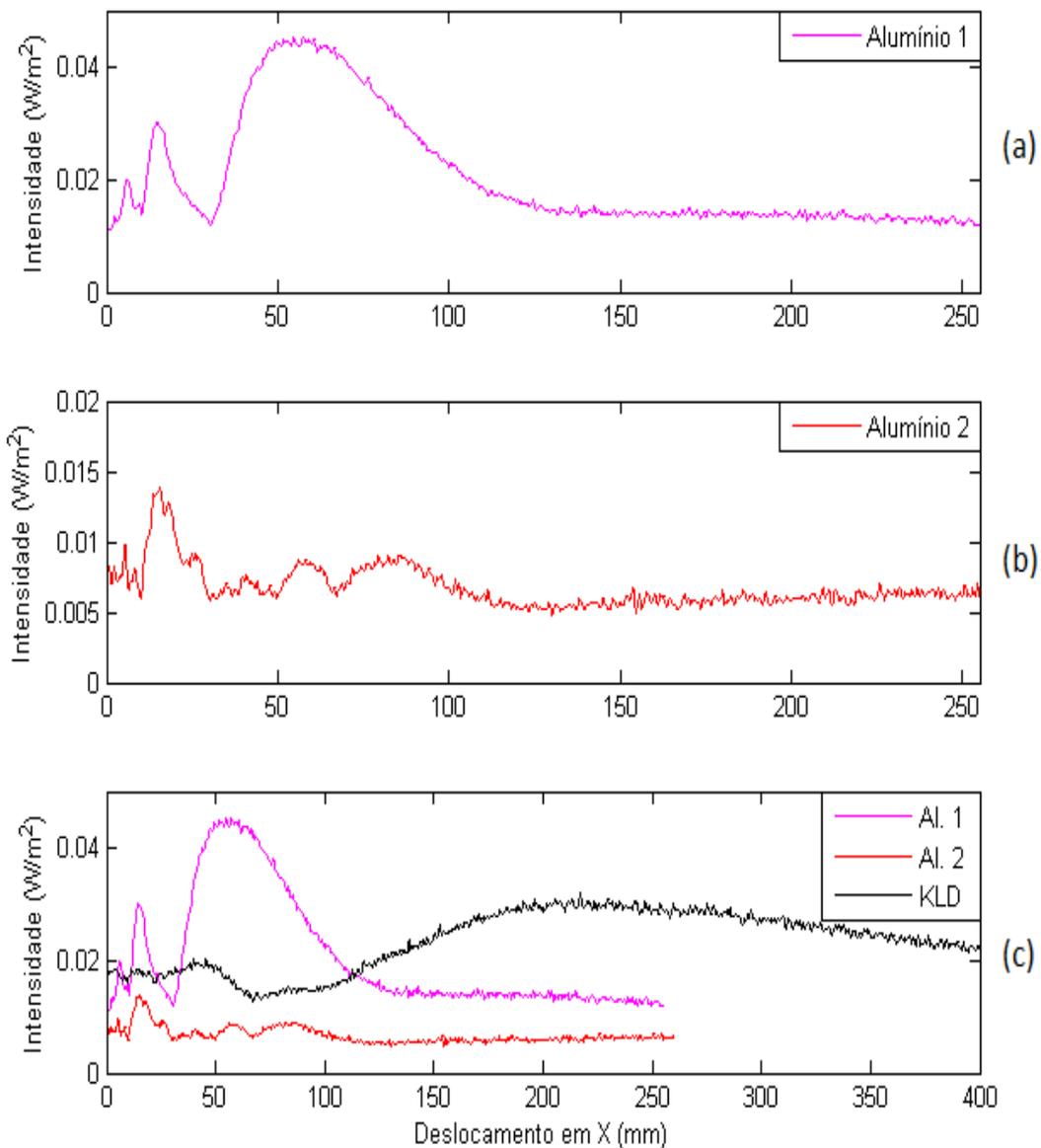


Figura 6.1 – (a) Mapeamento da lente escalonada de alumínio I em 1D (x). (b) Mapeamento da lente escalonada de alumínio II (transdutor LUS) em 1D (x). (c) Superposição dos mapeamentos (a) e (b) com o mapeamento do transdutor KLD sem lente em 1D (x).

No entanto, não foi possível diferenciar as excitações das simulações no COMSOL para as lentes de alumínio I e II. As simulações do transdutor nestes casos foram as mesmas.

