JOSÉ HILTON NASCIMENTO NETO

**TRANSDUTOR DE ULTRASSOM
PARA ELASTOGRAFIA QUANTITATIVA PROFUNDA**

São Paulo
2019

JOSÉ HILTON NASCIMENTO NETO

**TRANSDUTOR DE ULTRASSOM
PARA ELASTOGRAFIA QUANTITATIVA PROFUNDA**

Versão Revisada

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo para Obtenção do Título de
Mestre em Ciências.

Área de Concentração:
Engenharia de Controle e Automação
Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Pai Chi Nan

São Paulo

2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 25 de outubro de 2019

Assinatura do autor:

Assinatura do orientador:

Catálogo-na-publicação

Nascimento Neto, José Hilton

TRANSDUTOR DE ULTRASSOM PARA ELASTOGRAFIA
QUANTITATIVA PROFUNDA / J. H. Nascimento Neto -- versão corr. -- São
Paulo, 2019.
65 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Elastografia, ARFI, array linear I. Universidade de São Paulo. Escola
Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

Nome: NASCIMENTO, José Hilton

Título: Transdutor de Ultrassom para Elastografia Quantitativa Profunda

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. Marco Aurélio Andrade
Instituição: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Julgamento: _____

Prof. Dr. Marcio Eisencraf
Instituição: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Julgamento: _____

Prof. Dr. Diogo Coutinho Soriano
Instituição: Escola Politécnica da Universidade Federal do ABC
Julgamento: _____

À minha família.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Pai Chi Nan pela orientação, conselhos, conversas e por todo apoio apresentado ao longo do mestrado.

À minha família, em particular a minha mãe (Maria de Fátima), minha avó (Onízia), meu tio (Marcos) e tia (Ana), a Rebeca e Adriano por todo carinho, amizade e amor que têm a mim.

Ao José Bessa pela oportunidade que me ofertou a minha vinda a São Paulo e todos os conselhos.

Aos meus amigos da Bahia, principalmente ao Otávio Bessa e Emanuel Portugal pela amizade que perdura desde a infância.

Às amizades realizadas em São Paulo, em particular a Mana e o Bruno por terem sido quase irmãos para mim em momentos complicados.

Aos colegas do laboratório MT-22, principalmente a Vivian, ao Carlos Arturo, ao Timóteo Francisco, ao Marcelo Yassunori Matuda por terem me auxiliados em momentos chaves durante o desenvolvimento do projeto.

À CNPQ pelo apoio financeiro para a realização deste trabalho.

Aos amigos Tayran Milá, André Moricochi, Frederico Carvalho, Djalma Simões por toda ajuda e auxílio em momentos de extrema importância desse trabalho.

RESUMO

NASCIMENTO, José Hilton. Transdutor de Ultrassom para Elastografia Quantitativa Profunda. 2019. 64f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecatrônica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

A ultrassonografia por elastografia é uma técnica não invasiva, capaz de estimar a elasticidade do tecido mole, como o fígado. No presente trabalho, o tipo de elastografia estudada é a imagem por impulso de força de radiação acústica (ARFI). Esta funciona via um transdutor para vibrar um tecido remotamente usando um feixe acústico focalizado, enquanto feixes de rastreamento também focalizados são usados para monitorar o deslocamento do tecido. No entanto, a técnica ARFI apresenta um alcance máximo de 80 mm. Fator esse que impede o seu uso em pacientes obesos devido à incapacidade dos transdutores de concentrar a energia necessária em elevadas profundidades sem comprometer a saúde do paciente. Como se não fosse suficiente a dificuldade de atingir elevadas profundidades, realizar o exame via ARFI em órgãos como o fígado, por exemplo, torna-se mais complicado graças à presença da caixa torácica. Por essa razão um transdutor de matriz linear de 32 elementos foi desenvolvido para concentrar energias em altas profundidades mesmo com a presença das costelas entre o transdutor e o alvo. Como forma de caracterizar e validar o transdutor construído, primeiramente se realizou testes no modo pulso-eco e em seguida foram realizados experimentos pulso recepção um para avaliar a pressão gerada em cada elemento, outro com o transdutor focalizando a energia em uma distância de 120 mm para avaliar a relação entre a tensão pico a pico da onda acústica emitida para cada elemento com o aumento da amplitude de excitação fornecido pelo pulsador. Posteriormente, como forma de avaliar o funcionamento do transdutor, foi realizado um mapeamento do campo acústico sem obstáculo e outro com obstáculo. Já para validar o transdutor fabricado, é descrito um capítulo chamado: Comparação com a literatura, o qual descreve cita um artigo que aplicou a técnica ARFI de modo eficaz e é comparado via simulações no MATLAB com o transdutor fabricado.

Palavras-Chave: Elastografia, ARFI, array linear

ABSTRACT

NASCIMENTO, José Hilton. Ultrasound transducer for deep quantitative elastography. 2019. 64f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecatrônica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

Elastography ultrasound is a noninvasive technique that can estimate the elasticity of soft tissue such as the liver. In the present work, the type of elastography studied is the Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI). It works via a transducer to vibrate a tissue remotely using a focused acoustic beam, while also focused tracking beams are used to monitor tissue displacement. However, the ARFI technique has a maximum range of 80 mm. This factor prevents its use in obese patients due to the inability of transducers to concentrate the energy needed at high depths without compromising the patient's health. As if the difficulty of reaching high depths was not enough, performing the ARFI examination on organs such as the liver, for example, becomes more complicated thanks to the presence of the rib cage. For this reason a 32-element linear matrix transducer was developed to concentrate energies at high depths even with the presence of ribs between the transducer and the target. In order to characterize and validate the constructed transducer, pulse-echo tests were first performed and then pulse reception experiments were performed to evaluate the pressure generated in each element, another with the transducer focusing the energy at a distance of 120 mm. to evaluate the relationship between the peak-to-peak acoustic wave voltage emitted for each element with the increased excitation amplitude provided by the pulsator. Subsequently, as a way of evaluating the transducer operation, an acoustic field mapping without obstacle and an obstacle mapping was performed. Already to validate the manufactured transducer, a chapter called: Comparison with the literature is described, which describes cites an article that applied the ARFI technique effectively and is compared via simulations in MATLAB with the manufactured transducer.

Keywords: Elastography, ARFI, linear array.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1	Força de radiação acústica	17
2.2	Intensidade de média temporal e pico espacial	17
2.3	Efeitos biológicos do ultrassom.....	19
3	SIMULAÇÃO NUMÉRICA	21
3.1	Materiais e métodos	21
3.2	Resultados e discussões.....	26
4	FABRICAÇÃO DO TRANSDUTOR.....	32
4.1	Materiais e métodos	32
4.2	Resultados e discussões.....	34
5	CARACTERIZAÇÃO DO TRANSDUTOR	38
5.1	Materiais e métodos	38
5.1.1	Impedância elétrica	38
5.1.2	Pulso-eco	41
5.1.3	Pressão gerada por cada elemento	42
5.1.4	Pressão gerada pelo transdutor	43
5.1.5	Mapeamento do campo acústico sem obstáculo	43
5.1.6	Mapeamento do campo acústico com obstáculo	45
5.2	Resultados dos experimentos	46
5.2.1	Impedância elétrica	46
5.2.2	Pulso-eco	49
5.2.3	Pressão gerada por cada elemento	53
5.2.4	Pressão gerada pelo transdutor	54
5.2.5	Mapeamento do campo acústico sem obstáculo	55
5.2.6	Mapeamento do campo acústico com obstáculo	57
6	COMPARAÇÃO COM A LITERATURA	58
7	CONCLUSÃO	61
	REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

A avaliação da elasticidade de tecido biológico é uma prática comum na medicina. O procedimento realizado no exame físico, denominado palpação, consiste em uso dos dedos para sentir a textura do tecido. Apesar de esta técnica ser suficiente, em alguns casos, para levantar suspeita de neoplasias ou outras lesões tumorais, ela é dependente do treinamento e da habilidade do examinador, e é pouco sensível nas lesões de menores dimensões ou nas que se localizam em órgãos mais profundos.

Ao se tratar de avaliações em órgãos internos, como o fígado, um dos únicos métodos para diagnóstico do grau de fibrose hepática era a biópsia, procedimento cirúrgico para extração de uma amostra do tecido biológico do fígado, Figura 1.1. Esta continua sendo o método padrão-ouro, não só por identificar os estágios da fibrose (F0 = fígado normal, F1 = fibrose mínima, F2 = fibrose significativa, F3 = fibrose grave e F4 = cirrose), mas também por identificar a necrose e a atividade inflamatória (SIGRIST et al, 2017)). Todavia, a biópsia é um procedimento invasivo, provoca dores temporárias a 20% dos pacientes (BARR, 2016) e em 1,1% dos pacientes gera complicações como pneumotórax, hemobilia e hematoma (KOSE, 2015). Por essas razões, métodos não invasivos têm sido amplamente estudados: entre essas técnicas, a elastografia.

Figura 1.1: Biópsia

Fonte: próprio autor.

O termo “elastografia” descrito por Ophir et al. (1994) e descreve uma técnica de imagem por ultrassom em que deslocamentos locais de tecido são estimados através de deformação quase-estática e comparação de conjuntos de imagens de ultrassom pré e pós deformação. Quando um meio elástico homogêneo é comprimido por uma força constante unidirecional, todos os pontos do material se deformam da mesma maneira no sentido da linha de ação da força. Caso o comportamento de uma parcela do tecido apresente um módulo de elasticidade diferente das demais, esse deformará menos ou mais que o material que o circunda.

