



VALÉRIA MONTEIRO DO NASCIMENTO

**SIMULAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO DE TRANSDUTORES
ULTRASSÔNICOS DE ALTA FREQUÊNCIA DO TIPO ARRAY
ANULAR COM E SEM ESPAÇAMENTO ENTRE ANÉIS**

**CAMPINAS
2013**



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

VALÉRIA MONTEIRO DO NASCIMENTO

SIMULAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO DE TRANSDUTORES ULTRASSÔNICOS
DE ALTA FREQUÊNCIA DO TIPO ARRAY ANULAR COM E SEM
ESPAÇAMENTO ENTRE ANÉIS

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutora em Engenharia Elétrica, na área de Engenharia Biomédica.

Orientadora: Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE
DEFENDIDA PELA ALUNA VALÉRIA MONTEIRO DO NASCIMENTO
E ORIENTADA PELA PROFA. DRA. VERA LÚCIA DA SILVEIRA NANTES BUTTON

CAMPINAS

2013

iii

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Elizangela Aparecida dos Santos Souza - CRB 8/8098

N17s Nascimento, Valéria Monteiro do, 1974-
Simulação do campo acústico de transdutores ultrassônicos de alta frequência do tipo array anular com e sem espaçamento entre anéis / Valéria Monteiro do Nascimento. – Campinas, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Vera Lúcia da Silveira Nantes Button.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Ultrassom. 2. Simulação. 3. Transdutores piezoelétricos. 4. Campo acústico. I. Button, Vera Lúcia da Silveira Nantes, 1959-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em inglês:

Simulation of acoustic field of high frequency annular array transducers with and without kerf

Palavras-chave em inglês:

Ultrasound

Simulation

Piezoelectric transducers

Acoustic field

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Doutora em Engenharia Elétrica

Banca examinadora:

Vera Lúcia da Silveira Nantes Button [Orientador]

Joaquim Miguel Maia

Eduardo Tavares Costa

Sérgio Santos Muhlen

Antônio Adilton Carneiro

Data de defesa: 10-05-2013

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE DOUTORADO

Candidata: Valéria Monteiro do Nascimento

Data da Defesa: 10 de maio de 2013

Título da Tese: "Simulação do Campo Acústico de Transdutores Ultrassônicos de Alta Frequência do Tipo Array Anular Com e Sem Espaçamento Entre Anéis"

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (Presidente): *Vera Lucia da Silveira Nantes Button*
Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia: *JM Maia*
Prof. Dr. Antônio Adilton Oliveira Carneiro: *Adilton*
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa: *Eduardo*
Prof. Dr. Sérgio Santos Muhlen: *Sergio Santos W*

Dedico este trabalho aos meus pais pelo seu apoio e confiança, às minhas irmãs pelo companheirismo e às minhas sobrinhas pelo carinho e amizade.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Vera Lúcia Button, orientadora e incentivadora do trabalho.

Aos amigos pelo apoio amizade, incentivo e paciência durante o desenvolvimento.

Ao Mauricio pela amizade e companheirismo durante o mestrado e doutorado.

À Valdinéia (Val) pela amizade, ajuda com os materiais na biblioteca, matrícula e outros assuntos.

À Vanessa, Daniela, Helene, Fabiana, Christiana, Márcia, Anna, Carlos Abe, e demais amigos da natação da UNICAMP e AABB.

À Sra. Angélica e Ivanildes pelo apoio, conversas e incentivos, sem os quais não teria concluído o trabalho.

“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

Chico Xavier

RESUMO

Para observar o efeito no campo acústico dos diversos parâmetros de configuração do projeto de um transdutor ultrassônico, foram simuladas várias configurações de transdutor de alta frequência (5 a 50 MHz), tipo *array* anular, com *kerf* e *kerfless*, de cerâmica PZT-5H e de filme de PVDF. Transdutores com configurações de três, quatro, cinco e seis anéis, em que os anéis possuíam a mesma largura foram simulados com elemento ativo de cerâmica. E transdutores com cinco, seis, sete, oito e dez anéis de mesma área, com separação física entre os elementos (*kerf*) e sem separação física entre os elementos (*kerfless*) foram simulados com elementos piezoelétricos de cerâmica PZT-5H e filme de PVDF. Também foram testados materiais de diferentes impedâncias acústicas nas camadas de retaguarda (epóxi, epóxi e Araldite, ferro, tungstênio, alumina e madeira), foram usadas diversas funções de excitação dos elementos piezoelétricos (*Blackman*, *Wavelet*, *Gauss*, *Seno*, *Step*) em frequências variadas, além de se acionar os diversos elementos anelares isoladamente, em grupos e com atraso temporal. O objetivo das simulações realizadas foi determinar a melhor configuração de um transdutor *array* anular, quanto ao número de anéis, espaçamento entre eles e necessidade ou não de separação física entre os elementos, levando-se em conta a complexidade de construção e as características do campo acústico gerado. Para isso, os parâmetros observados no campo acústico foram a amplitude do pico, a amplitude média de pressão, a profundidade do campo, a colimação do feixe principal e a presença de lóbulos laterais. Outros parâmetros observados foram a tensão e a carga nos elementos. Os resultados obtidos nas simulações dos transdutores *arrays* circulares, feitas com o programa PZFlex®, foram processados no Matlab® para visualização do campo acústico e extração de parâmetros. As funções de transferência do sinal de excitação e da resposta à estimulação foram calculadas com os dados obtidos. O transdutor *kerfless* foi simulado no PZFlex® e seus resultados processados no Matlab®, para comparar com os resultados do transdutor com *kerf* de mesma configuração. Os resultados das simulações mostraram que o campo acústico neste tipo de transdutor, *array* anular, tem a região de campo distante começando bem próximo à face do transdutor. A camada de retaguarda de epóxi e Araldite® apresentou valores mais elevados de amplitude do campo acústico. A função de excitação foi *Wavelet* na frequência de 30 MHz devido às restrições da relação diâmetro / espessura da cerâmica PZT-5H. O transdutor *kerfless* apresentou um campo acústico com as mesmas características do transdutor com *kerf*, com a vantagem de sua construção ser mais simples.

Palavras-chave: ultrassom, transdutor, *array* anular, alta frequência.

ABSTRACT

In order to observe the effect of ultrasound transducers parameters configurations in an acoustic field, simulations were made in some different configuration of an annular array ultrasound transducer in high frequency (5 to 50 MHz), kerf and kerfless, with active element of PZT - 5H ceramic or PVDF. The transducers configurations simulated were three, four, five and six annulus, with the same width, and the active element was PZT-5H. And transducers with five, six, seven, eight and ten annulus, with the same area, with and without physical separation between the elements had been simulated with active element of PZT-5H ceramics or PVDF. The materials of backing layer (epoxy, epoxy and Araldite, iron, tungsten, alumina and wood dust) with different impedance were also be tested, and a variety of excited functions (Blackman, Wavelet, Gauss, Sine, Step), in different frequencies, and also with time delay in active elements. The objective of this simulation was to find out the better configuration of an annular array ultrasound transducer in high frequency, the number of annulus, spacing between them, the area, the transducer is kerf or kerfless, considering the build complexity and the characteristics of acoustic field. To do this, the peak amplitude, the depth and the average amplitude of the acoustic field was measured. The charge and the voltage in the elements were also observed. The results obtained in simulations in PZFlex® software were run in Matlab® to visualize the acoustic field and to extract parameter. The ultrasound kerfless transducer was simulated in PZFlex® and the data obtained runs in Matlab®, the results were compared with the results of a transducer with kerf in the same configuration. The simulation results showed that the acoustic field of this kind of transducer has Fraunhofer zone began near the transducer's face. The backing layer with epoxy and Araldite® showed high amplitude of acoustic field. The frequency 30 MHz was choice due to diameter/thickness relations. The excitation function was wavelet, as this present high values response in acoustic field. Kerfless transducer showed acoustic field characteristics the same as the kerf transducers, with the advantage of a simple construction.

Keywords: ultrasound, transducer, annular array, high frequency.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Padrões dos elementos piezoelétricos de transdutores ultrassônicos: (a) de elemento único circular e (b) de múltiplos elementos: b1 – array 1D; b2 – array 2D. b3 – array 1,5D; b4 – anular 1D; b5 – anular 2D; e b6 circular 1D.	12
Figura 2.2. Representação do corte transversal de um transdutor piezoelétrico de elemento único mostrando seus principais componentes	13
Figura 2.3. Diagrama esquemático da medida de espalhamento do feixe acústico. (b) Representação das variações de amplitude axial e lateral do campo acústico	15
Figura 2.4. (a) Representação da secção transversal de um array linear mostrando seus componentes (b) parâmetros dimensionais de um array	17
Figura 2.5. Representação do campo acústico de transdutores de elemento único (a) e de múltiplos elementos (16) tipo array linear quando todos os elementos são pulsados (b) ou apenas 4 (c)	18
Figura 2.6. Diferenças entre os feixes acústicos de um array linear (a) todos os elementos acionados ao mesmo tempo e de um phased array: (b) translação do feixe (beam steering); (c) focalização; e (d) translação e focalização	19
Figura 2.7. Influência do número e do espaçamento de elementos de um array na presença de lobos laterais no campo acústico gerado.....	22
Figura 2.8. (a) diagrama esquemático do array anular com um circuito flexível. Os traços cinzentos são os anéis ativos e terra no lado superior do cabo flexível. Os traços pretos estão no lado inferior e são conectados à parte superior. Os traços inferiores terminam para soldar a interconexão com o cabo coaxial. (b) Secção transversal de um array anular	26
Figura 2.9 Onda X (a) distribuição em função de p , Z ; (b) A representação pulsada da onda X plana	32
Figura 3.1. Fluxograma da geração de códigos para simulação de uma configuração de transdutor	38
Figura 3.2. Diagrama esquemático da vista lateral dos transdutores simulados: (a) transdutor kerfless e (b) transdutor com kerf	40
Figura 3.3. (a) Vista frontal de um transdutor formado por um array anular com seis anéis de mesma largura e (b) vista lateral do transdutor explicitando os componentes. As regiões em branco correspondem aos elementos ativos e as regiões em preto ao espaçamento	43
Figura 3.4. Função Blackman com 100 pontos de resolução e 1 V de amplitude .	44