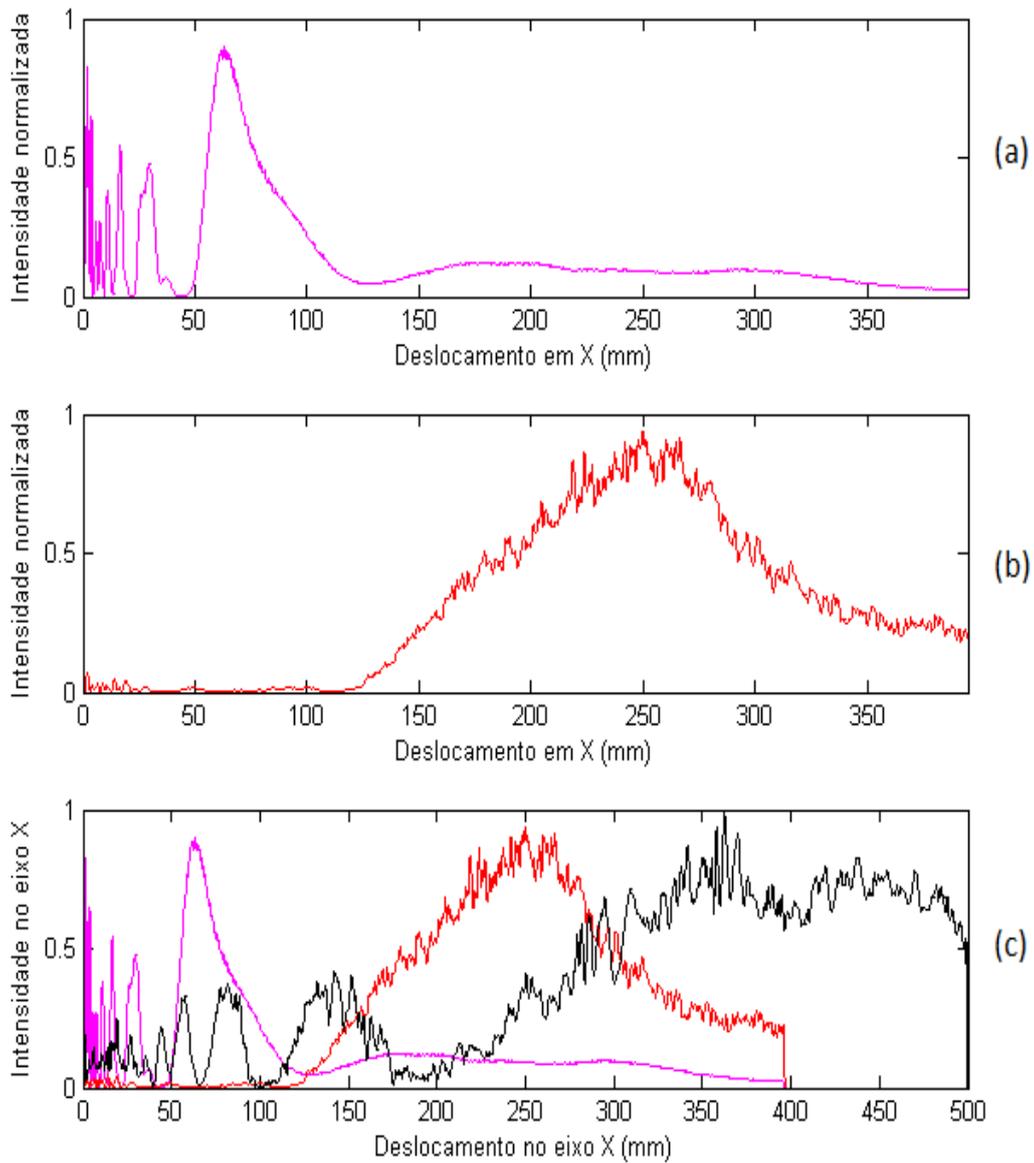


Figura 6.2 – (a) Simulação da lente escalonada de alumínio I em 1D (x). (b) Simulação da lente escalonada de alumínio II (transdutor LUS) em 1D (x). (c) Superposição das simulações (a) e (b) com a simulação do transdutor KLD sem lente em 1D (x).