Em situações como essa, é possível identificar alguma enfermidade no órgão, como nódulos neoplásicos, que em virtude do aumento da densidade celular e dos vasos sanguíneos, são mais rígidos do que o tecido normal circundante e podem ser identificados (KROUSKOP, 1998).

Estudos mostram também o potencial do método na avaliação do carcinoma da próstata. Demonstrou-se que a próstata enrijece quando há a presença de câncer, e índices de deformação maiores se correlacionam com tumores mais graves (HWANG, 2016).

Atualmente existem diferentes técnicas para se realizar elastografia por ultrassom, entre elas: (i) elastografia por deformação; (ii) vibro-acustografia; (iii) imageamento por cisalhamento supersônico; (iv) elastografia transiente 1D; e (v) imageamento por força de impulso de radiação acústica. Todas elas são brevemente analisadas a seguir.

A elastografia por deformação é uma técnica de imageamento por excitação do tecido por tensão e, posteriormente, através da deformação do tecido se faz uma avaliação qualitativa via módulo de Young (E). Essa excitação pode ser oriunda de dois estímulos: ou por uma compressão manual do operador com o transdutor de ultrassom, ou pela movimentação fisiológica interna do órgão avaliado (CARLSEN, 2013). O exame tem como base a comparação dos dados de radiofrequência (RF) de ultrassom ou processamento Doppler. Ou ainda uma combinação dos dois métodos, antes e depois da compressão (vide Figura 1.2), para obter qualitativamente a deformação em diferentes regiões do tecido. Nessa técnica, o aparelho obtém os dados do sinal de RF ao longo da linha de pré-compressão, agrupa em pequenos segmentos de imagem e posteriormente cruza com as informações

coletadas através da onda de pós-compressão (GARRA, 2015). Esta técnica só pode ser usada quando uma compressão relativamente uniforme pode ser aplicada.

Figura 1.2: Elastografia por deformação, pré e pós deformação

Fonte: adaptação de Garra (2015).

A vibro-acustografia é uma técnica que estima a elasticidade através da excitação acústica do tecido celular, que vibra em resposta a uma força de radiação acústica proveniente da interferência de feixes concentrados de ultrassom. Essa técnica utiliza dois transdutores confocais que emitem feixes de ondas contínuas com frequências na ordem de quilohertz ligeiramente distintas, direcionados para o mesmo foco, capazes de atingir até 70 mm de profundidade a partir da superfície (FATEMI, 1998). O campo acústico gerado no tecido pela força de radiação acústica é captado por um hidrofone e utilizado para formar uma imagem ao longo da movimentação do feixe de ultrassom no objeto (BRIGHAM, 2007), conforme Figura 1.3.

Figura 1.3: Esquemático do aparato experimental para realização da vibro-acustografia

Fonte: adaptado de Fatemi (1998).

Imageamento por cisalhamento supersônico, *supersonic shear imaging* (SSI), é uma técnica baseada em ultrassom para visualização em tempo real de propriedades viscoelásticas dos tecidos moles. Este método utiliza força de radiação acústica para gerar ondas de cisalhamento nos tecidos celulares, para que possam ser rastreadas através de técnicas de insonificação de ondas planas ultrarrápidas. Entre as qualidades dessa técnica, destaca-se o fato de mapear a elasticidade em duas dimensões e de ser capaz de fazer um mapeamento elástico do tecido, mesmo em tecidos moles, em menos de 20 ms. Entretanto, a profundidade do tecido avaliado é de até 60 mm da superfície (BERCOFF, 2004). A Figura 1.4 ilustra o funcionamento do exame do SSI.

Fonte: próprio autor.

Outra técnica é a elastografia transiente 1D, que utiliza o imageamento via ondas de cisalhamento. Ela é mais conhecida comercialmente devido ao sistema FibroScan™ (Echosens, Paris, França). O sistema FibroScan™ é composto pela junção de um transdutor com um dispositivo mecânico vibratório (LEDINGHEN et al ,2010). Esse dispositivo é responsável por gerar ondas cisalhantes que se propagam no meio, enquanto o transdutor capta as ondas de vibração do tecido para calcular a velocidade da onda e, por conseguinte, o módulo de Young. Essa técnica tem como vantagem analisar volumes maiores do que o da biópsia, contudo seu alcance de profundidade é 65 mm (SIGRIST et al, 2017). A figura 1.5 ilustra a realização do exame de Elastografia transiente 1D.

Figura 1.5: Elastografia transiente 1D, Fibroscan

Fonte: próprio autor.

Por fim, temos a técnica estudada neste trabalho: o imageamento por impulso de força de radiação acústica (ARFI). Uma importante vantagem desta técnica se deve ao fato dela apresentar menor dependência das habilidades do operador, uma vez que não exige compressão do transdutor. Além disso, ela permite que a força seja aplicada diretamente à região de interesse, de modo que tensões menores são utilizadas e, conseqüentemente, as dificuldades associadas ao acoplamento entre a excitação e a região desejada do tecido são reduzidas (NIGHTINGALE, 2011).

O ARFI se caracteriza pela emissão de um feixe de ondas mecânicas de curta duração (menos de 10 ms) e altas amplitudes, focalizadas no tecido alvo para vibra-lo remotamente (D'ONOFRIO, 2013). E esse tecido deslocado é monitorado visando à velocidade de propagação da onda de cisalhamento, para assim quantificar a rigidez da região (NIGHTINGALE, 2011). Isto se justifica, pois, em uma situação ideal que o tecido é isotrópico e incompressível, a velocidade da onda de cisalhamento é proporcional à raiz quadrada da rigidez elástica do tecido (FARUK, 2013). Para aumentar a velocidade da aquisição e diminuir o aquecimento tecidual, um receptor em paralelo será utilizado, conforme Figura 1.6.

Figura 1.6: Esquema para geração de força de impulso de radiação acústica

Fonte: próprio autor.

Comparada aos outras técnicas anteriormente mencionadas, o ARFI possui um maior alcance para identificação de rigidez, chegando até a 80 mm (MCMURRAY, 2014). Ainda assim, sua impossibilidade de alcançar maiores profundidades gera falhas técnicas e medições não confiáveis em pacientes com índice de massa corpórea (IMC) elevado (YIN & VENKATESH, 2017). Em pacientes com $IMC \geq 30 \text{ kg/m}^2$, por exemplo, a taxa de sucesso do exame chega a 82,4%, e esses valores tornam-se ainda menores em pacientes com $IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$, sendo a taxa de sucesso de apenas 58% (BOTA et al., 2014).

Assim, o desenvolvimento de um transdutor que consiga atingir maiores profundidades para ampliar a confiabilidade do ARFI em pacientes obesos se faz necessário. Ainda mais se considerarmos que, entre 1980 e 2013, a proporção de adultos no mundo com IMC igual ou superior a 25 kg/m² aumentou de 28,8% para 36,9% em homens, e de 29,8% para 38% em mulheres (NG et al., 2014). Haja vista que pessoas obesas apresentam uma propensão maior a desenvolver doenças hepáticas, é evidente a importância de se buscar uma maior precisão no resultado desse tipo de exame quando realizado em indivíduos desse grupo.

Nesse sentido, um transdutor para utilização da técnica ARFI em tecidos hepáticos em profundidades de até 120 mm foi desenvolvido pelo laboratório de Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Elétrica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (SANTOS et al., 2017). Todavia, o trabalho que descreve aquele projeto é silente quanto à presença da caixa torácica entre o alvo (fígado) e o transdutor.

Por essa razão, o objetivo do presente trabalho, além de desenvolver um transdutor ARFI multielemento para gerar remotamente vibração de um tecido biológico a 120 mm, é delimitar em que condições esse transdutor será eficiente para a realização do imageamento por força de impulso de radiação acústica, levando-se em consideração a presença da caixa torácica entre o tecido alvo e o transdutor.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo é composto pela explicação de três conceitos muito importantes para o entendimento da aplicação do ARFI no corpo humano. O primeiro é referente à força de radiação acústica. A importância de conhecer esse conceito se deve, pois a técnica se refere justamente a essa força. O segundo é a intensidade média temporal de pico espacial, esse é o parâmetro utilizado para saber se a energia concentrada no ponto focal é suficiente para gerar o ARFI. E por fim, os efeitos biológicos, os quais permitem conhecer os efeitos que a propagação das ondas acústicas gera no corpo e se esses são nocivos à saúde humana.

2.1 Força de radiação acústica

A força de radiação acústica é gerada pela transferência de momento, isto é, pela quantidade de momento transferido entre partículas durante uma interação de uma onda de ultrassom em um meio atenuante (DOHERTY, TRAHEY, 2013). Sabe-se que a atenuação é a diminuição da energia de uma onda acústica ao se propagar em um meio homogêneo. Esta redução se dá através de dois processos: absorção e espalhamento. A absorção é a transferência da energia mecânica da onda ultrassônica para a energia térmica e, por essa razão, a intensidade da onda diminui. Já o espalhamento é a perda de energia devido ao choque entre a onda de ultrassom e as partículas do meio (COSTA, 2015).