Figura 3.5 Vista de um transdutor com cinco elementos de áreas iguais. (a) vista frontal: as regiões em branco correspondem aos elementos ativos e as regiões em cinza ao espaçamento; (b) vista lateral	50
Figura 3.6 Formas das funções de excitação (a) Wavelet, (b) Gauss. Escala vertical em Volts e escala horizontal em segundos	54
Figura 3.7 Formas das funções de excitação (a) Seno e (b) Step. Escala vertical em Volts e escala horizontal em segundos.	54
Figura 3.8 (a) Função de excitação, amplitude em Volts versus tempo em segundos e (b) a sua transformada de Fourier (versus frequência em Hertz).	58
Figura 4.1 Campos acústicos (intensidade normalizada) resultantes das simulações do transdutor com três anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionado pelas frequências (a) 13MHz, (b) 14MHz, (c) 16MHz, (d) 20MHz e (e) 40MHz.....	66
Figura 4.2 Perfis dos campos acústicos no plano XY, mostrando as intensidades de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul) das simulações do transdutor com três anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionado pelas frequências (a) 13MHz, (b) 14MHz, (c) 16MHz, (d) 20MHz e (e) 40MHz. À direita de cada figura é mostrado um zoom do perfil do campo, na região de campo próximo.	67
Figura 4.3 Campos acústicos resultantes das simulações do transdutor com quatro anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 20MHz, (d) 30MHz, (e) 41MHz e (f) 50MHz.	70
Figura 4.4 Perfis dos campos acústicos no plano XY, mostrando as intensidades de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul) das simulações do transdutor com quatro anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 20MHz, (d) 30MHz, (e) 41MHz e (f) 50MHz.....	71
Figura 4.5 Campos acústicos resultantes das simulações do transdutor com cinco anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 30MHz e (d) 45MHz.	72
Figura 4.6 Perfis dos campos acústicos no plano XY, mostrando as intensidades de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul) das simulações do transdutor com cinco anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 30MHz e (d) 45MHz.	73
Figura 4.7. Campos acústicos (representação 3D à esquerda e 2D à direita mostrando as intensidades de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul)) resultantes das simulações do transdutor com seis anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências 20MHz (a), 35MHz (b), 45MHz (c) e 49MHz (d).....	74

Figura 4.8 Transdutor com três anéis de mesma largura, espessura da camada de acoplamento acústico de $3\lambda/4$; frequência de excitação: (a) 13MHz, (b) 16MHz (c) 14MHz, (d), 20MHz e (e) 40MHz.	76
Figura 4.9 Progressão da frente de ondas do campo acústico em nove instantes diferentes ($1\mu s$ e $3\mu s$ a $10\mu s$) após a excitação do anel um (elemento central) de um transdutor de três anéis.	79
Figura 4.10 Gráfico de intensidade máxima do campo acústico em função da frequência dos transdutores simulados todos simultaneamente.	82
Figura 4.11 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com cinco anéis em três frequências de excitação: 30MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) campo axial; 50MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) campo axial; e (j) vista lateral com indicação dos materiais e distribuição dos anéis do transdutor.	84
Figura 4.12 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com seis anéis em três frequências de excitação; 30MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial	87
Figura 4.13 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com sete anéis em três frequências de excitação; 30MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.....	90
Figura 4.14 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com oito anéis em três frequências de excitação; 30MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.	92
Figura 4.15 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com dez anéis em três frequências de excitação; 30MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.....	95
Figura 4.16 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com cinco anéis com camada de retaguarda de epóxi e araldite (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial.	96
Figura 4.17 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com seis anéis com camada de retaguarda de epóxi e araldite (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; e com camada de retaguarda de ferro (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial.	97

Figura 4.18 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com sete anéis com camada de retaguarda de epóxi e araldite (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; e com camada de retaguarda epóxi (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial.	99
Figura 4.19 Tensão e carga nos elementos do transdutor de dez elementos ativos excitados pela função <i>Blackman</i> (a) todos os elementos excitados, (b) décimo anel em aberto, (c) nono e décimo anéis em aberto; (d) oitavo, nono e décimo anéis em aberto.....	104
Figura 4.20 Tensão e carga nos elementos do transdutor de dez elementos ativos (a) excitados pela função seno; (b) excitados pela função <i>Wavelet</i> , (c) excitados pela função <i>Step</i> ; (d) excitados pela função Gauss.	105
Figura 4.21 (a) Sinal aplicado a todos os elementos do transdutor simultaneamente (b) resposta ao sinal no tempo de todos os elementos excitados, (c) sinal aplicado somente no anel 7 e (d) resposta a este sinal do anel 7.	106
Figura 4.22 Representações 3D (a) e 2D (b) no plano XY do campo acústico do transdutor com sete anéis ativos e espaçamento 0,4mm. Em (b) azul anil estão representados os contornos de campo com intensidade -20dB abaixo da máxima, em azul claro de -10dB, em amarelo de -6dB e em vermelho de -3dB.....	108
Figura 4.23 Campo acústico simulado do transdutor com sete anéis ativos e espaçamento 0,4mm. (a) contornos de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo), -10dB (azul claro) e -20dB (azul anil) e (b) visualização do campo para determinação do pico de pressão.....	110
Figura 4.24 Representações 3D e 2D do campo acústico do transdutor de oito anéis simulado com as funções (a) <i>Step</i> e (b) <i>Wavelet</i>	112
Figura 4.25 Representações 3D e 2D do campo acústico do transdutor de oito anéis simulado com as funções (a) <i>Blackman</i> , (b) Gauss e (c) Seno.	113
Figura 4.26 (a) Sinal acústico e (b) transformada de Fourier no anel dois; (c) sinal anel cinco e (d) transformada no anel cinco. Em ambos os casos o primeiro anel foi excitado com a função <i>Blackman</i>	116
Figura 4.27 Variação do perfil do campo acústico no plano XY quando apenas o (a) segundo elemento (b) terceiro elemento, (c) quarto elemento e (d) quinto elemento do transdutor é acionado.	118
Figura 4.28 Perfil do campo acústico do transdutor kerfless de sete anéis no plano XY: quando somente o segundo anel (a) sexto elemento ou o (b) sétimo elemento é estimulado.....	119
Figura 4.29 Campo acústico 3-D do transdutor quando apenas o sétimo elemento era estimulado.....	122

Figura 4.30 Campo acústico 3-D do transdutor quando somente o (a) primeiro elemento, (b) segundo elemento, (c) terceiro elemento, (d) quarto elemento, (e) quinto elemento ou (f) sexto elemento foi acionado. 123

Figura 4.31 Perfil do campo acústico do transdutor quando (a) todos os elementos foram estimulados; (b) somente o primeiro elemento foi acionado; (c) somente o segundo elemento foi acionado; (d) somente o terceiro elemento foi acionado.. 127

Figura 4.32 Perfil do campo acústico do transdutor variando o elemento ativo. Acionando somente o (a) quarto elemento; (b) quinto elemento; (c) sexto elemento; e (d) sétimo elemento. 128

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 Características do feixe e do transdutor.	21
Tabela 3.1 Propriedade dos Materiais	39
Tabela 3.2 Resumo das configurações de transdutor simuladas	42
Tabela 3.3 Configuração dos transdutores com anéis de mesma largura	45
Tabela 3.4. Raios do elemento central e dos anéis e largura dos anéis para valores variados de espaçamento e elementos de mesma área para os diferentes <i>arrays</i> simulados	49
Tabela 3.5. Raios do elemento central e dos anéis e largura dos anéis para valores fixos de espaçamento, diâmetro total aproximadamente 10mm e área dos anéis iguais.	51
Tabela 3.6. Configurações para simulação do transdutor com sete elementos ...	57
Tabela 3.7 Parâmetros do PVDF e o PZT	62
Tabela 3.8 Propriedades dos materiais PZT5H e PVDF	63
Tabela 4.1 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com separação física entre os elementos, variando a frequência de excitação dos transdutores.	90
Tabela 4.2 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com <i>kerf</i> , com alteração da camada de retaguarda	93
Tabela 4.3 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com separação física entre os elementos, variando a função de estimulação dos transdutores.	100
Tabela 4.4 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com separação física entre os elementos, com variação dos elementos estimulados.	102
Tabela 4.5 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área <i>kerfless</i> , com alteração da função de excitação.	111
Tabela 4.6 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área <i>kerfless</i> , com alteração do número de elementos estimulados.	114
Tabela 4.7 Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área material piezoelétrico é o PVDF, com alteração da camada de retaguarda.	130