6.2. Lentes de Fresnel de epóxi

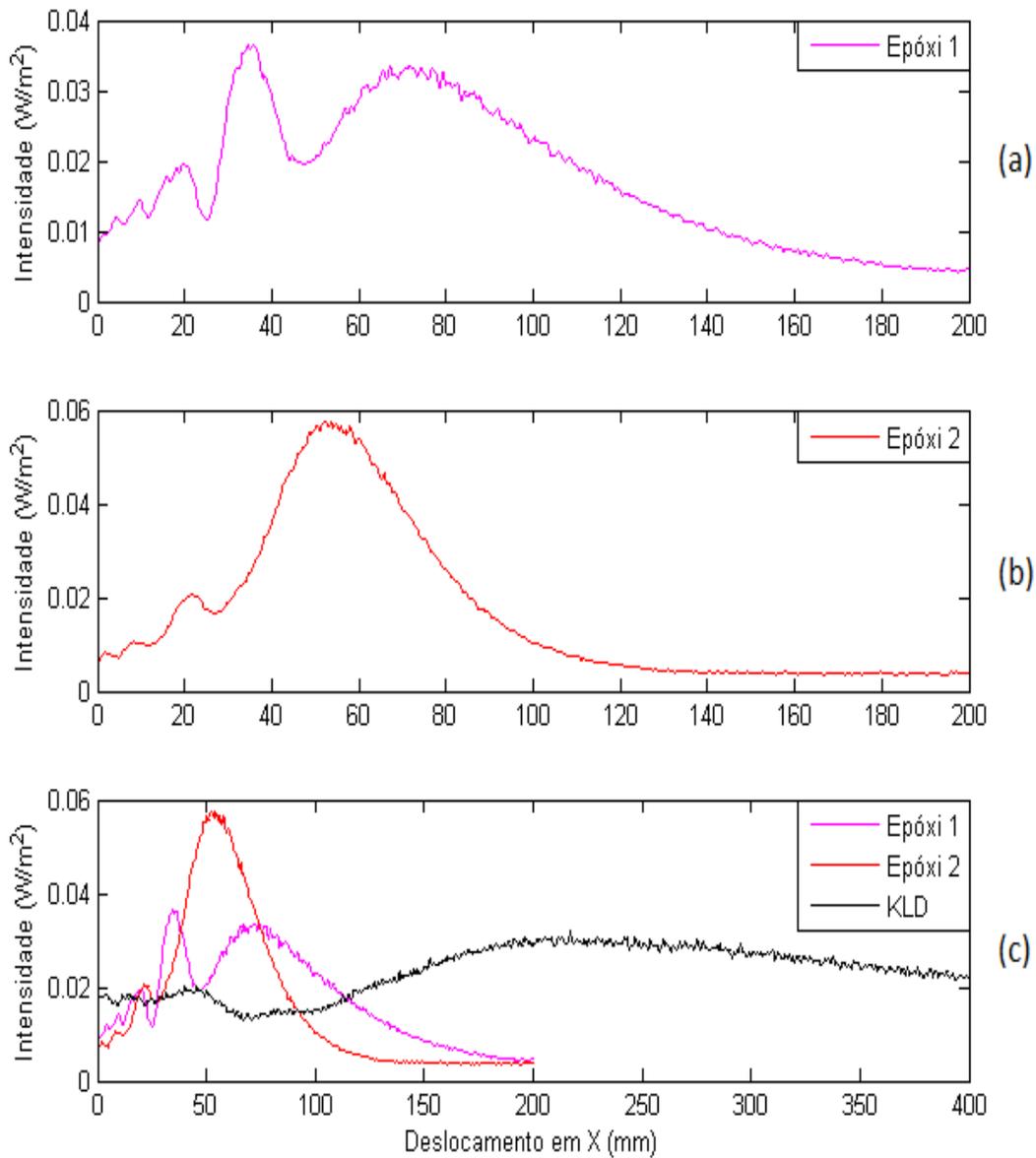


Figura 6.3 – (a) Mapeamento da lente Fresnel de epóxi 1 em 1D (x). (b) Mapeamento da lente Fresnel de epóxi 2 em 1D (x). (c) Superposição dos mapeamentos (a) e (b) com o mapeamento do transdutor KLD sem lente em 1D (x).