Uma vez que, em tecidos moles, a atenuação se origina principalmente da absorção, a atenuação originada do espalhamento é praticamente desprezível. Por isso, a força de radiação [F , N/m^3] de um pulso de ultrassom focalizado em uma região específica é gerada pela interação da absorção do meio (α , m^{-1}) com a intensidade média temporal (I , W/cm^2) do feixe acústico em um dado ponto no tecido e inversamente proporcional a velocidade do som (c , m/s) no tecido – conforme equação 2.1 (NIGHTINGALE, 2011).

$$F = \frac{2\alpha I}{c} \quad (2.1)$$

2.2 Intensidade de média temporal e pico espacial

A intensidade média temporal de pico espacial, *spatial-peak temporal-average intensity* (I_{spta}), é a intensidade média da onda acústica (Figura 2.1, a) que ocorre em um feixe de ultrassom durante um determinado período de repetição do pulso (Figura 2.1, b) (SADEGHI et al., 2017).

Figura 2.1: Intensidade do pico espacial e intensidade média espacial (a); Intensidade média temporal (b)

Fonte: adaptação de Zhongze Chen (2013).

O I_{spta} é calculado através da integral definida apresentada na equação 2.2:

$$I_{spta} = \frac{PRF}{\rho \cdot c \cdot Ml^2(f_c)} \int_{t_1}^{t_2} v^2(t) \cdot dt \quad (2.2)$$

sendo que t_1 é o tempo inicial do pulso, t_2 é o tempo final do pulso, $v(t)$ a tensão captada no hidrofone (V), ρ é a densidade do meio (kg/ m), c é a velocidade do som no meio (m/s), $Ml(f_c)$ é sensibilidade do hidrofone na frequência central do transdutor (V/Pa) e PRF , frequência de repetição do pulso (ZHOU Y. et al., 2006).

A equação 2.2 desconsidera a perda de energia no meio por atenuação. Para considerar essa perda, é necessário multiplicar essa equação por uma exponencial cuja base é o número de Euler (Equação 2.3), em que a frequência central é representada por f_c (MHz) e o ponto focal por z (cm) (SADEGHI et al, 2017).

$$e^{-0,23 \cdot 0,3 \cdot f_c \cdot z} \quad (2.3)$$

Dessa maneira a equação para o cálculo da intensidade acústica I_{spta} considerando a atenuação do meio é:

$$I_{spta} = \int_{t_1}^{t_2} \frac{v^2(t) \cdot dt}{\rho \cdot c \cdot M l^2(f_c)} \cdot PRF \cdot e^{-0,23 \cdot 0,3 \cdot f_c \cdot z} \quad (2.4)$$

2.3 Efeitos biológicos do ultrassom

Os efeitos biológicos, que ocorrem no tecido celular, são o aquecimento do tecido celular e a cavitação, ambos oriundos da propagação de ondas de ultrassom no corpo humano.

Uma onda de ultrassom ao se propagar em um meio gera um gradiente de energia que é formado pelo processo de reflexão e absorção da onda no meio. Essa absorção de energia eleva a temperatura do tecido celular, de modo que essa variação térmica depende da energia emitida pelo aparelho de ultrassom e das propriedades do meio (PALMERI, 2004).

Esse efeito térmico é controlado pelo índice térmico (TI), parâmetro que relaciona a taxa da potência de saída acústica média (W_o) com uma energia requerida para elevar a temperatura do tecido celular em 1°C (W_{deg}) (CHEN, 2013). Dessa forma, TI pode ser expresso por:

$$TI = \frac{W_o}{W_{deg}} \quad (2.5)$$

Em um contexto de pulso de onda em tecidos moles, o TI pode ser calculado pela razão da taxa de produção de calor por unidade de volume (qv) e a capacidade térmica por unidade de volume de um tecido (cv):

$$\dot{T} = \frac{qv}{cv} \quad (2.6)$$

Reescrevendo a fórmula em função do tempo (t), do coeficiente de absorção do meio (α) e da intensidade acústica (I), temos:

$$\Delta T = \frac{2\alpha I}{cv} \cdot t \quad (2.7)$$

Dessa maneira encontra-se a variação de 1°C em função do tempo de exposição da onda acústica, já que os outros parâmetros são dependentes do tecido e do aparelho de ultrassom.

Já a cavitação acústica é um acontecimento de movimentação ou ruptura de bolhas ou micro bolhas de gás em detrimento da atuação de ondas acústicas. Dois processos distintos podem acontecer na cavitação. Em um caso, as bolhas oscilam na frequência do campo acústico de modo que seu volume altera levemente. Situações como essa não levam riscos ao tecido celular, mas, em contra partida, refletem ou transmitem as ondas de ultrassom (WU & NYBORG, 2008). O outro tipo de cavitação acontece quando as amplitudes de pressões negativas são elevadas e extrapolam um determinado limiar e as bolhas ou microbolhas entram em ressonância, e, por consequência, colapsam abruptamente, fato que gera produção de radicais livres além de destruição do tecido celular que envolve a bolha, conforme Figura 2.2 (GORE ET AL., 1998).

Figura 2.2: Representação esquemática de um colapso de uma bolha de cavitação. O jato formado pode atingir velocidade de centenas de metros por segundo

Fonte: próprio autor.

Para estimar a probabilidade da ocorrência da cavitação, foi criado o índice mecânico (MI), representado por uma equação diretamente proporcional à pressão negativa média (p_r) e inversamente proporcional a raiz quadrada da frequência central do ultrassom (f):

$$MI = \frac{p_r}{\sqrt{f}} \quad (2.8)$$

Assim, transdutores de baixa potência e de frequência elevada tendem a não gerar cavitação. O valor estipulado do MI para mitigar os riscos da cavitação em exames de ultrassom conforme a *U.S. Food and Drug Administration* (FDA) dever ser menor que 1,9 (BASAERI, CHRISTENSEN, & ROUNDY, 2016).

Como forma de melhor explicitar e explicar o trabalho desenvolvido, o desenvolvimento escrito do trabalho apresentará os capítulos de Simulação numérica, Fabricação do transdutor e Caracterização do transdutor, esses divididos em duas etapas: Materiais e métodos e Resultados e discussões. Outro capítulo em que se realiza uma comparação entre o transdutor fabricado e um transdutor encontrado na literatura que utiliza a técnica ARFI e por fim, um capítulo referente a conclusão do trabalho.

3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

3.1 Materiais e métodos

Como explicado na introdução, o objetivo do presente trabalho é desenvolver um transdutor ARFI multielemento para gerar remotamente vibração de um tecido biológico a 120 mm, delimitando em que condições esse transdutor será eficiente para a realização do imageamento por força de impulso de radiação acústica, tendo-se em vista a presença da caixa torácica entre o tecido alvo e o transdutor.

Atualmente, nos exames de elastografia hepática, os pacientes ficam em decúbito dorsal (barriga para cima), respiram lentamente e erguem o braço direito para ampliar o espaço intercostal (Figura 3.1). Neste espaço, o transdutor é posicionado com gel para não ter curvas de sombreado e o ARFI é acionado, para uma melhor resposta. Comumente, são realizadas dez medições (CONITEC, 2015).

Figura 3.1: Paciente em posição decúbito dorsal durante exame de elastografia por ultrassom ARFI

Fonte: próprio autor.

Os espaços intercostais, por sua vez, apresentam tamanhos bem distintos a depender da altura e largura do paciente, como evidenciado na Tabela 1. Segundo KIM et al. (2014), uma faixa de largura média dos espaços intercostais é de 14,5 a 19,7 mm (vide Tabela 1), por isso optou-se por um transdutor com altura da cerâmica piezelétrica de, no máximo, 10 mm de altura, para que, somado ao encapsulamento, atinja no máximo 14 mm de altura. Já o comprimento do transdutor será de, no máximo, 40 mm.

Tabela 1 – Dimensões da caixa torácica

Área	Espaço intercostal (mm)	Costela (mm)
1	19,7 ± 3,7 (9-33)	15,2 ± 2,3 (8-22)
2	18,3 ± 3,4 (9-33)	14,5 ± 2,3 (9-22)
3	17,4 ± 4,0 (7-33)	13,2 ± 2,0 (9-20)
4	15,4 ± 3,5 (5-26)	14,3 ± 2,2 (9-20)
5	17,2 ± 3,7 (7-28)	15,0 ± 2,2 (10-22)
6	14,5 ± 3,6 (4-26)	15,1 ± 2,73 (8-21)
Overall	17,1 ± 4,0 (4-33)	14,5 ± 2,3 (8-22)

Nota: Valores médios $\pm$ desvio padrão (valor de mínimo - valor de máximo)

Fonte: Kim et al., 2014.

Considerando então o modo operacional do exame de elastografia hepática supracitado e a estrutura torácica, planejou-se a construção de um transdutor gerador da força de impulso de radiação acústica (ARFI) que atua ao lado de outro transdutor responsável pelo imageamento. O posicionamento dos transdutores no corpo humano se observa na Figura 3.2.

Figura 3.2: Esquemático ilustrando o posicionamento dos transdutores no corpo (a), os transdutores posicionados entre as costelas (b) e o rastreamento da velocidade de cisalhamento (c)

Fonte: próprio autor.

Para identificar qual melhor configuração do transdutor para a situação retratada na Figura 3.2, simulações numéricas foram realizadas no software MATLAB com o *toolbox* denominado *Field II Ultrasound Simulation Program*.