LISTA DE SÍMBOLOS

a	abertura
A	área transversal do feixe
b	elemento de largura
c	velocidade da onda sonora
D	diâmetro
e	largura de um elemento individual
E	largura do espaçamento entre os anéis
f	frequência do ultrassom
g	espaçamento entre elementos ativos
H	altura do elemento ou elevação
k_t	Constante de Acoplamento
k-th	késimo canal
l-th	lésimo elemento
l	comprimento do passo
L	largura total
N	número total de elementos
M	número de pontos de amostragem
Pa	unidade de pressão em Pascal
P	potência ultrassônica em watts
p	passo (pitch) ou distância entre os centros de dois elementos adjacentes
Q	fator de qualidade
R_{externo}	raio externo do anel
r_{interno}	raio interno do anel
s	espaço entre os elementos do <i>array</i>
t'	tempo efetivo do pulso
T	espessura da cerâmica
Z	impedância acústica

μ	coeficiente de absorção total
ρ	densidade
v	velocidade da partícula
θ	ângulo de desvio do feixe em relação ao eixo
θ_0	ângulo de incidência normal da onda
λ	comprimento de onda
d_h	coeficiente
C_{xx}^E	coeficiente
g_h	coeficiente
e_{ij}	coeficiente
d_{ij}	constante piezelétrica

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1-D	Uma dimensão
2-D	Duas dimensões
3-D	Três dimensões
HF	Alta frequência
PSF	Point-spread function
PVDF	Fluoreto de Polivinilideno
PZT	Titanato Zirconato de Chumbo
RA	Resolução axial
RF	Rádio frequência
Rx	Recepção
Tx	Transmissão
UVA	Raios ultravioleta tipo A
UVB	Raios ultravioleta tipo B

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	11
2.1 Transdutor de Ultrassom	11
2.1.1 Transdutor Composto por Múltiplos Elementos (<i>array</i>)	16
2.1.2 Transdutor Eletrônico Tipo <i>Anular Array</i>	26
2.2 Tipos de Feixe	28
3 MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1 Introdução	33
3.2 PZFlex	34
3.3 Protocolos de Simulação	41
3.3.1 Simulações de <i>Arrays</i> Tipo <i>Kerf</i> com Elementos Anulares de PZT-5H de Mesma Largura (simulação 1)	43
3.3.2 Simulações de <i>Arrays</i> Tipo <i>Kerf</i> e <i>Kerfless</i> com Elementos Anulares de Mesma Área de PZT-5H	46
3.3.2.1 Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação da frequência de excitação (simulação 2)	52
3.3.2.2 Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação do material da camada de retaguarda (simulação 3)	52
3.3.2.3 Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 4).....	53
3.3.2.4 Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação do número de elementos ativos (simulação 5)	55
3.3.2.5 Simulação de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com sete elementos com variação no espaçamento dos anéis e do número de elementos ativos (simulação 6)	56

3.3.3 Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerfless</i> com elementos de PZT-5H de mesma área	58
3.3.3.1 Simulações de <i>arrays</i> com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 7).....	59
3.3.3.2 Simulações de <i>arrays</i> com variação do número de elementos ativos (simulação 8)	59
3.3.3.3 Simulações de <i>arrays</i> com sete elementos (simulação 9)	60
3.3.4 Simulações de <i>arrays</i> com elementos anulares de PVDF de mesma área com variação do número de elementos ativos (simulação 10)	61
4 RESULTADOS	65
4.1 - Transdutores com Elementos Anulares de Mesma Largura de PZT-5H (simulação 1)	65
4.2 Transdutores com Elementos Anulares de Mesma Área de PZT-5H	76
4.2.1 Simulações de Transdutores com Separação Física entre os Elementos	76
4.2.1.1. Simulações com variação da frequência de excitação (simulação 2)	77
4.2.1.2. Simulações com variação do material da camada de retaguarda (simulação 3)	91
4.2.1.3. Simulações variando a função de excitação dos transdutores (simulação 4)	98
4.2.1.4. Simulações variando o número de elementos excitados dos transdutores (simulação 5).....	100
4.2.1.5 Simulação de transdutores com sete elementos (simulação 6)	105
4.2.2 Simulações de transdutores de mesma área <i>kerfless</i>	110
4.2.2.1. Simulações variando a função de excitação dos transdutores (simulação 7)	111
4.2.2.2- Simulações Variando o número de elementos excitados (simulação 8)	112

4.2.2.3. Simulações de transdutores <i>kerfless</i> de sete elementos (simulação 9)	115
4.2.3 Simulações com elementos anulares de mesma área de PVDF (simulação 10)	128
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	133
5.1 - Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com elementos anulares de PZT- 5H de mesma largura (simulação 1)	133
5.2 - Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com elementos anulares de PZT- 5H de mesma largura (simulação 1)	134
5.2.1. Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação da frequência de excitação (simulação 2)	134
5.2.2. Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação do material da camada de retaguarda (simulação 3)	135
5.2.3. Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 4)	136
5.2.4. Simulações de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com variação do número de elementos ativos (simulação 5)	137
5.2.5. Simulação de <i>arrays</i> tipo <i>kerf</i> com sete elementos com variação no espaçamento dos anéis e do número de elementos ativos (simulação 6)	138
5.2.6. Simulações de <i>arrays</i> com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 7)	138
5.2.7. Simulações de <i>arrays</i> com variação do número de elementos ativos (simulação 8)	139
5.2.8. Simulações de <i>arrays</i> com sete elementos (simulação 9)	145
5.3. Simulações de <i>arrays</i> com elementos anulares de PVDF (simulação 10)	141
5.4. Conclusão	141
6 REFERÊNCIAS	143
APÊNDICES E ANEXO	151
APÊNDICE	153

A.1 - Matriz com as Propriedades dos Materiais.....	153
A.2 - Código Elaborado para Simulação de um Transdutor de Oito Anéis Estimulados com a Função Seno	156
A.3 - Código com as Propriedades e que Gera a Matriz para Simulações em PVDF	163
A.4 - Exemplo do Código do Transdutor Simulado com Dez Anéis de PVDF	166
A.5 - Exemplo de um Código para Simulação de Transdutor Kerfless de Sete Elementos com Variação do Número de Elementos Excitados	173
ANEXO 1 – PZFLEX – Software de Simulação	189
A1.1 - Introdução	189
A1.2 - Modelo de Transdutor como Oscilador Acoplado	190
A1.2.1. Equações de Movimento	190
A1.3. Algoritmo de Elementos Finitos em Piezoelectricidade	192
A1.3.1. Equações Diferenciais do Modelo	192
A1.3.2. Equações Discretas de Elementos Finitos	193
A1.3.3. Algoritmos de Solução no Tempo.....	195
A1.4. Modelamento por Elementos Finitos para Transdutores e <i>Arrays</i>	198
A1.4.1. Discretização Espacial e Temporal	198
A1.4.2. Materiais Atenuantes	199
A1.4.3. Condições de Contorno	200
A1.4.4. Extrapolação para o Campo Próximo e Distante	201
A1.4.5. Circuitos Elétricos	202
A1.5. Parâmetros de Simulação	203
A1.5.1. Análise de Elementos Finitos (FEA)	203
A1.5.2 Definições Gerais do Código.....	205

Capítulo 1 – Introdução

O objetivo das técnicas de geração de imagem médicas por ultrassom é obter informações sobre a estrutura e funcionamento de órgãos do corpo humano, com os propósitos de detectar e caracterizar tecidos e mostrar eventuais lesões (Cannata *et.al.*, 2003). A caracterização quantitativa de tecidos por ultrassom utiliza informações presentes no sinal acústico para detectar, identificar, monitorar, ou avaliar o tecido de interesse. A caracterização de tecidos baseada na análise do sinal de RF refletido inclui estimação da atenuação por vários métodos, técnicas de difração, análise quantitativa de espalhadores e análise de espectro (Feleppa e Yaremko, 1987).

Os sistemas ultrassônicos convencionais de imagem usam tipicamente frequências de 2 a 15 MHz. Para melhorar a definição espacial, uma estratégia óbvia seria aumentar a frequência. A resolução axial é determinada pela duração do pulso ou pela largura de faixa do pulso. A resolução lateral no ponto focal é determinada pelo produto entre o número-f, definido como a relação da distância focal pela distância do transdutor, e o comprimento de onda (λ). Para um número fixo de ciclos por pulso, um aumento na frequência conduziria a uma redução no comprimento de onda e na duração do pulso (Shung, 2009).

A expansão das aplicações clínicas do ultrassom e a necessidade de melhorar a resolução das imagens obtidas levaram ao estudo de sistemas de geração de imagens por ultrassom de alta frequência. Em frequências ultrassônicas muito altas (maior que 20 MHz) a definição espacial do campo acústico aumenta, a resolução da imagem obtida aumenta, porém se perde na profundidade de penetração do feixe ultrassônico, devido ao aumento da

atenuação do ultrassom nos tecidos que é aproximadamente linear e proporcional à frequência usada. Para compensar estas perdas do sinal com a profundidade, a sensibilidade e a largura de banda devem ser otimizadas no sistema de imagens (Cannata *et al.*, 2003). Utilizando ultrassom com uma frequência de 50 MHz, podem ser conseguidas definições axial e lateral melhores que 20 μm e 100 μm , respectivamente, mas a profundidade da penetração na maioria de tecidos seria limitada a 8 – 9 mm (Shung, 2009). As imagens típicas de ultrassom em alta frequência têm a definição muito fina em pequenas profundidades em uma profundidade de campo limitada (Mamou *et al.*, 2010).