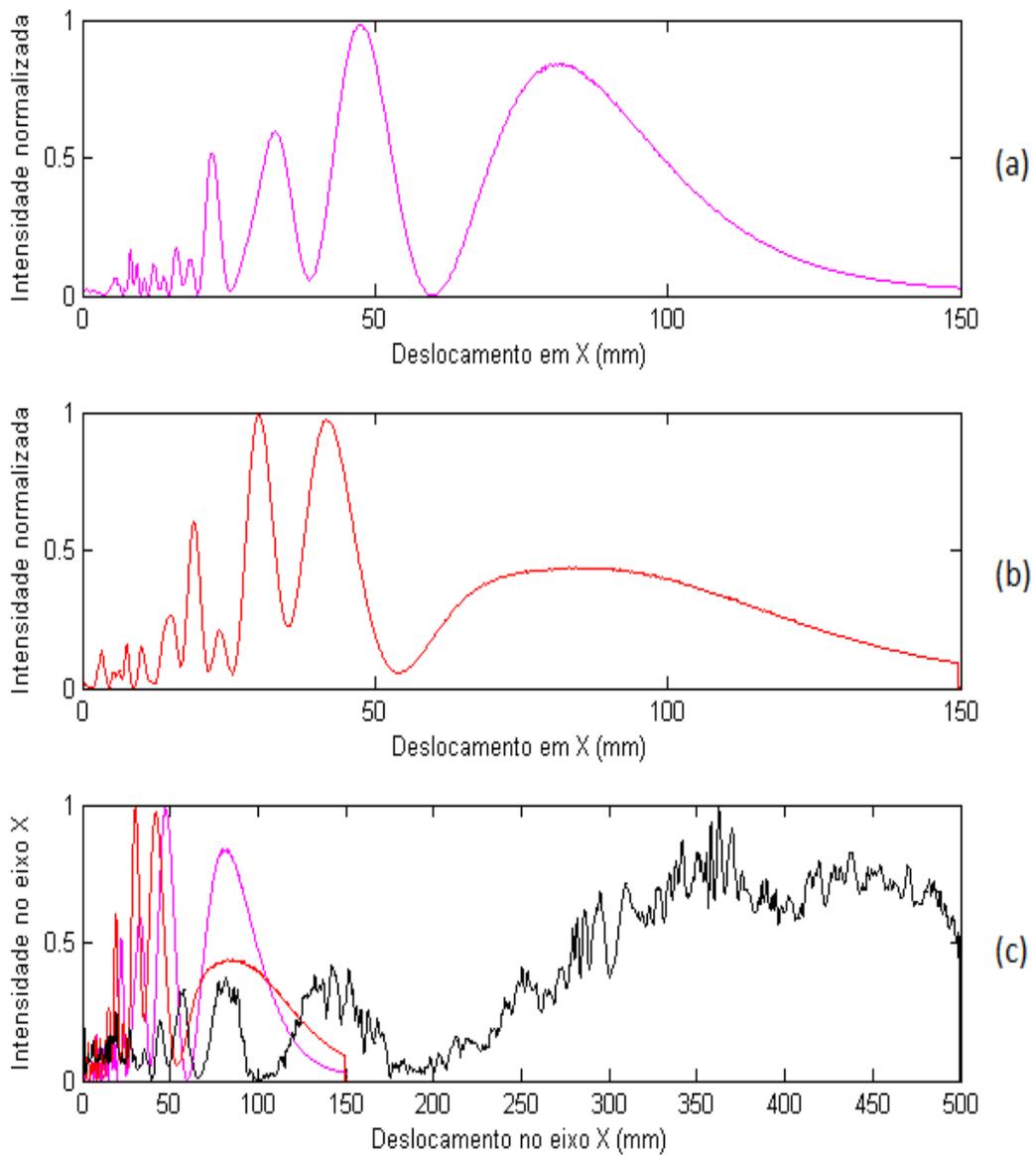


Figura 6.4 – (a) Simulação da lente Fresnel de epóxi 1 em 1D (x). (b) Simulação da lente Fresnel de epóxi 2 em 1D (x). (c) Superposição das simulações (a) e (b) com a simulação do transdutor KLD sem lente em 1D (x).