O *Field II* é um programa de simulação descrito em C, utilizado em MATLAB e voltado para ultrassom médico. Sua base computacional assume que o meio de propagação das ondas acústicas é um fundo linear homogêneo e, portanto, funciona muito bem para representar uma propagação de onda acústica em um meio isotrópico – condição encontrada em tecidos celulares, tanto que é amplamente utilizado na literatura.

Através dessa ferramenta computacional, foram realizadas análises dos campos acústicos gerados por diferentes configurações de transdutores para, assim, alcançar um modelo final.

Ressalta-se que, em todas as simulações, a frequência de amostragem utilizada foi de 100 MHz, o foco atribuído foi 120 mm, a tensão de entrada foi um pulso estreito de uma onda quadrada de 100 V, e a velocidade e a atenuação adotadas no meio, respectivamente, 1550 m/s e 0.4 db/MHz.cm, por serem os valores encontrados no fígado (PARKER, 1983). Além disso, as análises do campo acústico foram feitas em uma malha de 60 mm (eixo x) por 200 mm (eixo z) com uma discretização de 0,01 mm em ambos os eixos e o campo acústico plotado teve seus valores normalizados em decibéis. Porém, há parâmetros variáveis nas (i) simulações, como a (ii) frequência central, o (iii) foco, além do (iv) tamanho, do espaço e do número dos elementos. Todos esses fatores direcionaram a escolha do transdutor mais adequado para o estudo em questão.

A frequência central do transdutor influencia na atenuação, redução da amplitude ou intensidade da onda acústica à medida que o pulso de onda se propaga pelo meio. Isso porque a onda acústica, ao se propagar em um meio, interage com as partículas e, por conta disso, há uma conversão da energia mecânica da onda de ultrassom em energia térmica, aquecendo aquele meio. Ressalta-se que quanto maior a frequência, maior essa perda de energia da onda acústica para o meio (HPA, 2010).

A frequência de vibração da cerâmica piezelétrica do transdutor também influencia no ponto de transição entre campo próximo e distante: quanto maior a frequência, maior é esse limiar de transição (TAVARES, 2004). Assim, verificou-se que o intervalo estipulado para atingir o ponto ótimo da frequência da cerâmica piezelétrica ficou entre 500 kHz e 2,5 MHz.

Tratando-se de um transdutor multielementos, o foco pode ser induzido através de atrasos de emissão de ondas dos elementos, ação essa que o próprio programa *Field II* realiza relacionando o número de elementos, o tamanho dos elementos e a distância focal. Assim, aumenta-se a concentração de energia mecânica fornecida pela cerâmica piezelétrica em um ponto escolhido. Foi atribuído um foco de 120 mm de distância do transdutor.

Outros fatores a serem analisados são o comprimento, a largura e o número dos elementos, como já mencionado. Suas dimensões são limitadas devido aos tamanhos, formatos e espaços entre as costelas, além da configuração própria de cada tipo de transdutor.

Duas disposições foram escolhidas para efeito de comparação: um transdutor de configuração 2D (Figura 3.3, a) e um *array* linear (Figura 3.3, b), de 128 elementos de 10 mm de altura, 1,1 mm de largura e um passo de 0,1 mm. Configurações essas usualmente utilizadas quando se quer focalizar a energia do transdutor em um ponto focal escolhido.

Figura 3.3: Ilustrações do transdutor configuração 2D (a) e do transdutor array linear (b)

Fonte: adaptado de Schmerr Jr (2015).

Definida a melhor configuração do transdutor, os parâmetros frequência, números e tamanhos dos elementos foram analisados e avaliados. Esses parâmetros serviram como base para a construção do transdutor.

3.2 Resultados e discussões

Como proposto no item 3.1, com o intuito de identificar o melhor arranjo dos elementos para a fabricação do transdutor, realizou-se simulações entre o transdutor multielementos configuração 2D e o *array* linear. Nos parâmetros da simulação, o transdutor de configuração 2D apresentou 13 linhas e 10 colunas de elementos, com 1 mm de altura, 2,36 mm de largura e passo de 2.56 mm, enquanto o *array* linear, também com 128 elementos, apresentou 10 mm de altura, 0,24 mm de largura e passo de 0,3 mm.

Nesses quadros, as frequências centrais atribuídas foram de 500 kHz, 1 MHz e 1,5 MHz. Note-se que mesmo tendo sido selecionado como variável de entrada o ponto focal de 120 mm, a energia não se concentrou nesse ponto em nenhum dos casos (Figura 3.4 e Figura 3.5).

Figura 3.4: Campos acústicos gerados por um transdutor *array* linear de 128 elementos

Fonte: próprio autor.

Figura 3.5: Campos acústicos gerados por um transdutor de configuração 2D de 128 elementos

Fonte: próprio autor.

Em contra partida, no momento em que a frequência central dos transdutores multielementos em estudo é 2,25 MHz, o pico de amplitude das ondas do campo acústico ocorre na profundidade pretendida. Isso se evidencia nos campos acústicos fornecidos pelos transdutores plotados na Figura 3.6.

Figura 3.6: Campo acústico gerado por um transdutor array linear com 128 elementos e frequência central 2.25 MHz (a); campo acústico gerado por um transdutor de configuração 2D linear com 128 elementos e frequência central 2.25 MHz (b)

Fonte: próprio autor.

Entretanto, o comportamento dos campos acústicos gerados pelos transdutores *array* linear e de configuração 2D são distintos quando se referem a presença de lóbulos laterais. Enquanto a emissão de ondas do transdutor de configuração 2D produz lóbulos laterais de magnitudes medianas próximos ao ponto focal, isso não ocorre com o *array* linear (Figura 3.7).

Figura 3.7: Campo acústico gerado por um transdutor de array linear com ausência de lóbulos laterais(a); Campo acústico gerado por um transdutor de configuração 2D com enfoque na presença de lóbulos laterais(b)

Fonte: próprio autor.

Uma vez que, na técnica da elastografia ARFI quantitativa, transdutores de imagem captam as ondas de cisalhamento que percorrem o tecido mole a partir da vibração gerada pela concentração de energia no ponto focal (vide Figura 1.6), a presença desses lóbulos no campo acústico influenciaria nos resultados do exame. Por isso, optou-se pelo projeto de um transdutor *array* linear.

Na fabricação desse transdutor, em razão dos recursos disponíveis para pesquisa, decidiu-se por aumentar as larguras dos elementos e, por conseguinte, diminuir o número desses. Dessa forma, o transdutor projetado

ficou com 32 elementos. Suas características estão descritas na Tabela 2 e o campo acústico gerado por este, via simulação, está indicado na Figura 3.8.

Tabela 2- Características do transdutor fabricado

Propriedade	Valor
Frequência central	2,25 MHz
Espessura da cerâmica	0,6 mm
Número de elementos	32
Altura do elemento	10 mm
Largura do elemento	1,1 mm
Espaço entre os elementos	0,1 mm
Passo	1,2 mm

Fonte: próprio autor.

Figura 3.8: Campos acústicos gerados por um transdutor array linear e frequência de 2.25 MHz com 32 elementos

Fonte: próprio autor.

4 FABRICAÇÃO DO TRANSDUTOR

4.1 Materiais e métodos

O transdutor multielemento array linear construído neste trabalho está representado pela Figura 4.1.

Figura 4.1: Identificação dos elementos presentes no transdutor array linear construído

Fonte: próprio autor.

Ele é composto por uma cerâmica piezelétrica de frequência 2.25 MHz (PZ37, Ferroperm, Dinamarca) segmentada em 32 elementos através de uma máquina de corte a disco (DAD322, Disco Corp, Japan). Cada elemento possui 1.2 mm de largura e 10 mm de altura.

Com o intuito da conexão elétrica não ser realizada diretamente nos elementos piezos, duas placas de circuitos impressos com 32 ilhas de solda foram conectados na lateral dos elementos da cerâmica piezelétrica. Assim, os fios são soldados nessas ilhas.

É conhecido que um material piezelétrico, ao ser submetido por uma diferença de potencial elétrico, converte energia elétrica em mecânica, na

forma de ondas acústicas. Essas ondas são emitidas em ambos os lados da cerâmica, ou seja, uma onda acústica para frente e outra para trás.

As ondas de retaguarda não são desejáveis, pois essas, caso não sejam atenuadas, são refletidas no circuito ou no encapsulamento, e retornam à superfície da cerâmica, gerando interferências no sinal elétrico do transdutor. Para evitar essa situação, uma camada de material com elevada atenuação, denominada *backing*, foi alocada na retaguarda dos elementos piezos para reduzir acentuadamente a energia das ondas traseiras (MURTHI, FERGUSON, & SISLEY, 2010). No transdutor desenvolvido, a composição do *backing* foi de 30% em massa de tungstênio (COELHO, 2017) e os outros 70% de resina epóxi.

Por outro lado, as ondas acústicas frontais ao transdutor são pretendidas, pois essas atingem o alvo que se almeja ao realizar uma ultrassonografia. De modo geral, as cerâmicas piezelétricas possuem uma impedância acústica elevada frente à impedância acústica de tecidos moles. Caso haja uma transmissão de onda nesse contexto, a eficiência de transmissão de energia acústica é baixa. Por essa razão, uma camada de casamento acústico é adicionada à superfície do transdutor para maximizar essa eficiência; camada esta comumente composta de polímeros de alumina com resina epóxi (MURTHI, FERGUSON, & SISLEY, 2010).