A maioria das pesquisas mediadas por ultrassom de alta frequência centrou-se sobre a demonstração prática da tecnologia *in vitro* ou em modelos de animais (Shung, 2009; Kasprzak e Iskander, 2010). Menor ênfase foi colocada no projeto eletrônico dos transdutores ultrassônicos. Muitos resultados pré-clínicos indicam a utilização de uma larga escala de intensidades de ultrassom, com várias durações do pulso, com diferentes frequências de repetição de pulso, e larga faixa de frequências, demonstrando que antes de seu uso amplo é necessário avaliar algumas características como:

- Habilidade de fornecer de forma não invasiva energia de ultrassom de uma fonte externa ao corpo através da pele;
- Habilidade de acoplar facilmente esta energia ao corpo através dos mecanismos e das estruturas apropriados de acoplamento;
- Habilidade de atingir um volume de tecido através da focalização, do posicionamento mecânico, e/ou da colocação eletrônica do foco, evitando as estruturas críticas que podem ser próximas, e contato durante o tratamento. Isto é especialmente importante na presença do movimento do tecido;

- Habilidade de avaliar um volume terapêutico significativo em uma quantidade de tempo aceitável; e
- Facilidade de incorporação nas terapias atuais (por exemplo, para complementar tratamentos de quimioterapia) (Seip *et al.*, 2010).

O transdutor de ultrassom é o componente mais importante num sistema de imagem ultrassônico. Sua função é converter o sinal elétrico aplicado em onda de pressão, que se propaga no meio, e gerar um sinal elétrico quando uma onda de pressão é aplicada na recepção. Um transdutor bem projetado fará esta conversão com alta fidelidade, com boa eficiência e quase não introduzindo ruído ou outros artefatos (Jensen e Svendsen, 1992).

Nos transdutores matriciais (do tipo *array*) vários elementos pequenos são justapostos para produzir um único feixe. Quando esses elementos são ativados harmonicamente, geram um feixe que tem uma forma similar ao de um elemento único, com as mesmas dimensões de todos os elementos individuais juntos. Se o *array* é construído com os elementos colocados lado a lado, o feixe pode ser gerado a partir de qualquer ponto do *array* através da excitação eletrônica, escolhendo o elemento ou grupo de elementos apropriados. Isso também possibilita a focalização eletrônica e a mudança de direção do feixe, sem mudar a posição do transdutor (Angelsen *et al.*, 1995, Wells, 2000).

A abertura efetiva é um parâmetro comumente usado para medição de *crosstalk* elétrico ou acústico entre elementos de um *array* ultrassônico, este parâmetro é obtido do perfil do feixe obtido pelo pulso de cada elemento individual com uma função de excitação conhecida (LeDet e Zanelli, 1999).

Uma das grandes melhorias estudadas no feixe formado por um transdutor é a obtenção de um feixe estreito com grande sensibilidade e pequenos níveis de lóbulos laterais, consistente com restrições no tamanho do transdutor no formato imposto pelas considerações anatômicas. Através de um atraso entre os

sinais de acionamento dos elementos do *array*, é possível obter uma grande variedade de feixes e focos (Angelsen *et al.*, 2003).

Feixes com difração limitada são produzidos por um sistema de radiação de abertura infinita e a energia propaga a uma distancia também infinita sem espalhamento, na teoria. Porém na prática, feixes com difração limitada podem somente ser aproximados por um sistema real de abertura finita, que tenha uma grande profundidade de campo e uma aproximação da propriedade de independência da profundidade (Lu e Greenleaf, 1994).

O *array* linear é composto de um grande número de elementos em linha. Possui uma face plana que produz uma imagem em formato retangular; é possível mudar o ângulo do feixe provocando um atraso eletrônico na excitação dos elementos. Quando a face do transdutor possui uma curvatura convexa produz imagens em formato setorial. É possível mudar o formato do setor através de atrasos entre os acionamentos dos elementos do transdutor. Os *arrays* lineares apresentam limitações quanto a um contato adequado com a pele devido ao tamanho do transdutor (Angelsen *et al.*, 1996, Wells, 2000). Em geral *arrays* lineares são muito úteis para exploração de superfícies grandes do corpo. *Arrays* setoriais permitem o uso de sensores pequenos com uma face pequena em contato com a pele (Berson *et al.*, 1999).

Uma maneira de produzir campos acústicos axi-simétricos, estreitos, e com difração limitada é usar transdutores do tipo *array* anular. O número de elementos num *array* anular é usualmente menor que num *array* linear e pode ser utilizado com um circuito elétrico mais simples, proporcionando melhor qualidade da imagem. Um *array* anular, composto por uma série de anéis concêntricos de material piezoelétrico, intercalados por um polímero gera um feixe acústico estreito com grande sensibilidade e pequenos níveis de lóbulos laterais, permitindo que se varie o foco através da introdução de atraso no sinal de excitação de cada elemento do *array* (Angelsen, 1995; Qian *et al.*, 2009). Transdutores em

configuração de *array* anular com elementos de mesma área, resultam em anéis externos muito estreitos e com padrões complexos de vibração, o que impõe um limite prático sobre a abertura máxima que pode ser conseguida (Naesholm *et al.*, 2009).

Arrays anulares podem ser fabricados com a face plana ou com curvatura esférica; embora o princípio de focalização dinâmica seja o mesmo para todos, *arrays* curvados são vantajosos comparados com os *arrays* planos porque é necessário um número menor de elementos para se conseguir o mesmo alcance de profundidade de campo. Para dois transdutores, um com curvatura esférica e outro plano com o mesmo número de elementos e mesma abertura, aquele que possui curvatura esférica tem melhor definição lateral (Shaulov *et al.*, 1989). O transdutor desenvolvido por Silverman *et al.* (2006) consiste em um *array* anular curvo com cinco elementos de PVDF de áreas iguais. Eles obtiveram com este *array* anular uma excelente qualidade da imagem, comparado com transdutores de elemento único e do tipo *array* lineares planos.

A obtenção de uma resolução lateral melhor é sempre desejável em imagens de ultrassom. A resolução lateral nos sistemas de imagem de ultrassom é inversamente proporcional à área ativa do transdutor. Para um *array* linear ou em fase, existe uma relação linear entre a área ativa e o número de elementos do *array*. Para um *array* anular, a área ativa é proporcional à raiz quadrada do número de elementos; porém, um aumento de quatro vezes no número de elementos requer uma melhora de duas vezes na resolução lateral. Se a área ativa for aumentada simplesmente pelo aumento da área dos elementos do *array*, resultará em lóbulos laterais maiores. Brown e Lockwood (2005) desenvolveram um *array* anular que permite um aumento significativo na resolução lateral sem um aumento correspondente no número de elementos ou do nível dos lóbulos laterais. Ao invés de aumentar a área ativa pelo aumento da área dos elementos do *array*, o espaçamento entre os elementos é aumentado. O aumento do espaçamento do *array* acarreta uma melhora na resolução e sem aumentar a amplitude dos lóbulos

laterais. A área ativa, frequência, distância focal, número de elementos, raio de curvatura, e largura de banda todos irão influenciar o padrão do feixe do *array* anular. A resposta ao impulso dos elementos do *array* no eixo central é uma função retangular definida pela diferença entre as respostas do elemento central e da borda. Se a largura do elemento for muito pequena, a largura da resposta ao impulso será pequena. Como a largura dos elementos é aumentada, a largura da resposta ao impulso aumenta e a amplitude e o formato da onda de pressão fica deformada. A largura da resposta ao impulso no eixo do campo é dada pela diferença de caminho entre os elementos interiores e exteriores dos elementos. Se aumentar a diferença de caminho entre os elementos haverá um aumento nos lóbulos laterais, resultando numa redução do contraste da imagem. Uma solução é alterar a disposição do *array*. Ao invés de adicionar mais elementos para diminuir a diferença de caminho entre os elementos, a largura dos elementos do *array* diminui simplesmente diminuindo o espaço morto entre eles. Assim a área ativa total não é alterada, a resolução lateral não será degradada e será evitado um aumento no nível dos lóbulos secundários (Brown e Lockwood, 2005).

Para resolver a profundidade do campo e os problemas da definição na imagem oftalmológica, Ketterling e Silverman (2006) desenvolveram um transdutor tipo *array* anular com frequência de 20 MHz, composto por cinco anéis de áreas iguais, com 10 mm de abertura total, cujo material piezoelétrico era o PVDF-TrFe. Os anéis eram separados por um espaçamento de 100 μm preenchido com epóxi, e para que o circuito elétrico alcançasse os anéis internos, estes não eram círculos totalmente fechados. Esta configuração foi testada para validar acusticamente sua funcionalidade básica. Um *phantom* de fio foi utilizado para verificar a capacidade de obtenção de imagens. Também foram adquiridas imagens da seção transversal de olhos bovino e humano (de cadáver), para demonstrar o potencial desse sistema de imagem, se obtendo uma resolução lateral da ordem de 0,25 mm.

Mamou e Ketterling (2006) utilizaram codificadores de excitação para obter diferentes focalizações com um *array* anular e aumentar a profundidade de penetração do campo acústico. O transdutor era composto por cinco anéis (elementos ativos) de áreas iguais, concêntricos, compostos por uma membrana grossa de fluoreto de polivinilideno (PVDF) com espessura de 25 μm , excitados em 20 MHz, com uma abertura total (diâmetro externo) de 6 mm e com raio de curvatura de 18 mm; o espaçamento entre os anéis era de 100 μm , feitos de epóxi não condutivo. Os resultados obtidos mostraram que para a intensidade de -10 dB, o alcance do campo era de 16 mm.