6.3. Lentes de Fresnel de silicone

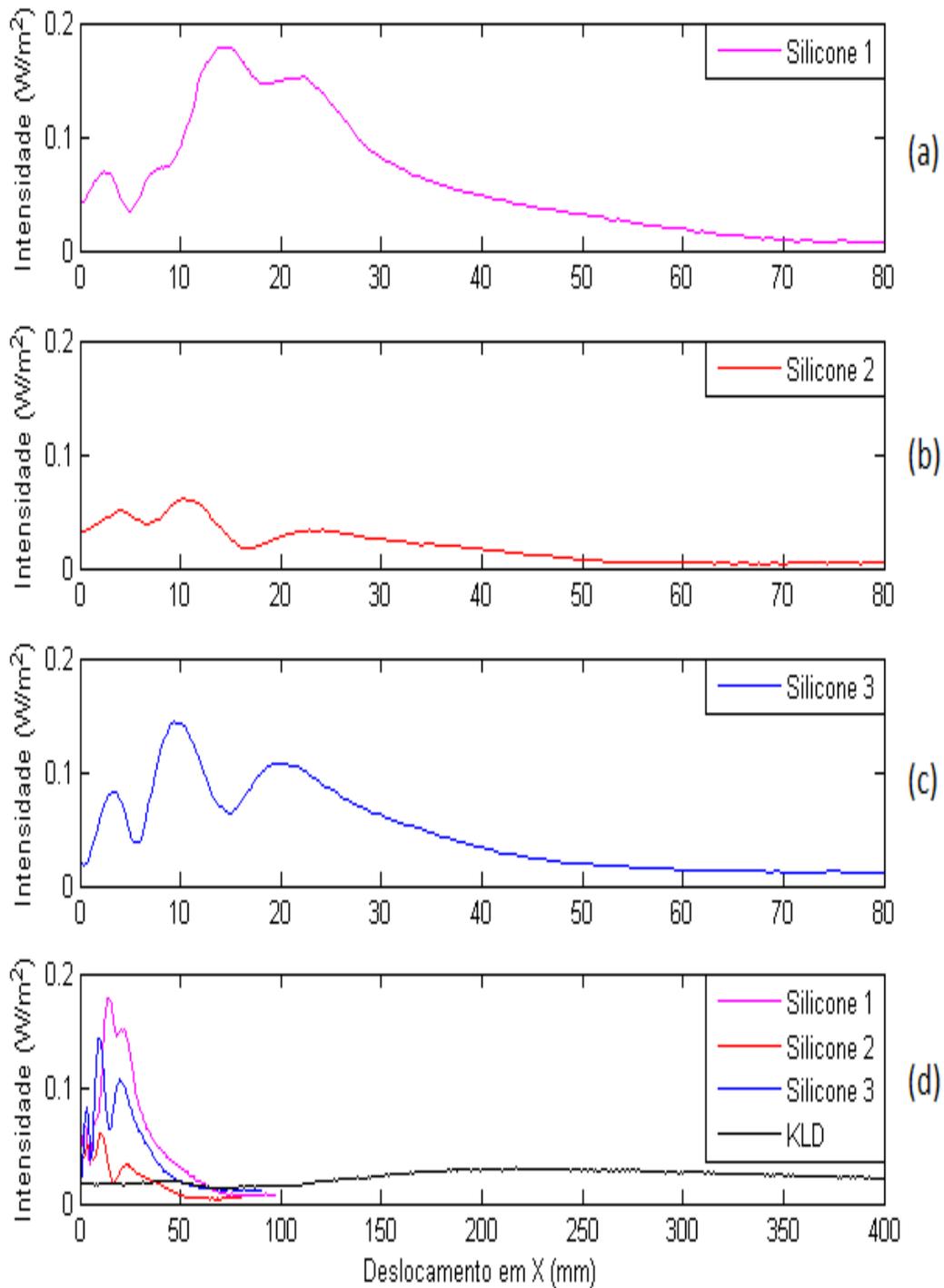


Figura 6.5 – (a) Mapeamento da lente Fresnel de silicone 1 em 1D (x). (b) Mapeamento da lente Fresnel de silicone 2 em 1D (x). (c) Mapeamento da lente Fresnel de silicone 3 em 1D (x). (d) Superposição dos mapeamentos (a), (b) e (c) com o mapeamento do transdutor KLD sem lente em 1D (x).

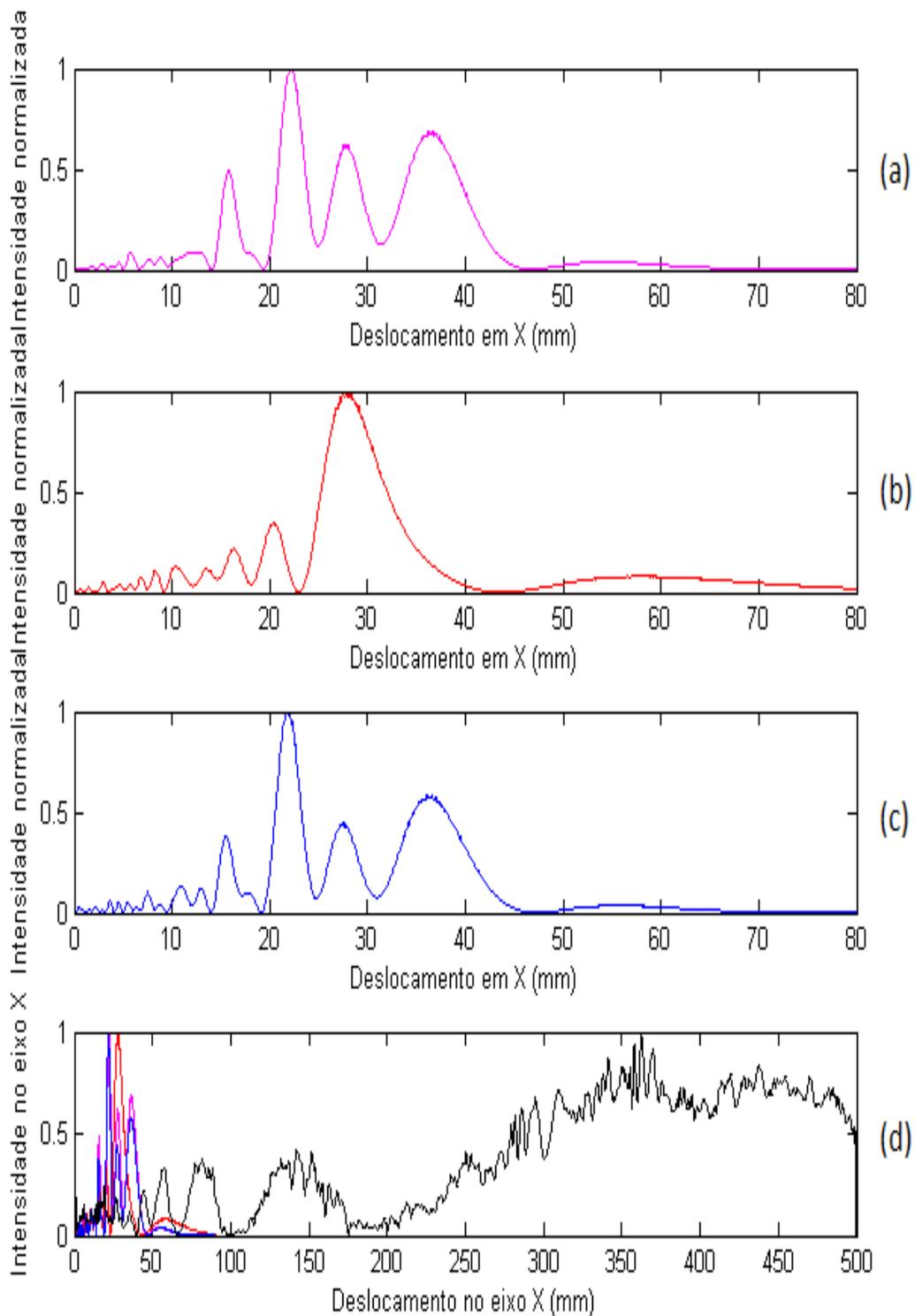


Figura 6.5 – (a) Simulação da lente Fresnel de silicone 1 em 1D (x). (b) Simulação da lente Fresnel de silicone 2 em 1D (x). (c) Simulação da lente Fresnel de silicone 3 em 1D (x). (d) Superposição das simulações (a), (b) e (c) com a simulação do transdutor KLD sem lente em 1D (x).