Conforme SHUNG (1996), para haver essa compatibilidade acústica, a impedância acústica do *matching* (Z_m) é calculada pela fórmula $Z_m = \sqrt{Z_{cer} \cdot Z_{meio}}$, sendo Z_{cer} a impedância acústica da cerâmica e Z_{meio} a impedância do meio. No caso em estudo, ao realizar essa conta, a impedância acústica do *matching* é de 5,1 MRayls, pois Z_{cer} é 18 MRayls e Z_{meio} 1,5 MRayls.

Além da impedância acústica do *matching*, é importante estimar sua espessura. Essa medida é igual a um quarto do comprimento de onda (λ) no *matching*. O λ é calculado pela divisão entre a velocidade do som no meio e a frequência. A frequência é fornecida pelo fabricante e a escolhida no projeto foi de 2.25 MHz. Já a velocidade do som no *matching* é encontrada usando dois gráficos apresentados na Figura 4.2.

Figura 4.2: Propriedades acústicas da mistura de resina epóxi e alumina – Impedância acústica (a) e velocidade do som na mistura (b)

Fonte: Gráficos foram fornecidos pelo Laboratório de Ultrassom da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

A composição do *matching* é uma mistura entre resina e alumina. Através do primeiro gráfico, infere-se pela impedância acústica calculada que o percentual de alumina gira em torno de 25% em volume. Com esse dado, ao analisar o segundo gráfico, a velocidade encontrada é 2700 m/s. Assim, a espessura do *matching* é 0.3 mm, uma vez que $\lambda/4 = \frac{c}{f}/4 = \frac{2700}{2.25\text{MHz}}/4 = 0.3 \text{ mm}$.

Por fim, o encapsulamento foi feito. Este foi montado de modo alocar os fios de conexão e o fio terra e, por essa razão, precisou ser bem vedado.

4.2 Resultados e discussões

Na fabricação do transdutor, fez-se preciso a utilização de duas cerâmicas piezelétricas. Uma vez que o comprimento das cerâmicas de

2,25 MHz adquiridas no laboratório é 30 mm, e como o transdutor tem 40 mm de comprimento, cortaram-se duas cerâmicas na máquina de corte a disco (DAD322, Disco Corp., Japan) de modo que a soma dos comprimentos dessas cerâmicas resultasse no valor pretendido. Para garantir o alinhamento na união das cerâmicas, optou-se por um esquadro de precisão como referência, por se tratar de um material perfeitamente plano e de espessura bem maior do que a espessura das cerâmicas – fator que facilitou a execução desse procedimento, conforme Figura 4.3.

Figura 4.3: Imagem da união das cerâmicas alinhadas por um esquadro de precisão

Fonte: próprio autor.

No processo da montagem, a junção das placas de circuito impresso com a cerâmica foi realizada com o auxílio de cantoneiras de perfil “L” e posicionados lateralmente a cerâmica (Figura 4.4). Como forma de garantir o contato e aumentar a resistência mecânica, fios de cobre estanhados foram dispostos na junção da cerâmica com as placas e fixados com epóxi condutivo (CircuitWorks Conductive Epoxy, Chemtronics, USA).

Figura 4.4: Imagem da junção das placas de circuito impresso com a cerâmica

Fonte: próprio autor.

Os cortes dos elementos foram realizados na máquina de corte a disco (DAD322, Disco Corp., Japan), e o primeiro corte iniciou-se no espaço existente entre as duas cerâmicas. Dessa maneira, garantiu-se que o passo, de 1,2 mm, e o espaço entre os elementos, de 0,1 mm, fossem os mesmos.

A Figura 4.5 mostra o transdutor com os elementos cortados.

Figura 4.5: Transdutor com os 32 elementos cortados

Fonte: próprio autor.

Os dois primeiros elementos foram danificados durante a retirada do transdutor do molde para preenchimento dos espaços entre os elementos com resina e endurecedor (Figura 4.6). Por isso, o transdutor acabou composto por 30 elementos.

Figura 4.6: Molde utilizado para preenchimento com resina dos espaços entre os elementos

Fonte: próprio autor.

A Figura 4.7 mostra o transdutor em sua forma final após encapsulamento.

Figura 4.7: Transdutor

Fonte: próprio autor.

5 CARACTERIZAÇÃO DO TRANSDUTOR

5.1 Materiais e métodos

5.1.1 Impedância elétrica

A impedância elétrica é uma grandeza física que mensura o impedimento da passagem de corrente elétrica em um determinado material. Nos materiais piezelétricos, há pontos de impedância mínima e de impedância máxima; estes são os pontos da frequência de ressonância e de antirressonância, respectivamente, conforme Figura 5.1 (ANDRADE, 2006).

Figura 5.1: Gráfico do módulo da impedância elétrica em função da frequência para um material piezelétrico no vácuo

Fonte: Andrade (2006).

A frequência central (f_c) é a frequência da onda acústica, calculada através da média entre a frequência baixa (f_b) e frequência alta (f_a) – ambas encontradas no ponto onde a amplitude atinge 6db (ASTM, 2014), conforme Figura 5.2. Já a frequência de pico (f_p) é o ponto de amplitude máxima da onda. Por fim, a largura de banda é a diferença entre a frequência alta e frequência baixa.

Figura 5.2: Resposta a frequência – resposta simétrica (a) e resposta assimétrica (b)

Fonte: ASTM (2014)

Com o analisador de impedâncias (HP4194A) presente no laboratório, foram coletadas as impedâncias da cerâmica piezelétrica em seu estado original, dos elementos que compõe o transdutor isoladamente, dos elementos do transdutor em construção (apenas com a camada de backing) e dos elementos do transdutor totalmente construído.

5.1.2 Pulso-eco

Um dos experimentos realizados com o transdutor *array* linear foi a técnica pulso-eco. Com a aplicação dessa técnica, é possível obter o espectro de frequência ou resposta de frequência, i.e., a medida das amplitudes das respostas de pulso-eco em função das frequências. Através desse espectro, consegue-se estabelecer parâmetros operacionais do transdutor, como a frequência central, a frequência de picos e a largura de banda. Além disso, é possível obter a sensibilidade do pulso-eco emitido, comparando-se a amplitude da tensão aplicada com a da tensão da onda acústica de retorno (ASTM E1065/E1065M - 14, 2016).

Na realização desse experimento, foi utilizado: (i) o transdutor fabricado; (ii) um tanque preenchido com água suficiente para que o transdutor ficasse totalmente submerso; (iii) uma estrutura para manter o transdutor paralelo à face do fundo do tanque; (iv) um refletor plano a uma distância de 50 mm do transdutor; (v) o aparelho pulsador/receptor – 5077PR, Panametrics-NDT; e (vi) o osciloscópio – MSO8064A Infiniium, Agilent Technologies – para a visualização da propagação da onda acústica em função do tempo.

A Figura 5.3 mostra um esquemático desse experimento.

Fonte: próprio autor.

Os dados da onda acústica registrados pelo osciloscópio foram salvos. Através dessas informações, foi possível identificar os picos de amplitude da onda acústica captada em MATLAB, reconstruir a onda acústica em MATLAB e, assim, comparar as ondas através de uma simulação de pulso-eco também realizada no Field II. Por fim, através de um tratamento desses dados, e com a utilização da função *Fast Fourier Transform (fft)*, foi possível descrever o espectro de frequência.

5.1.3 Pressão gerada por cada elemento

Posteriormente ao experimento com a técnica pulso-eco, foram aplicados testes com o método pulso recepção. Nesse procedimento, ondas acústicas são emitidas pelo transdutor e recebidas por um hidrofone. O primeiro experimento via esse recurso visou identificar a tensão de pico a pico gerada por cada elemento do transdutor, como uma forma de caracterizá-lo e, assim, identificar o padrão de comportamento dos elementos ao serem excitados mediante a mesma tensão de entrada.

Na montagem desse experimento, utilizou-se: (i) um tanque acústico preenchido com água; (ii) um suporte para manter o transdutor imóvel; e (iii) um suporte para manter o hidrofone imóvel (HNC 1000, ONDA), a uma distância de 50 mm do transdutor. Ao transdutor, acoplou-se (iv) o pulsador (5077PR, Panametrics-NDT), que gerou uma onda quadrada de excitação de amplitude de 100 V para cada elemento do transdutor. Dessa forma, o procedimento foi realizado 32 vezes. Enquanto ao um hidrofone (HNC 1000, ONDA) conectou-se (v) o amplificador (DC BLOCK, ONDA) e (vi) o osciloscópio (MSO8064A Infiniium, Agilent Technologies), conforme Figura 5.4.

Figure 5.4: Esquemático do experimento de pulso recepção:
Pressão gerada por cada elemento

Fonte: próprio autor.

5.1.4 Pressão gerada pelo transdutor

Para o experimento subsequente, também de pulso recepção, foi mantida a mesma montagem do anterior, Figura 5.4. Todavia, o modo de efetuar o processo se difere.

Para esse caso, excitou-se um elemento com a tensão de 100 V, mediram-se os sinais captados pelo hidrofone (HNC 1000, ONDA) e, em seguida, o procedimento foi repetido com tensões de 200 V, 300 V e 400 V.

O propósito dessa análise foi de caracterizar o transdutor, avaliando a relação entre a tensão pico a pico da onda acústica emitida para cada elemento com o aumento da amplitude de excitação fornecido pelo pulsador.