Ramachandran e Ketterling (2007) compararam o desempenho de um transdutor tipo *array* anular de 40 MHz, composto por cinco anéis concêntricos de áreas iguais, com abertura de 6 mm e espaçamento de 100 μm entre anéis, com um transdutor tipo *array* linear com a mesma frequência de excitação, composto de 48 elementos com 3 mm de comprimento, foco em elevação de 12 mm, e espaçamento horizontal do elemento de 64 μm , com um afastamento (*kerf*) de 14 μm . Em simulações e *in vivo*, nos estudos do feixe acústico, o *array* anular mostrou uma profundidade de campo axial 25% maior que o *array* linear com o mesmo formato de feixe. O *array* anular apresentou uma abertura do feixe lateral 50% menor que a abertura do feixe do *array* linear. O *array* anular tende a melhorar a qualidade total da imagem comparada ao linear.

Pang *et al.* (2006) construíram um *array* anular para operar em alta frequência cujos elementos ativos eram feitos de um composto de PZT com gel, material apropriado para alta frequência (>20 MHz) por causa de sua baixa impedância acústica (aproximadamente 20 MRayl), do seu desempenho piezoelétrico razoável ($k_t = 0,25 - 0,32$), e do controle da espessura de fabricação (1 - 100 μm). O *array* anular era composto de cinco elementos de aproximadamente 40 μm de espessura com *kerf* (espaçamento entre elementos) de 20 μm . O disco central tinha 100 μm de diâmetro; o anel seguinte tinha 50 μm

de largura; e o diâmetro exterior do transdutor tinha 2,5 cm. A profundidade do campo acústico foi de 5 mm para uma atenuação de -3 dB.

Chen *et al.* (2008) simularam no PZFlex® o comportamento de um transdutor tipo *array* anular, numa configuração é chamada de lentes de Fresnel, composto por seis elementos, espaçamento de 10 μm , excitados na frequência de 40 MHz; a espessura dos elementos centrais do transdutor era menor que nos elementos mais externos e estes operavam em frequência mais baixas, enquanto aqueles em frequências mais altas. Este *array* apresentou uma melhora na largura de banda e na profundidade do campo, comparada com transdutores iguais sem as lentes de Fresnel.

Com o intuito de desenvolver um transdutor ultrassônico para caracterização de tecidos, neste trabalho de doutorado foram feitas simulações de várias configurações de transdutor de ultrassom tipo *array* anular, de alta frequência (5 a 50 MHz), de PZT-5H e PVDF. Para observar o comportamento do campo acústico produzido foram simuladas configurações de transdutores com três, quatro, cinco e seis anéis, em que os anéis possuíam a mesma largura, e transdutores com cinco, seis, sete, oito e dez anéis, tanto para transdutores com separação física entre os elementos quanto para transdutores sem separação física entre os elementos (*kerfless*). Foram simulados transdutores com anéis de mesma largura e com anéis que possuíam a mesma área. Também foram testados materiais de impedâncias acústicas diversas nas camadas de retaguarda (*backing*), e funções diversas de excitação dos elementos piezoelétricos. Outros parâmetros observados foram a tensão e a carga nos elementos.

Objetivo

O objetivo das simulações realizadas foi indicar a melhor configuração de um transdutor do tipo *array* anular através da variação das características de construção do transdutor com relação ao número de anéis, o tipo de material da camada de retaguarda, o tipo de material piezoelétrico (PZT-5H e PVDF); a função de excitação dos elementos e a frequência de excitação, espaçamento entre eles, necessidade ou não de separação física entre os elementos (*kerf*, *kerfless*), levando-se em conta a complexidade de construção. Essa indicação será obtida pela avaliação de parâmetros do campo acústico, como o formato do feixe (colimação, presença de lóbulos laterais, difração acústica), a profundidade de penetração do campo, e a amplitude de pressão acústica.

Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

2.1 Transdutor de Ultrassom

Os sistemas de diagnóstico médico por ultrassom são realizados através de transdutores piezoelétricos, que são utilizados tanto para gerar como para detectar o ultrassom. Os transdutores piezoelétricos traduzem em energia elétrica a interação da energia mecânica do ultrassom com os tecidos biológicos.

Os materiais piezoelétricos (piezo=pressão, -elétrico), possuem uma combinação de propriedades mecânicas e elétricas e com isso a propriedade de gerar potencial elétrico quando submetidos a uma carga mecânica; esses materiais também possuem a propriedade de gerar deformações mecânicas, quando submetidos a tensão elétrica. O material piezoelétrico estimulado pelo pulso elétrico se constitui numa fonte de energia ultrassônica (Weiss, 1973). A espessura da cerâmica em metros (T) está relacionada à frequência de ressonância fundamental pela Equação 2.1.

$$T = \frac{v}{2f} \quad (2.1)$$

Onde: f é a frequência de ressonância fundamental em Hertz, e

v é a velocidade do som no material piezoelétrico, sendo um dos mais comuns o titanato zirconato de chumbo, PZT, no qual a velocidade do som é de aproximadamente 4000 ms^{-1} .

Também é possível fabricar transdutores de ultrassom com material piezoelétrico polimérico, como o fluoreto de polivinilideno, PVDF, que é muito mais flexível e menos denso que os materiais cerâmicos. Normalmente é fabricado como um filme e sua impedância acústica é bem próxima da impedância do tecido, o que permitiria assim, transferir uma potência ultrassônica maior para o tecido; porém tem a desvantagem de ter muitas perdas internas em relação aos materiais cerâmicos, em baixas temperaturas de operação, além de possuir coeficientes piezoelétricos de transmissão baixos (Lach *et al.*, 1996).

Transdutores ultrassônicos são construídos em diversos formatos e podem ser de elemento único ou do tipo *array*, onde múltiplos elementos são arranjados em matrizes. Os *arrays* ainda podem ser retangulares ou circulares. Na figura 2.1 são mostrados padrões de formatos dos elementos ativos de diversos tipos de transdutores de elemento único e do tipo *array*.

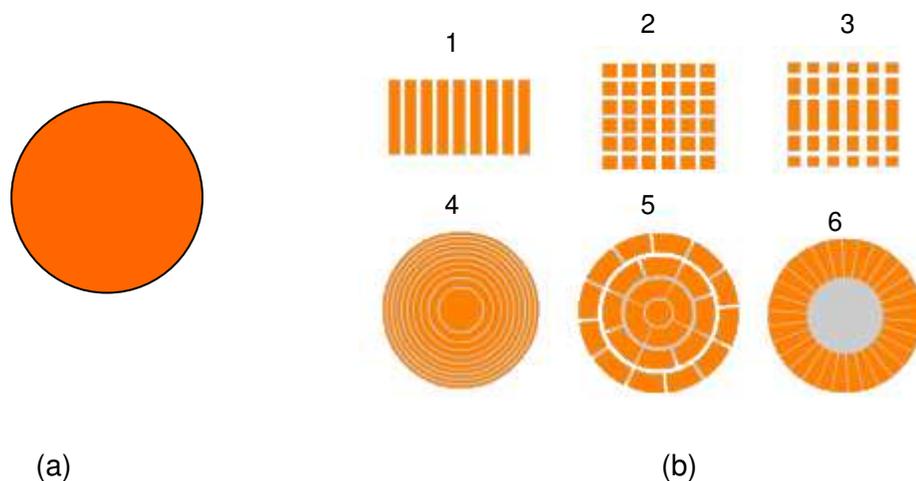


Figura 2.1. Padrões dos elementos piezoelétricos de transdutores ultrassônicos: (a) de elemento único circular e (b) de múltiplos elementos: b1 – *array* 1D; b2 – *array* 2D. b3 – *array* 1,5D; b4 – anular 1D; b5 – anular 2D; e b6 circular 1D.

Fonte: Olympus, 2013a.

Na Figura 2.2 é mostrada uma representação dos componentes de um transdutor de ultrassom de cerâmica piezoelétrica.

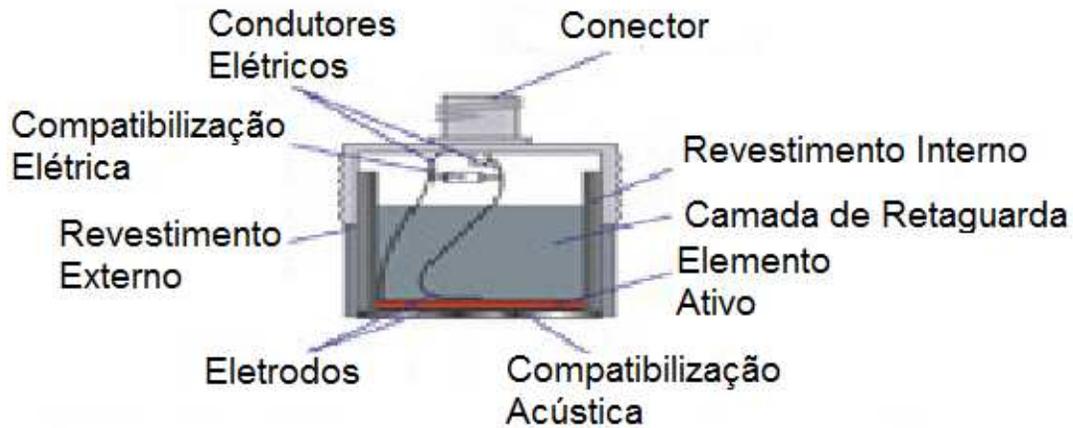


Figura 2.2. Representação do corte transversal de um transdutor piezoelétrico de elemento único mostrando seus principais componentes.