Tabela 6.1 – Valores mapeados da amplitude e posição da região focal do último máximo do transdutor KLD (sem lente acoplada) e da lente escalonada de alumínio I e das lentes de Fresnel de epóxi e silicone acopladas à sua face. Amplitude e deslocamento no eixo x normalizados com base nos valores obtidos do transdutor sem lente (KLD).

	Último Máximo (Amplitude W/m ²)	Amplitude normalizada	Último Máximo (Posição no eixo x (mm))	Deslocamento normalizado
KLD	0,0320	1	217,00	1
Al. I	0,0456	1,42	54,81	0,25
*Al. II	0,0092	0,28	85,43	0,39
Ep. 1	0,0337	1,05	66,99	0,31
Ep. 2	0,0579	1,81	53,77	0,25
Sil. 1	0,1531	4,78	22,27	0,10
Sil. 2	0,0339	1,06	24,01	0,11
Sil. 3	0,1082	3,38	19,84	0,09

* A lente Al. II está fixada a outro transdutor.

Tabela 6.2 – Valores simulados da posição da região focal do último máximo do transdutor KLD (sem lente acoplada) e da lente escalonada de alumínio I e II e das lentes de Fresnel de epóxi e silicone. Amplitude e deslocamento no eixo x normalizados com base nos valores obtidos do transdutor sem lente (KLD).

	Último Máximo (Posição no eixo x (mm))	Fator de aproximação
KLD	362,00	1
Al. I	62,99	0,17
Al. II	249,80	0,69
Ep. 1	81,51	0,22
Ep. 2	83,08	0,23
Sil. 1	54,28	0,15
Sil. 2	57,80	0,16
Sil. 3	56,18	0,15

7. Discussão

As Tabelas 6.1 e 6.2 mostram os resultados experimentais e simulados da posição do último máximo do transdutor de face plana sem lente (KLD), das lentes escalonadas de alumínio I, das lentes de Fresnel de epóxi 1 e 2 e das lentes de Fresnel de silicone 1,2 e 3. Esses valores foram obtidos acoplando as lentes no transdutor de face plana por intermédio de um acoplador de PVC, mostrado na Fig. 5.1.

Na Tabela 6.1, a lente escalonada de alumínio II foi a única que não seguiu este protocolo. No estudo das lentes escalonadas de alumínio, foram empregados dois transdutores: um deles (Fig. 6.1 (a)) corresponde ao transdutor KLD com uma lente confeccionada segundo o protocolo 1; o outro (Fig. 6.1 (b)) corresponde ao transdutor elaborado no LUS com uma lente construída segundo o protocolo 2 (Transdutor LUS). O protocolo 1 foi baseado na literatura, enquanto que o protocolo 2 foi elaborado levando-se em consideração que a espessura das diversas camadas deveria ser dimensionada em número ímpar de quartos de comprimento de onda e as áreas de irradiação das 3 camadas deveriam ser iguais.

A Tabela 6.2 (simulação) mostra apenas a posição da região focal, uma vez que as amplitudes das simulações foram normalizadas. Isto se deve ao fato de que, na simulação, a pressão P_0 utilizada para simular o transdutor assume um valor arbitrário. Quanto maior P_0 , maior é o valor de amplitude na simulação. Como o valor escolhido foi $P_0 = 10^2$ Pa, a única diferença no resultado é na ordem de grandeza da escala. Por se tratar de uma análise qualitativa da focalização, os valores foram normalizados para serem comparados.

As curvas obtidas por mapeamento mostram que a utilização de lentes acopladas ao transdutor de face plana aproximou significativamente as regiões focais, além de aumentar a amplitude do último máximo. Observam-se, porém, discrepâncias tanto na largura quanto na posição dos picos encontrados. Tais discrepâncias podem ser atribuídas a uma série de fatores:

- 1- Nas simulações, a cerâmica piezoelétrica é representada por um segmento de reta que se movimenta da forma *piston-like*. Assim, todos os pontos do segmento se

movimentam em fase, ao passo que em um transdutor real há outros modos de vibração.

- 2- O campo gerado pela cerâmica piezoelétrica é uma consequência da sua deformação física, e, portanto, difere do modelo empregado na simulação. Além disso, o acoplamento na simulação é ideal, ao passo que no caso experimental existe uma camada de gel na interface transdutor-lente.