5.1.5 Mapeamento do campo acústico sem obstáculo

Com a finalidade de identificar o campo acústico de pressão gerado pelo transdutor, foi constituída a estrutura representada pelo esquemático da Figura 5.5.

Essa estrutura inclui: (i) uma unidade ultrassônica de pulsador/receptor (5077PR, Panametrics-NDT); (ii) um hidrofone (HNC 1000, ONDA); (iii) um amplificador (DC BLOCK, ONDA); (iv) um tanque de água; (v) o osciloscópio (MSO8064A Infiniium, Agilent Technologies); (vi) um aparelho de focalização (SITAU 32:128, Dasel Sistemas); (vii) um sistema de movimentação; e (viii) dois computadores.

O sistema de movimentação consiste em uma unidade de acionamento, motores de passo e um sistema de posicionamento controlado pelo software LinuxCNC processando no computador 1. Já o sistema de aquisição de dados foi automatizado no computador 2.

Figura 5.5: Esquemático experimental para medições de distribuição de pressão

Fonte: próprio autor.

Vale ressaltar que os parâmetros estabelecidos no SITAU, aparelho capaz de focalizar a energia num ponto focal almejado, foram: (i) um transdutor de 30 elementos (haja vista que os dois primeiros elementos foram danificados, conforme já mencionado); (ii) uma frequência central dos elementos de 2 MHz,

conforme o experimento 1 identificou; e (iii) os números de pulsos foram variados de 1 a 16 pulsos de onda quadrada de excitação de 100 V, tendo assim 16 medições diferentes da pressão de máximo.

5.1.6 Mapeamento do campo acústico com obstáculo

O último experimento realizado foi emular o objetivo do trabalho: gerar remotamente vibração de um tecido biológico, a 120 mm, na presença da caixa torácica entre o tecido alvo e o transdutor.

Como dito anteriormente, optou-se por colocar o transdutor entre as costelas da caixa torácica (Figura 3.2) devido ao seu alto índice de reflexão. Por esse motivo, nesse experimento, posicionaram-se duas placas de aço com espessura de 15 mm (valor próximo à média do diâmetro de costelas humanas, conforme Tabela 1) entre o transdutor. Essas ficaram perpendiculares à face do transdutor, com 15 mm de comprimento.

A montagem desse experimento é quase idêntica a da anterior, porém (i) sem a presença do computador de aquisições e (ii) o sistema de movimentação foi desativado, agindo como um suporte, uma vez que não houve necessidade de varrer o campo acústico, mas apenas de medir a onda acústica gerada no ponto focal – 120 mm (Figura 5.6).

Figura 5.6: Esquemático experimental para medição da pressão máxima com a presença de obstáculo

Fonte: próprio autor.

5.2 Resultados dos experimentos

5.2.1 Impedância elétrica

Verificou-se que a cerâmica piezelétrica pz37 utilizada possui uma impedância elétrica máxima de $150 (10^{2.2})$ ohms. Também se verificou que suas frequências de ressonância e antirressonância são compatíveis com aquelas informadas pelo fabricante (2.25 MHz e 2.58 MHz, respectivamente), conforme Figura 5.7.

Figura 5.7: Gráfico do módulo da impedância elétrica em função da frequência da cerâmica pz37

Fonte: próprio autor.

Entretanto, ao realizar os cortes na cerâmica para ficar com as dimensões dos elementos que compõe o transdutor fabricado, sua impedância elétrica é elevada. Seu valor chega a 785 ohms em seu ponto de máximo, pois com uma menor área, há um aumento da dificuldade da passagem de corrente no elemento. Além disso, a cerâmica com as novas dimensões possuem dois pontos de frequência de ressonância (2,15 MHz e 2,5 MHz) e antirressonância (2,3 MHz e 2,5 MHz) muito próximas. Isso acontece, pois, como a largura do elemento (1,1 mm) e a espessura (0,6 mm) são muito próximas, a vibração longitudinal do transdutor influencia na vibração transversal (TOKIN, 2013). É possível notar isso a partir do gráfico indicado na Figura 5.8.

Figura 5.8: Gráfico do módulo da impedância elétrica em função da frequência de um elemento do transdutor isolado

Fonte: próprio autor.

Todavia, em um transdutor totalmente construído, não é possível identificar os pontos de frequência de ressonância e antirressonância analisando exclusivamente a impedância elétrica (Figura 5.9). Porém, nota-se que o valor da impedância elétrica máxima na faixa de frequência analisada diminui para 300 ohms graças ao *backing* e o *matching* que facilitam a eletricidade atravessar o material piezelétrico.

Figura 5.9: Gráfico do módulo da impedância elétrica em função da frequência de um elemento no transdutor construído

Fonte: próprio autor.

5.2.2 Pulso-eco

Foram realizados experimentos de pulso-eco em todos os elementos, tomados de maneira individual para esse experimento.

Nessa etapa, identificou-se que os elementos 1 e 2 realmente ficaram comprometidos durante a fabricação, e que o elemento 22, ao longo do experimento, deixou de apresentar uma resposta à excitação fornecida pelo pulsador/receptor. Assim o transdutor ficou com 29 elementos ativos.

Para melhorar a representação da imagem, foi atribuído um ganho de 20 decibéis (db) na recepção da onda acústica e no osciloscópio; uma aquisição média de 16 medidas. Uma representação da onda pulso-eco emitida por um desses elementos (elemento 3) está indicada na Figura 5.10.

Figura 5.10: Reprodução da onda de eco do elemento 3 em MATLAB

Fonte: próprio autor.

A partir de um tratamento de dados realizados no MATLAB, retirou-se o ganho de 20 db das ondas acústicas, ganho esse que, em tensão, representa um aumento de 10 vezes da amplitude de onda acústica. Assim, encontraram-se os valores de pressão máxima e mínima das ondas acústicas do pulso-eco, (Figura 5.11) para uma tensão de entrada de 100 V. Note-se que o elemento 8 possui picos de máximo e mínimo abaixo da média- 0,33V de máximo e 0,25V de mínimo- enquanto os elementos de 6, 31 e 32 estão acima da média.

Figura 5.11: Amplitudes de máximo e mínimo do pulso eco de cada elemento

Fonte: próprio autor.

A partir das ondas acústicas de cada elemento, via Transformada de Fourier do sinal no tempo, encontra-se o espectro de frequência, ou seja, o comportamento da onda acústica na frequência. Como demonstrado na Figura 5.2, esse espectro mostra as frequências de resposta da onda acústica. A resposta à frequência pode apresentar uma curvatura simétrica, (Figura 5.2, a) ou uma condição assimétrica (Figura 5.2, b). Através dessas curvas, é possível identificar a frequência central, a frequência de pico e a largura de banda.

A Figura 5.12 apresenta o espectro de frequência proveniente da *fft*, feito em MATLAB, da onda acústica da Figura 5.10. Para melhor identificação dos parâmetros citados, plotou-se o espectro em decibéis no eixo y.

Figura 5.12: Frequência de espectro em decibel

Fonte: próprio autor.

Assim como a resposta em frequência do elemento 3, todas as curvas dos espectros de frequência dos elementos apresentaram um formato assimétrico, ou seja, em nenhum caso a frequência central foi a mesma que a frequência de pico. A frequência central dos elementos ficou próxima da média de 2 MHz, valor esse que foi adotado para excitação do transdutor nos experimentos seguintes (Figura 5.13). Já a largura de banda variou entre 60% e 76%, valor que influencia positivamente na resolução axial do sinal (TROTS, NOWICKI, 2007). Os valores da banda larga dos elementos se encontram no gráfico da Figura 5.14.

Figura 5.13: Frequência central dos elementos

Fonte: próprio autor.

Figura 5.14: Largura de banda dos elementos

Fonte: próprio autor.

5.2.3 Pressão gerada por cada elemento

Os sinais das ondas acústicas captadas pelos elementos apresentaram valores de tensão de pico a pico próximos, com desvio padrão de 0,218 V. Já o valor de tensão pico a pico médio dos elementos foi de 2,3 V. Note-se no

gráfico da Figura 5.15 que as ondas acústicas geradas pelos elementos, em sua maioria, possuem um sinal próximo a esse valor. Os que mais se diferem são as ondas do elemento 10, com valor 26% acima da média, e as dos elementos 30 e 31, com mais que 20% abaixo.

Ressalta-se que, em razão dos elementos 1 e 2 estarem danificados pós processo de fabricação, estes não emitiram ondas acústicas. Além disso, o elemento 8 apresentou uma amplitude de pico a pico acima da média, embora tenha gerado um baixo sinal no modo pulso-eco. Por fim, curiosamente, o elemento 22, que não captou sinal algum no modo de operação pulso-eco, apresentou um sinal próximo da média quando sujeito ao experimento pulso recepção.

Figure 5.15: Pressão máxima de cada elemento a uma distância de 50 mm do transdutor

Fonte: próprio autor.

5.2.4 Pressão gerada pelo transdutor

Como evidenciado nos gráficos da Figura 5.16, há uma relação praticamente linear entre a tensão de excitação dos elementos do transdutor (para uma variação de 100 V a 400 V) e a tensão de pico a pico da onda

acústica. Em outras palavras, a tensão de entrada é quase que diretamente proporcional à pressão da onda acústica gerada pelo transdutor.