A fim de melhorar a eficiência na transferência de energia é colocada uma camada de acoplamento acústico na face do transdutor (camada frontal) com a função de acoplar as impedâncias acústicas do transdutor e do tecido. Sua espessura ideal é igual a um quarto do comprimento de onda da frequência de trabalho do transdutor, ou múltiplos ímpares desse valor (Aero-tech Reports, 1980).

A camada de retaguarda é necessária para dar o suporte mecânico, e aumentar a eficiência do transdutor. A impedância dessa camada deve ser o mais próximo possível da impedância do elemento ativo para evitar reverberação da energia acústica dentro do transdutor (Köcis, 1996).

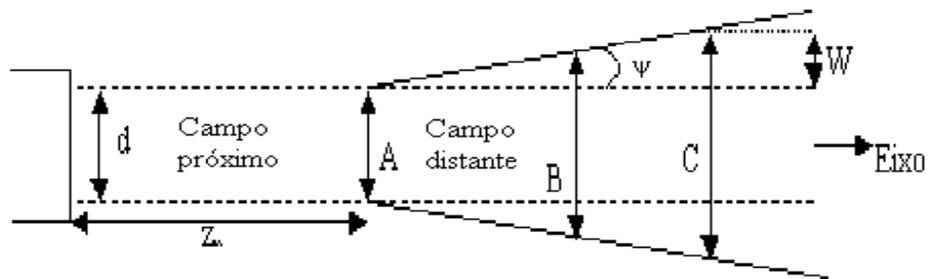
Muitos fatores, incluindo o tipo de elemento transdutor, a construção mecânica, a compatibilização elétrica e as condições externas de cargas mecânica e elétrica, influenciam o comportamento de um transdutor. A construção mecânica influencia seu desempenho com parâmetros importantes tais como a

área de superfície de radiação, o amortecimento mecânico, o encapsulamento, e outras variáveis da construção física (Webb, 1988).

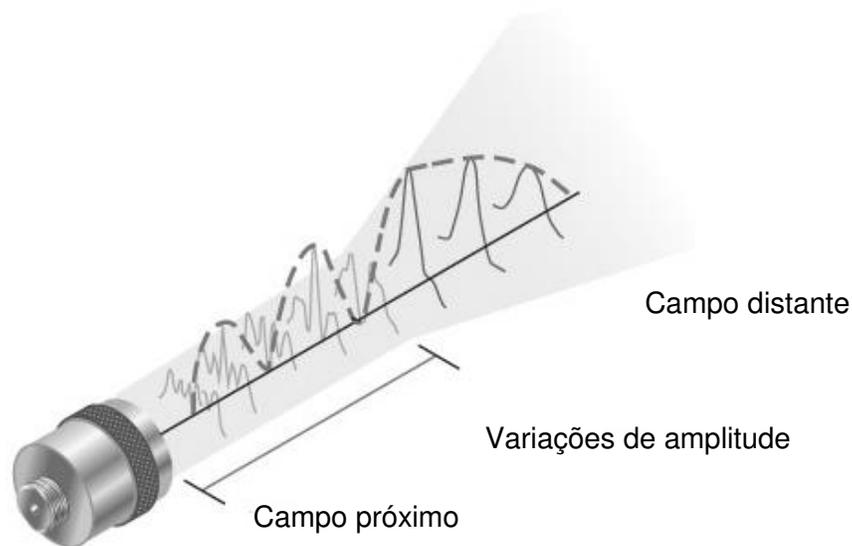
A construção de um transdutor pode permitir que ele opere tanto receptor como transmissor de ondas ultrassônicas, e de modo que ele tenha a mesma eficiência tanto operando como transmissor como operando como receptor (Webb, 1988).

A resolução de um transdutor de ultrassom, ou seja sua habilidade em discriminar pequenas estruturas do tecido examinado, depende da duração do pulso, da largura e também do diâmetro do feixe ultrassônico. Os valores efetivos de duração do pulso e de largura de banda são determinados pela faixa dinâmica, que se situa entre a amplitude máxima do eco e o limiar de detecção do sistema de diagnóstico. Uma forma de melhorar a resolução é reduzindo a duração do pulso. Porém para reduzir a duração do pulso é preciso ou alterar o formato do pulso, ou aumentar a frequência; mas o aumento da frequência leva a um aumento da atenuação, sendo necessário um compromisso entre resolução e profundidade de alcance do campo acústico (Webb, 1988).

A onda de pressão propagada a partir de uma face de um transdutor não focalizado geralmente mantém as mesmas dimensões laterais do transdutor até uma certa distância, e a partir dela ocorre divergência e o feixe começa a espalhar numa extensão transversa ao feixe. Na região de campo próxima ao transdutor, ou região de Fresnel, o feixe tem muita variação de amplitude e fase devido às interferências construtivas e destrutivas entre as ondas geradas na região de borda e as ondas planas gerada na parte central de sua face. Na região de campo distante – região de Frauhöffer, a defasagem entre as ondas de borda e planas é minimizada, a difração acústica diminui e o comportamento do feixe é mais uniforme (Figura 2.3) (ASTM E-1065, 1999).



(a)



(b)

Figura 2.3. Diagrama esquemático da medida de espalhamento do feixe acústico. d é o diâmetro do transdutor. A , B e C são as medidas da largura do campo acústico em posições diferentes ao longo do campo distante.

Fonte: ASTM E-1065, 1999.

(b) Representação das variações de amplitude axial e lateral do campo acústico.

Fonte: Olympus, 2013b.

O tamanho do transdutor utilizado está relacionado às dimensões do elemento ativo, e é determinado pela área a ser examinada. Diâmetros grandes do transdutor propiciam uma varredura mecânica fácil e um foco ótimo para zonas focais distantes, enquanto transdutores pequenos são mais adequados para

investigações em áreas anatômicas de formas irregulares, pequenas superfícies de pele, e investigações que necessitam de uma resolução melhor com mínima penetração (Szabo, 2004).

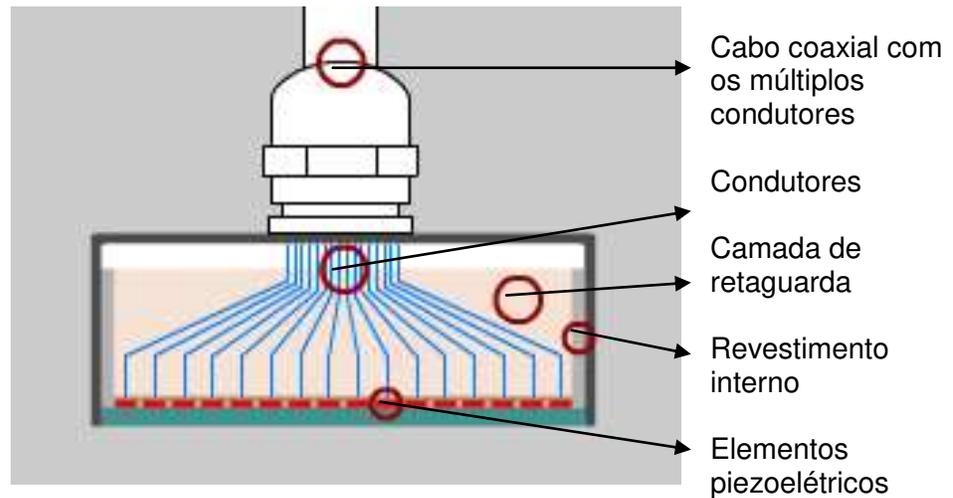
2.1.1 Transdutor Composto por Múltiplos Elementos (*Array*)

No sistema pulso-eco de imagem, transdutores ultrassônicos de múltiplos elementos são usados para modificar eletronicamente a forma, a direção e a focalização do feixe. Um transdutor eletrônico básico que funciona em tempo real é o *array* linear, composto de vários elementos ativos colocados lado a lado (Figura 2.4); nesses transdutores os elementos são usualmente retangulares e têm pequenos espaços entre eles; cada elemento é pequeno e está relacionado com o comprimento de onda (Angelsen *et al.*, 1996).

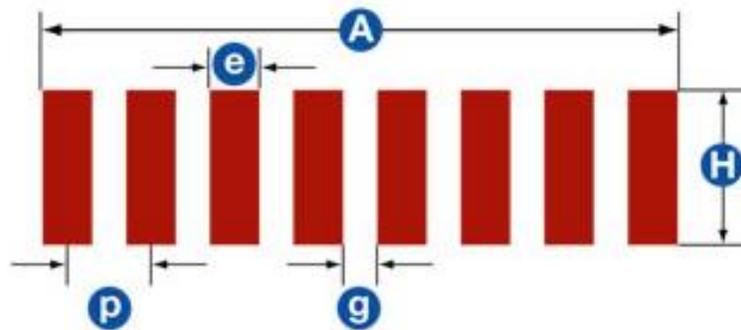
Os elementos individuais podem ser excitados simultaneamente ou em grupos (Figura 2.5), e cada elemento se comporta como uma fonte, sendo que no final todos contribuirão para formação da onda ultrassônica que se propagará (Christensen, 1988).