Pela análise dos resultados, observa-se com clareza a ação das lentes na focalização do feixe: há um ganho de amplitude, uma aproximação da região focal à face do transdutor e um estreitamento do feixe na região focal.

A lente de alumínio (I) promoveu uma aproximação de 75%, bem como um ganho na amplitude de 42%. Os resultados obtidos com as duas lentes de alumínio não são comparáveis, uma vez que os transdutores empregados são diferentes.

A viabilidade de lentes escalonadas e de Fresnel foi demonstrada qualitativamente, entretanto uma simulação quantitativa deve ser realizada de modo a gerar resultados comparáveis com os casos reais.

O posicionamento da região focal obtidos para os mapeamentos em 1D tiveram comportamentos que se assemelham aos valores obtidos por simulação.

De acordo com os dados da Tabela 6.1, os resultados obtidos a partir do mapeamento das lentes de Fresnel de epóxi e silicone possuem a mesma tendência dos resultados simulados. As aproximações da região focal foram de 69% e 75% para as lentes de epóxi e de 90%, 89% e 91% para as lentes de silicone. Na Tabela 6.2, para as lentes de epóxi simuladas as aproximações foram de 78% e 77% e para as lentes de silicone, de 85%, 84% e 85%, diferenças de aproximadamente 10% dos valores obtidos experimentalmente. Ichinose obteve aproximações experimentais máximas de 74% utilizando lentes esféricas, 77,5% com lentes cônicas e 77,1% com lentes toroidais de Araldite.

Os aumentos das amplitudes foram de 5% e 81% nas lentes de epóxi 1 e 2, e de 478%, 6% e 338% nas lentes de silicone 1, 2 e 3, respectivamente.

8. Conclusão

Lentes escalonadas e de Fresnel foram projetadas e seus respectivos campos foram simulados numericamente e medidos experimentalmente. Os resultados obtidos a partir da utilização de lentes acústicas escalonadas e de Fresnel mostram que o campo ultrassônico foi focalizado, como previsto pela teoria.

A confecção de lentes acústicas escalonadas de alumínio e de Fresnel de epóxi e silicone na focalização do ultrassom se mostra como uma opção viável e econômica, necessitando de poucos materiais e com um real ganho na amplitude comparado a um transdutor de face plana (até 483% superior) e aproximação da região focal (de 70% a 90%).

O intuito de acoplar as lentes na face do transdutor se provou uma alternativa prática e confiável. Entretanto, a lente escalonada de alumínio II (fixa ao Transdutor LUS) provou não ser eficaz para comparação entre lentes.

As lentes de Fresnel de epóxi e silicone, por serem menos espessas, atenuam menos, sendo capazes de produzir ganho significativo na aproximação e amplitude da região focal.

Uma continuidade deste trabalho seria o aperfeiçoamento do modelo de simulação no que se refere à excitação mais próxima daquela que ocorre com a cerâmica a fim de que a comparação quantitativa com os resultados obtidos experimentalmente seja feita.

Trabalhos futuros podem verificar o comportamento dos campos gerados por estas lentes em um *phantom* que mimetize tecidos biológicos. Deve-se levar em conta como a profundidade da região focal irá variar e o efeito de se utilizar uma camada de acoplamento. Poderão também ser verificados possíveis efeitos biológicos em função da amplitude e tempo de exposição.

Referências bibliográficas

- AKIYAMA, Masahiko; KAMAKURA, Tomoo. Elliptically curved acoustic lens for emitting strongly focused finite-amplitude beams: Application of the spheroidal beam equation model to the theoretical prediction. **Acoustical science and technology** v. 26, n. 3, p. 279–284 , 2005.
- ALIAEV, IuG *et al.* Treatment of prostatic cancer with high intensity focused ultrasound (HIFU) using Ablatherm device. , 1999.
- AZHARI, Haim. **Basics of biomedical ultrasound for engineers**. Hoboken, N.J: Wiley : IEEE, 2010. 371 p. .978-0-470-46547-9.
- BASAURI, L.; LELE, P. P. A simple method for production of trackless focal lesions with focused ultrasound: Statistical evaluation of the effects of irradiation on the central nervous system of the cat. **The Journal of physiology** v. 160, n. 3, p. 513 , 1962.
- CHOE, Youngki *et al.* Microparticle trapping in an ultrasonic Bessel beam. **Applied Physics Letters** v. 99, n. 23, p. 233704 , 2011.
- EVEREST, F. Alton. **The master handbook of acoustics**. 4th ed ed. New York: McGraw-Hill, 2001. 615 p. .978-0-07-139974-6.
- FAKLIS, Dean; MORRIS, G. Michael. Spectral properties of multiorder diffractive lenses. **Applied Optics** v. 34, n. 14, p. 2462 , 10 maio 1995.
- FISH, Peter. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**. Chichester: Wiley, 1990. 250 p. .978-0-471-92651-1.
- HAAR, G Ter. Therapeutic applications of ultrasound. **Progress in Biophysics and Molecular Biology** v. 93, n. 1-3, p. 111–129 , jan. 2007.
- HADIMIOGLU, B. *et al.* High-efficiency Fresnel acoustic lenses. 1993, [S.l.]: IEEE, 1993. p.579–582.
- HADIMIOGLU, B.; ELROD, S.; SPRAGUE, R. Acoustic ink printing: an application of ultrasonics for photographic quality printing at high speed. 2001, [S.l.]: IEEE, 2001. p.627–635.
- ICHINOSE, R. M. **Projeto e Construção de Lentes para Transdutores Ultra-Sônicos**. Dissertação de mestrado – UFRJ, 1992.
- JÄRVINEN, Tero A.H. *et al.* Muscle injuries: optimising recovery. **Best Practice & Research Clinical Rheumatology** v. 21, n. 2, p. 317–331 , abr. 2007.
- KINSLER, Lawrence E. (Org.). **Fundamentals of acoustics**. 4th ed ed. New York: Wiley, 2000. 548 p. .978-0-471-84789-2.
- KUTTRUFF, Heinrich. **Ultrasonics fundamentals and applications**. London ; New York : New York, NY, USA: Elsevier Applied Science ; Sole distributor in the USA and Canada, Elsevier Science Pub. Co, 1991. 452 p. .978-1-85166-553-2.