Figure 5.16: Relação entre a tensão de entrada e a pressão gerada pelo transdutor

Fonte: próprio autor.

5.2.5 Mapeamento do campo acústico sem obstáculo

Como mostra a Figura 5.17, observou-se que de 1 para 2 pulsos há aumento significativo na pressão, e que, para os aumentos posteriores, os valores são muito próximos. A medida de pressão máxima acontece para 7 pulsos, com valor de 1,5 MPa.

Figura 5.17: Relação entre a pressão máxima e o número de pulsos
 Relação entre a pressão e o número de pulsos

Fonte: próprio autor.

Conforme se esperava pela simulação feita no Matlab - *Field II* - o campo acústico gerado possui uma pressão maior no ponto focal de 120 mm. Também, como anteriormente mencionado, o valor máximo da pressão acústica gerado é de 1,5 MPa na água (para 7 pulsos) e os pontos de pressão mais próximos ao transdutor são em torno de 0,5 MPa, conforme Figura 5.18.

Figura 5.18: Campo acústico gerado pelo transdutor construído com ponto focal em 120 mm

Fonte: próprio autor.

5.2.6 Mapeamento do campo acústico com obstáculo

Como se pode ver na Figura 5.19, a pressão máxima gerada foi de 1,6 MPa. Logo, a pressão máxima nessa situação foi maior do que no experimento sem a presença das placas.

Entretanto, mesmo com esse aumento, não é possível afirmar que a presença das costelas aumentaria a pressão. Contudo, pode-se afirmar que a presença das costelas não atrapalharia a eficiência do transdutor.

Figura 5.19: Sinal da onda acústica gerada pelo transdutor com a presença de obstáculos

Fonte: próprio autor.

6 COMPARAÇÃO COM A LITERATURA

O artigo *On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force* (NIGHTINGALE, 2000) foi utilizado para validar o transdutor construído. A escolha deste artigo se deve por esse descrever a realização de um exame de elastografia via ARFI, apresentar (i) as características do transdutor, (ii) os parâmetros de entrada do aparelho de ultrassom e por fornecer (iii) um valor de intensidade média temporal de pico espacial (I_{spta3}) capaz de realizar o exame, grandeza essa utilizada como referência.

Nos relatos do artigo, é utilizado um transdutor comercial *array* linear, com frequência central de 7,2 MHz, 194 elementos, altura de 5 mm, largura de 0,2 mm e, portanto, uma área de cerâmica de 194 mm².

Segundo o artigo, esse transdutor foi excitado por uma tensão de 140 V, uma largura de pulso de 3,4 μs, com uma frequência de repetição de pulso (PRF) de 3584 Hz e uma duração de pulso de 10 ms, em um ponto focal de

20 mm. Com esses parâmetros estabelecidos pelo aparelho de ultrassonografia, gerou-se um I_{spta3} de $80\text{W}/\text{cm}^2$ - valor esse que será tomado como parâmetro a ser alcançado pelo transdutor construído para gerar ARF.

O ideal seria utilizar um aparelho de ultrassom semelhante ao do artigo ou que fosse capaz de replicar os parâmetros supracitados no transdutor construído. Entretanto, o laboratório de ultrassom MT-22, local de realização dos experimentos, não dispõe de equipamentos com tais características. Por essa razão, utilizou-se a simulação via MATLAB da operação do transdutor fabricado nas circunstâncias descritas.

Para a realização dessa simulação, usou-se a onda acústica gerada pelo transdutor com 7 pulsos de tensão de entrada de 100 V, tópico 3.14. Concatenou-se essas ondas acústicas até atingir uma duração de pulso de 10 ms. Essa nova onda gerada foi multiplicada por um valor de 1,4, para assim simular uma tensão de entrada de 140 V, considerando os resultados do experimento descrito no tópico 3.10. Em seguida o I_{spta3} foi calculado utilizando a equação 2.4, estabelecendo o ponto focal (z) igual a 2 cm e PRF de 3584 Hz. Essa conta resultou em um $I_{spta,3}$ de $60\text{ W}/\text{cm}^2$.

O valor encontrado foi abaixo do transdutor comercial citado no artigo. Todavia, o transdutor comercial utilizado no artigo é voltado justamente para baixas profundidades – transdutores com elevada frequência central são melhores para baixa profundidade - diferentemente do transdutor fabricado.

Como o objetivo do trabalho é prover uma intensidade capaz de gerar ARFI no ponto focal de 120 mm, foi necessário analisar se é possível atingir um valor de intensidade ($I_{spta,3}$) de $80\text{W}/\text{cm}^2$ nessa profundidade. Por isso, simulações foram realizadas alterando os parâmetros: PRFs, tensão de entrada e duração de pulso para encontrar os valores ideais. Dentre as variações, uma configuração encontrada que promove uma intensidade necessária foi com um PRF de 10 kHz, valor que muitas vezes os transdutores operam (NIGHTINGALE, 2001), excitação de entrada de 140 V, com duração de pulso de 20 ms. Validando assim a capacidade do transdutor fabricado de realizar o exame de elastografia na profundidade preterida.

Porém apenas identificar que o transdutor promove um $I_{spta,3}$ de $80\text{W}/\text{cm}^2$ não é suficiente, uma vez que é essencial saber se as condições de operação estão dentro dos parâmetros de segurança. No uso de transdutores

para ARFI, é mais apropriado utilizar a variação da temperatura e o índice mecânico como padrões de segurança (NIGHTINGALE, 2000).

Assim, como forma de garantir que o transdutor atua dentro dos limites de segurança térmica, a variação de temperatura do tecido biológico não deve ultrapassar 1°C (NIGHTINGALE, 2000). Assim, adotando-se o coeficiente de absorção (α) de tecidos moles em função do ponto focal e da frequência central no valor de $0,011 \text{ cm}^{-1}$ (FRIZZELL, 2014) o tempo de 20 ms e a capacidade térmica por unidade de volume do tecido do fígado de $3,4986 \frac{\text{J}}{\text{cm}^3 \cdot ^\circ\text{C}}$ (RATTANADECHO, 2013), na equação 2.7, a variação de temperatura é de 0,01°C.

Ao se analisar o índice mecânico (IM), este também apresentou valor dentro do limite de segurança estabelecido pela U.S. Food and Drug Administration, abaixo de 1,9 (BASAERI, CHRISTENSEN, & ROUNDY, 2016). Segundo a equação 2.8, como a pressão negativa gerada foi de 1,25 MPa e a frequência central do transdutor é 2 MHz, o valor IM é de aproximadamente 0,9.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho abordou a importância clínica da elastografia por ultrassom, método de avaliação da rigidez de órgãos internos via ultrassonografia. Dentre os segmentos da elastografia, o enfoque maior foi em técnicas que analisam as ondas cisalhantes emitidas pela vibração do tecido alvo que são excitadas por uma força de radiação acústica (ARF). A profundidade de medição atual da elastografia por ondas de cisalhamento impede seu uso em pacientes obesos, que apresentam maior risco de desenvolver doença hepática gordurosa. Por isso, o trabalho propôs-se a desenvolver um transdutor *array* linear para a utilização da técnica ARFI quantitativa para regiões mais profundas, em torno de 120 mm, levando-se em consideração a presença da caixa torácica entre o tecido alvo e o transdutor.

O projeto baseou-se no princípio de alocar o transdutor entre as costelas do paciente. Dessa forma, o transdutor pode focalizar sua energia sem a presença de um obstáculo a sua frente. Seguindo essa ideia, uma simulação de um campo acústico foi efetuada no MATLAB, no software *Field II*, o que gerou um transdutor de 32 elementos, com frequência central de 2,25 MHz e passo de 1,1 mm. Em seguida, foi realizada a fabricação do transdutor simulado. Essa foi a etapa que apresentou o maior número de dificuldades, haja vista que o desenvolvimento de transdutores de ultrassom exige muito cuidado no trabalho manual devido à existência de pouca margem de erro e tolerância para se preservar o grau de precisão dos componentes.

Mesmo assim, o transdutor fabricado apresentou uma frequência central na faixa do projetado, além de uma ampla largura de banda, como foi notado no experimento pulso-eco.

Ao realizar o experimento via pulso recepção com o hidrofone, observou-se que o transdutor possui elementos com capacidade de emitir energia de onda acústica similares, e que apresentam uma relação linear entre a tensão de entrada de excitação e a amplitude da onda acústica gerada.

Além disso, os elementos conseguiram focalizar a energia das ondas acústicas ao ponto de gerar uma pressão de 1,5 MPa.

Por fim, constatou-se que a presença das costelas entre o transdutor não reduz a eficiência do aparelho e, em comparação com um transdutor comercial, se mostrou igualmente capaz de gerar a vibração necessária para realizar uma elastografia, atendendo assim o objetivo para o qual foi projetado.

Trabalhos futuros devem: (i) incluir uma fabricação de um transdutor com maior frequência central para entender melhor a relação entre a impedância elétrica e a atenuação da propagação das ondas; (ii) possuir um aperfeiçoamento do modo de fabricação para garantir maior uniformidade nos elementos do transdutor e, assim, evitar quebras de elementos; e (iii) fazer testes em um equipamento capaz de elevar o PRF e a tensão de entrada, já que o SITAU utilizado no presente trabalho possui apenas um PRF de 100 Hz e tensão de entrada de 100 V.