Grupos de elementos vizinhos são ativados para transmitir um pulso ultrassônico estreito, que é transmitido através do corpo, e para detectar os ecos fornecidos pela estrutura sob exame, produzindo rapidamente a imagem. Pode-se fazer uma translação do feixe excitando os elementos em tempos diferentes, aplicando atrasos de tempo proporcionais às posições dos elementos. Neste caso o transdutor é chamado de *phased array*. É possível também alterar a focalização do feixe pela defasagem entre os tempos de excitação dos elementos externos e centrais do *array*, simulando assim, uma lente côncava com distância de foco variável (Mcdicken, 1981) (Figura 2.6). Na transmissão, o controle eletrônico da geometria e direção do feixe é feito através dos atrasos nos tempos de ativação dos elementos individuais. Na recepção, a posição do foco pode ser variada

continuamente para coincidir com a posição instantânea do eco produzido pelos alvos no eixo do feixe de ultrassom.



(a)



- N = número total de elementos no array
 A = abertura total na direção ativa
 H = altura do elemento ou elevação
 P = passo (pitch) ou distância entre os centros de dois elementos adjacentes
 e = largura de um elemento individual
 g = espaçamento entre elementos ativos

(b)

Figura 2.4. (a) Representação da seção transversal de um *array* linear mostrando seus componentes. (b) Representação de um zoom dos elementos piezoelétricos, parâmetros dimensionais de um *array*.

Fonte: Olympus, 2013c.

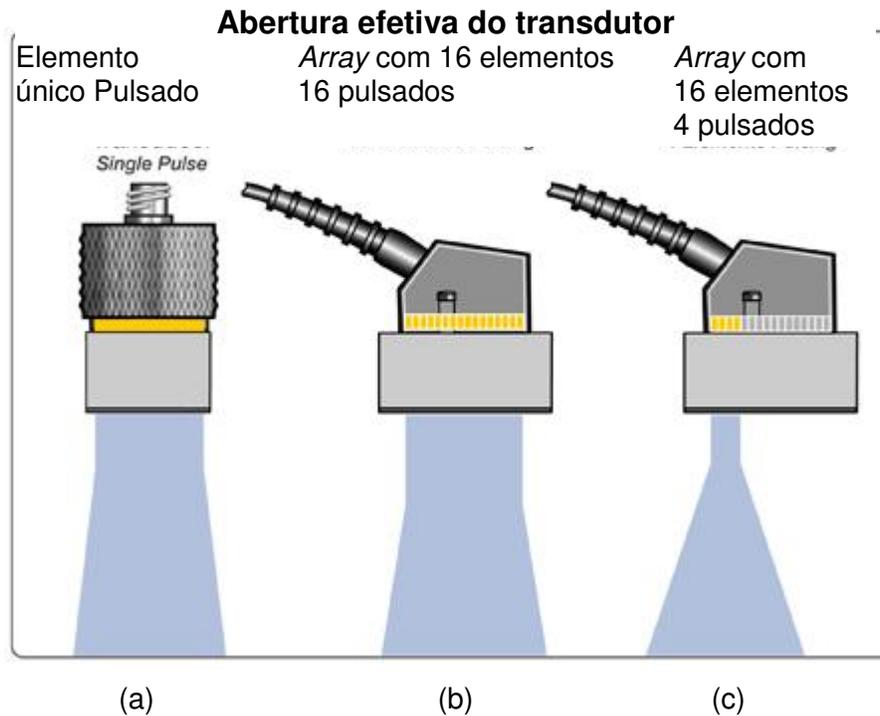


Figura 2.5. Representação do campo acústico de transdutores de elemento único (a) e de múltiplos elementos (16) tipo *array* linear quando todos os elementos são pulsados (b) ou apenas 4 (c).

Fonte: Olympus. 2013d.

Aplicando atrasos programados ao mesmo grupo de elementos, pode se obter na recepção um padrão de sensibilidade similar ao gerado. De fato, com o tempo gasto para completar a sequência de ecos que retorna, como resultado de um único pulso transmitido, é possível ajustar o foco através do atraso contínuo, assim o sistema terá um padrão diretivo na recepção que maximiza a sensibilidade, e conseqüentemente, a focalização de acordo com a posição que cada eco chega, dependendo de sua profundidade. Esta aproximação chama-se focalização dinâmica, e pode ser aplicada na recepção do sinal. Isso requer um sistema barato para selecionar um número de combinações fixas de atrasos de tempo, que proporciona uma sequência de zonas focais. Mudanças nas

propriedades focais do feixe transmitido podem ser feitas somente através de pulsos sucessivos, com a mudança da taxa de captura dos ecos (Bronzino, 1986).

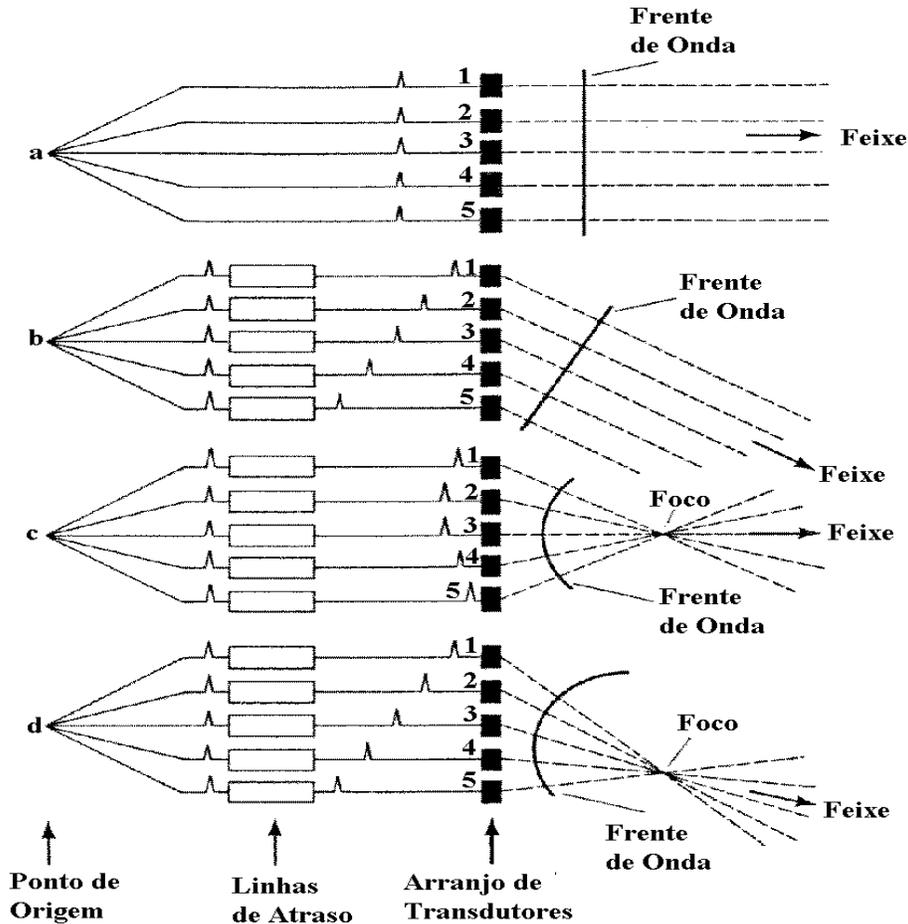


Figura 2.6. Diferenças entre os feixes acústicos de um *array* linear (a) todos os elementos acionados ao mesmo tempo e de um *phased array*: (b) translação do feixe (*beam steering*); (c) focalização; e (d) translação e focalização.

Fonte: Bronzino, 1986.

O eco do sinal que forma a imagem pulso-eco é o resultado da convolução entre a função de espalhamento (*point-spread function* PSF) do transdutor e a resposta ao impulso do objeto. Interferências coerentes de ondas espalhadas por um meio uniforme que não contém estruturas que podem ser

resolvidas resultam numa flutuação aleatória da amplitude do eco, o que é denominado *speckle*. Se o *speckle* é produzido por objetos em movimento, o coeficiente de correlação obtido aparece na mesma posição, porém em tempos diferentes para movimentos pequenos, e inversamente à distância do movimento (Webb, 1988).

Segundo Angelsen *et al.* (1996), os *phased arrays* são transdutores potencialmente poderosos para criar imagens ultrassônicas, proporcionando:

- Direcionamento do feixe sem movimentação do transdutor;
- Focalização dinâmica;
- Arbitrar a sequência de direção do feixe;
- Fácil controle digital;
- Possibilidade de processamento paralelo, que pode ser usado para reduzir o *speckle*.

Porém apresenta algumas desvantagens como: problemas de amostragem, lóbulos laterais, erros de quantização; custo do sistema e complexidade.

Nos *arrays* unidimensionais (1-D) os elementos da matriz são arranjados em uma linha ou uma coluna, enquanto nos *arrays* 2-D os elementos da matriz estão distribuídos num plano (Webb, 1988).

A distância entre os elementos de um *array* 2-D tem uma influência significativa no comportamento do feixe. Para feixes com difração limitada com uma largura de banda principal pequena, a distância entre os elementos pode ser pequena para garantir uma taxa de amostragem espacial adequada. Entretanto, pequenas distâncias entre os elementos requerem um aumento drástico no

número de elementos do *array*, o que complica a construção do mesmo. A magnitude dos lóbulos laterais aumenta e a distância entre os lóbulos laterais e o feixe principal diminui com o aumento da distância entre os elementos do *array* (Webb, 1988).