LAVON, Ilana; KOST, Joseph. Ultrasound and transdermal drug delivery. **Drug Discovery Today** v. 9, n. 15, p. 670–676 , ago. 2004.

LELE, P. P. A simple method for production of trackless focal lesions with focused ultrasound: physical factors. **The Journal of Physiology** v. 160, n. 3, p. 494–512 , 1 mar. 1962.

LUNA, Stella Maris Malpici. Análise da implantação das Ações Estratégicas para a Redução da Mortalidade Infantil Neonatal em Municípios do Estado de Mato Grosso. , 2015.

LYNN, John G. *et al.* A new method for the generation and use of focused ultrasound in experimental biology. **The Journal of general physiology** v. 26, n. 2, p. 179 , 1942.

LYNN, John G.; PUTNAM, Tracy J. Histology of cerebral lesions produced by focused ultrasound. **The American journal of pathology** v. 20, n. 3, p. 637 , 1943.

MASON, Timothy J. Therapeutic ultrasound an overview. **Ultrasonics Sonochemistry** v. 18, n. 4, p. 847–852 , jul. 2011.

NOWAK, R. M.; FLESHMAN, S. K.; LEWIS, G. K. Acoustic and thermal outputs of commercially available therapeutic ultrasound devices. 2015, [S.l.]: IEEE, 2015. p.1–2. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=7117161>.

OHWATASHI, Akihiko *et al.* Temperature changes caused by the difference in the distance between the ultrasound transducer and bone during 1 mhz and 3 mhz continuous ultrasound: a phantom study. **Journal of physical therapy science** v. 27, n. 1, p. 205 , 2015.

PALIWAL, Sumit; MITRAGOTRI, Samir. Therapeutic opportunities in biological responses of ultrasound. **Ultrasonics** v. 48, n. 4, p. 271–278 , ago. 2008.

POLAT, Baris E. *et al.* Ultrasound-mediated transdermal drug delivery: Mechanisms, scope, and emerging trends. **Journal of Controlled Release** v. 152, n. 3, p. 330–348 , jun. 2011.

RAPOPORT, Natalya *et al.* Ultrasound-mediated tumor imaging and nanotherapy using drug loaded, block copolymer stabilized perfluorocarbon nanoemulsions. **Journal of Controlled Release** v. 153, n. 1, p. 4–15 , 2011.

SATO, Yuji *et al.* Design for an aspherical acoustic Fresnel lens with phase continuity. **Japanese Journal of Applied Physics** v. 47, n. 5S, p. 4354 , 2008.

SILVEIRA, Douglas Severo *et al.* Avaliação densitométrica dos efeitos do ultra-som terapêutico contínuo, na dose de 1 W/cm², sobre o tecido ósseo de cães. **Ceres** v. 56, n. 1 , 2015.

TANTER, Mickael; FINK, Mathias. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound. **Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on** v. 61, n. 1, p. 102–119 , 2014.

TARNOCZY, T. Sound focussing lenses and waveguides. v. 3, p. 115–127 , jun. 1965.

VLYCHOU, Marianna; TEH, James. Ultrasound of Muscle. **Current Problems in Diagnostic Radiology** v. 37, n. 5, p. 219–230 , set. 2008.

WARNES, L. A. A. The use of antiphased zones in an acoustic Fresnel lens for a scanning sonar transmitter. **Ultrasonics** v. 20, n. 4, p. 184–188 , 1982.

WOODHOUSE, Joe B.; MCNALLY, Eugene G. Ultrasound of Skeletal Muscle Injury: An Update. **Seminars in Ultrasound, CT and MRI** v. 32, n. 2, p. 91–100 , abr. 2011.