REFERÊNCIAS

- ASTM. **E1065/E1065M: Standard Practice for Evaluating Characteristics of Ultrasonic Search Units**, 1–23, 2014.
- ANDRADE, M.. **ANÁLISE DE MATERIAIS PIEZELÉTRICOS COMPÓSITOS PARA APLICAÇÕES EM TRANSDUTORES DE ULTRA-SOM**. *Defesa de Dissertação de Mestrado Da Escola Politécnica Da Universidade de São Paulo.*, 2006.
- BASAERI, H., CHRISTENSEN, D. B., & ROUNDY, S.. **A review of acoustic power transfer for bio-medical implants**. *Smart Materials and Structures*, 25(12), 1–23, 2016.
- BARR, R. G. BARR ET AL.. **Elastography Assessment of Liver Fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement**. *Ultrasound Q* 32 (2), 94–107 (2016).
- BERCOFF J.; TANTER M.; FINK M. **Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping**. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2004.
- BOTA, S., SPOREA, I., SIRLI, R., POPESCU, A., DANILA, M., JURCHIS, A., & GRADINARU-TASCAU, O.. **Factors associated with the impossibility to obtain reliable liver stiffness measurements by means of Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) elastography** - Analysis of a cohort of 1031 subjects. *European Journal of Radiology*, 83(2), 268–272., 2014.
- BRIGHAM, J. C., AQUINO, W., MITRI, F. G., GREENLEAF, J. F., & FATEMI, M.. **Inverse estimation of viscoelastic material properties for solids immersed in fluids using vibroacoustic techniques**. *Journal of Applied Physics*, 101(2), 2007.
- CARLSEN, J., EWERTSEN, C., LÖNN, L., & NIELSEN, M.. **Strain Elastography Ultrasound: An Overview with Emphasis on Breast Cancer Diagnosis**. *Diagnostics*, 3(1), 117–125, 2013.
- CHEN, Z.. Master of Science Thesis: **Assessment of ultrasound field properties and the potential effects on cells**. *Royal Institute of Technology*, 1–61, 2013.
- COELHO, B. S.. **MANUFACTURING OF MULTI-ELEMENT PIEZOELECTRIC TRANSDUCER FOR USE IN ULTRASOUND ELASTOGRAPHY**, 2017.
- CONITEC.. **Elastografia hepática ultrassônica no diagnóstico da fibrose hepática**. *Conitec*, (170), 1–31, 2015.
- COSTA, G.. **MÉTODO PARA ESTIMAR A ATENUAÇÃO ULTRASSÔNICA DE MATERIAIS UTILIZANDO A FORÇA DE RADIAÇÃO**. *Defesa de Dissertação de Mestrado da Universidade Federal do Rio de Janeiro*, 2015.
- DOHERTY, J., & TRAHEY, G. **ACOUSTIC RADIATION FORCE ELASTICITY IMAGING IN DIAGNOSTIC ULTRASOUND**. *IEEE Transactions on*, 2013.
- D'ONOFRIO, M. et al.. **Acoustic radiation force impulse of the liver**. *World J. Gastroenterol* 19 (30), 4841–4849, 2013.
- FARUK, T., ISLAM, M. K., AREFIN, S., HAQ, M. Z.. **The Journey of Elastography: Background, Current Status, and Future Possibilities in Breast Cancer Diagnosis**. *Clin. Breast Cancer* 15 (5), 313–324, 2015.
- FATEMI M.; Greenleaf J.F. **Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography**. *Science*, 1998.
- FRIZZELL, L. A.; CARSTENSEN, E. L.; DAVIS, J. D. **Ultrasonic absorption in**

- liver tissue.** v. 65, n. May 1979, p. 1309–1312, 2014.
- GARRA, B.S. **Elastography: history, principles, and technique comparison. Abdominal Imaging,** abr 2015, Volume 40, 680–697 p.
- GORE, I. G. E., BRANCH, N., ROMAN, T., ORANGE, E., WAYNE, K., & GORE, R. A.. **HIGH-INTENSITY ULTRASOUND THERAPY METHOD AND APPARATUS WITH CONTROLLED CAVTATION EFFECT AND REDUCED SIDE LOBES** United States Patent (19), (19), 1998.
- HWANG S.I. et al. **Elastographic Strain Index in the Evaluation of Focal Lesions Detected With Transrectal Sonography of the Prostate Gland.** J Ultrasound Med., mai 2016.
- KIM, Y. S., PARK, M. J., RHIM, H., LEE, M. W., & LIM, H. K.. **Sonographic analysis of the intercostal spaces for the application of high-intensity focused ultrasound therapy to the liver.** *American Journal of Roentgenology*, 203(1), 201–208, 2014.
- KOSE, S., ERSAN, G., TATAR, B., ADAR, P., ERTURK SENDEL
B.. **Evaluation of Percutaneous Liver Biopsy Complications in Patients with Chronic Viral Hepatitis.** *Eurasian J. Med* 47(3), 161–164, 2015.
- KROUSKOP T.A. et al. **Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression.** *Ultrason Imaging*, 1998.
- LEDINGHEN, V., VERGNIOL, J., FOUCHER, J., EL-HAJBI, F., MERROUCHE, W., & RIGALLEAU, V.. **Feasibility of liver transient elastography with FibroScan® using a new probe for obese patients.** *Liver International*, 30(7), 1043–1048., 2010.
- MCMURRAY, A. **Acoustic Radiation Force Impulse and Shear Wave Detection Imaging in the Liver.** and *Shear Wave Detection Imaging*, 2014
- MURTHI, S. B., FERGUSON, M., & SISLEY, A. C.. **Ultrasound physics and equipment. Bedside Procedures for the Intensivist**, 2010.
- NACIF, L.S. **Elastografia Hepática em pacientes com carcinoma hepatocelular em triagem para transplante de fígado.** São Paulo, 2014
- NIGHTINGALE K. R. et al . **On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force.** Department of Biomedical Engineering, Duke University , 2000
- NIGHTINGALE, K.. **Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging : A Review.** *Pulse*, 328–339, 2011.
- NIGHTINGALE, K. **Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review.** *Current Medical Imaging Reviews*, v. 7, n. 4, p. 328–339, 2012.
- NG, M., FLEMING, T., ROBINSON, M., THOMSON, B., GRAETZ, N., MARGONO, C., ... GAKIDOU, E.. **Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980-2013: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013.** *The Lancet*, 384(9945), 766–781, 2014.
- OPHIR J.; MILLER R.K.; PONNEKANTI H.; CESPEDES I.; WHITTAKER A.D. **Elastography of beef muscle.** *Meat Science* 36, 1994.
- PALMERI, M. L., MEMBER, S., NIGHTINGALE, K. R., WU, J., NYBORG, W. L., BASAERI, H., ... GORE, R. A.. **On the Thermal Effects Associated with Radiation Force Imaging of Soft Tissue.** *Advanced Drug Delivery Reviews*, 51(12), 1103–1116, 2004.
- PARKER, K. J.. **Ultrasonic attenuation and absorption in liver tissue.** *Ultrasound in Medicine and Biology*, 9(4), 363–369, 1983.
- RATTANADECHO, P.; KEANGIN, P. **Numerical study of heat transfer and**

- blood flow in two-layered porous liver tissue during microwave ablation process using single and double slot antenna.** International Journal of Heat and Mass Transfer, v. 58, n. 1–2, p. 457–470, 2013
- SANTOS, D. S., CARDOSO, F. M., & FURUIE, S. S.. **TWO-DIMENSIONAL ULTRASOUND TRANSDUCER ARRAY FOR ACOUSTIC RADIATION FORCE IMPULSE IMAGING.** COBEM-2017- 0592
- SADEGHI S., ROTHENBERGER S., AKBARIAN D., CORTES D.H.. **Effect of Frequency and Focal Depth of Push Pulses on Acoustic Intensity, Mechanical Index, and Shear Wave Amplitude for Elastography Imaging.** Distributed under Creative Commons CC-BY 4.0, 2017.
- SHUNG, K. K., & ZIPPARO, M. J.. **Ultrasonic transducers and arrays.** *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 15(6), 20–30, 1996.
- SIGRIST, R. M. S., LIAU, J., KAFFAS, A. EL, CHAMMAS, M. C., & WILLMANN, J. K.. **Ultrasound elastography: Review of techniques and clinical applications.** *Theranostics*, 7(5), 1303–1329, 2017.
- TAVARES, E.. **Transdutores de Ultra-Som : Modelagem , Construção e Caracterização Conteúdo**, 2004.
- TOKIN, N. E. C.. **Piezoelectric Ceramics.** *Devices Thru Material Innovation*, 5, 2013.
- TROTS,I., NOWICKI,A.. **Influence of the Transducer Bandwidth on Compressed Ultrasonic Echoes.** *Arch. Acoust.* 32 (4), 903–915 ,2007.
- WU, J., & NYBORG, W. L.. **Ultrasound, cavitation bubbles and their interaction with cells.** *Advanced Drug Delivery Reviews*, 60 (10), 1103–1116, 2008.
- YIN, M., & VENKATESH, S. K. . **Ultrasound or MR elastography of liver: which one shall I use?** *Abdominal Radiology*, 1–6, 2017.
- ZHOU Y., ZHAI L., SIMMONS R., AND ZHONG P. **Measurement of high intensity focused ultrasound fieldsby a fiber optic probe hydrophone.** *Journal of the Acoustical Society of America* 120(2): 676-685, 2006