A Tabela 2.1 Descreve as mudanças que ocorrem no feixe em relação às características do transdutor.

Tabela 2.1. Características do feixe e do transdutor.

Característica do Transdutor	Característica do Feixe
Diminuição do espaçamento e largura dos elementos mantendo o número de elementos constante	Aumento da capacidade de translação do feixe
Aumento do espaçamento ou da frequência	Geração de lóbulos divergentes indesejáveis
Aumento da largura dos elementos	Geração de lóbulos laterais, redução da translação do feixe
Aumento da área ativa usando mais elementos menores com espaçamento menor	Aumento do fator de focalização (feixe mais estreito)

Fonte: Webb, 1988.

Os *arrays* lineares são usualmente de dois tipos: pequena abertura e em fase, ou larga abertura e com translação. A focalização em foco pode ser aplicada nos dois casos. Para o sistema em fase o número de elementos do *array* é usualmente na faixa de algumas dezenas. Os transdutores de larga abertura contêm facilmente algumas centenas de elementos. Idealmente o passo entre os elementos deve ser menor que a metade do comprimento de onda, se os elementos se comportam como fontes unidirecionais; assim é possível focalizar e guiar o feixe. Isso é muito difícil de obter em altas frequências (Webb, 1988).

Um problema que ocorre nestes sistemas é que o *array* age como uma grade de difração, não sendo possível obter a distância entre os centros dos

elementos tão pequena quanto o necessário para que representem uma distribuição contínua de fontes de Huygens. O resultado é que outros feixes e lóbulos laterais são gerados em vários ângulos em relação ao feixe principal (Figura 2.7) (Webb, 1988).

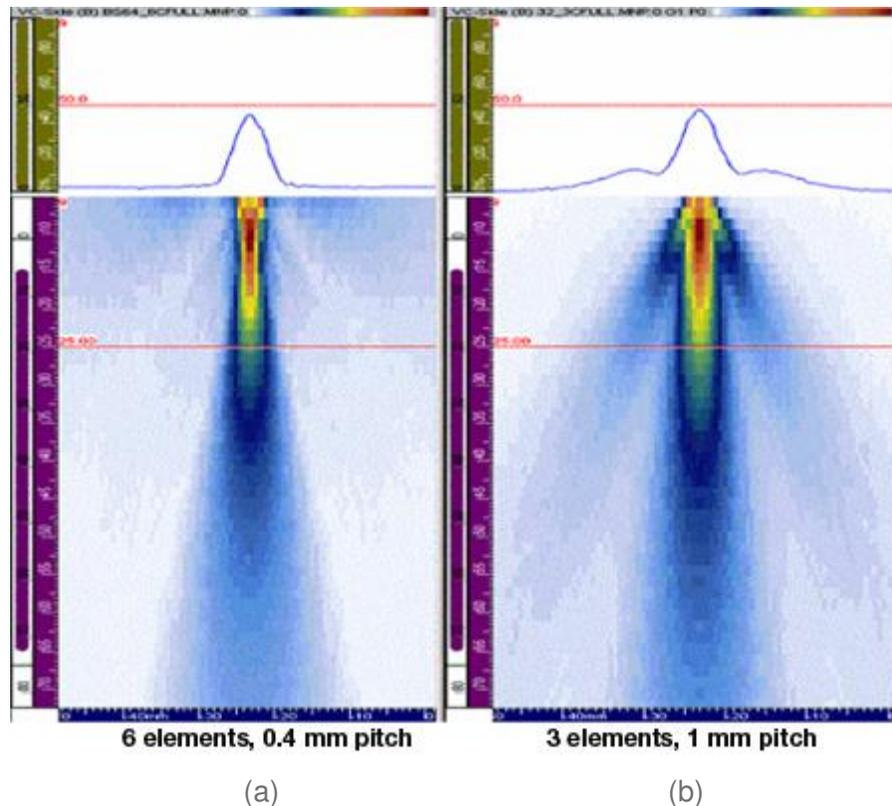


Figura 2.7. Influência do número e do espaçamento de elementos de um *array* na presença de lobos laterais no campo acústico gerado.

Fonte: Olympus, 2013e.

No campo distante o padrão de difração é obtido pela transformada de Fourier da abertura da fonte, sendo equivalente ao teorema da amostragem; amostras do sinal transmitido ou recebido produzem repetições do espectro angular em intervalos regulares dados pela distância recíproca da amostra (Webb,

1988). Em termos convencionais da teoria de difração de Bragg para retículos, a direção θ do feixe é dada pela Equação 2.2:

$$\text{sen}\theta = \frac{n\lambda}{a} \quad (2.2)$$

Sendo: n um número inteiro, λ o comprimento de onda e a a abertura.

O feixe principal corresponde a $n = 0$ e o secundário a $n = 1$, sendo este o primeiro lóbulo lateral. Se a imagem é livre de artefatos de ecos, o que pode ocorrer se os lóbulos laterais interagem fortemente com a estrutura refletida, a abertura deve ser estreita o suficiente para que não exista nenhum lóbulo lateral (Webb, 1988). Esta condição é alcançada se $\theta = \pi/2$ para $n = 1$, onde pela Equação 2.2 tem-se $a = \lambda$.

Para *arrays* guiados o verdadeiro problema é muito mais sério, desde que a sensibilidade varia com a mudança do ângulo. Quando o feixe principal sai de seu eixo, os lóbulos laterais se movem próximos ao eixo, e a deflexão máxima do feixe principal é dada pela Equação 2.3:

$$\text{sen}\theta_{\max} \approx \frac{\lambda}{2a} \quad (2.3)$$

Este é o ângulo em que o lóbulo principal e o primeiro lóbulo lateral possuem a mesma magnitude. É desejável reduzir o número e a amplitude dos lóbulos dissociados, pois os lóbulos dissociados representam uma perda de energia na direção dos ecos que retornam ao transdutor. O princípio da reciprocidade é aplicável nestas circunstâncias para as ondas acústicas; assim, o padrão de sensibilidade do transdutor na recepção terá o mesmo formato que o padrão transmitido, aparecendo lóbulos laterais também na recepção e na transmissão. A qualidade da imagem de ultrassom pode ser melhorada através de modificações na formas de construção do transdutor, ou seja, na maneira de gerar

o campo ultrassônico e no processamento eletrônico dos ecos, para minimizar a formação e os artefatos dos lóbulos laterais (Webb, 1988).

O padrão de radiação de um transdutor composto por um *array* é bem mais complexo do que de um transdutor de elemento único. Segundo Christensen (1988) reduz-se a amplitude do feixe principal, porém surgem lóbulos laterais (*side lobes*) e lóbulos dissociados ou divergentes (*grating lobes*). O ângulo dos lóbulos dissociados é o ângulo em que cada feixe de dois elementos vizinhos está em fase com o outro por um múltiplo de 2π ; interferências construtivas aparecem nestes ângulos, e um pouco de energia é irradiada nessas direções. Uma alternativa para limitar as interferências construtivas é determinar o comprimento do passo (l) dos elementos, que é a distância do centro de um elemento até o centro do elemento vizinho, como sendo igual a um número inteiro de comprimentos de onda. Os ângulos dos lóbulos laterais são determinados pelo espaço (s) entre os elementos do *array*, e sua amplitude é determinada pelo formato do envelope definido por cada elemento de largura (b). A largura total (L) determina a largura angular de cada lóbulo, e o número de elementos é dado por $(L/s) + 1$. Estes parâmetros podem ser manipulados para otimizar as características do transdutor, dependendo de sua aplicação. Entretanto, para um número fixo de elementos, reduzir a largura L aumentará a largura angular do feixe principal, piorando a resolução lateral (Christensen, (1988).

Há um caminho temporal para reduzir parcialmente a magnitude dos lóbulos laterais transmitidos, que é baseado no uso de pulsos bem curtos. Os lóbulos laterais são devidos a interferências construtivas da onda que ocorrem em certos ângulos entre elementos vizinhos. Se a onda for realmente um pulso de curta duração, o pulso de um elemento se propagará no ângulo do lóbulo lateral e decairá consideravelmente até o tempo de pulso do elemento vizinho, diminuindo a interferência construtiva. Quando os pulsos de todos os elementos são considerados, a distorção no tempo pode reduzir significativamente os lóbulos laterais na resposta. O padrão de direção permanece essencialmente inalterado,

se todos os pulsos coincidem na mesma direção, fornecendo uma interferência construtiva total (Christensen, 1988).

Existe um outro caminho para reduzir a resposta dos lóbulos laterais, para uma largura total L fixa e um número de elementos também fixo. O espaçamento entre os elementos pode ser feito não uniforme, acabando com alguns efeitos da interferência construtiva nos ângulos de propagação fora do eixo. Essa variação do espaçamento entre os elementos tem o benefício menor que pulsos curtos e aumenta a largura dos lóbulos laterais (Christensen, 1988).

Se os elementos ativos do transdutor *array* linear forem excitados simultaneamente, o feixe resultante se propagará ao longo do eixo central. Isso é análogo a um transdutor plano não focalizado de elemento único. Se o pulso de excitação for atrasado por um intervalo constante de tempo de um elemento para o seguinte, através do transdutor, a contribuição de cada um dos elementos se combinará para produzir um feixe que se propaga num ângulo em relação ao eixo central. Na recepção também deverá ocorrer um atrasado sincronizado com a transmissão para receber os ecos do sinal (Mcdicken, 1981).

Utilizando a focalização dinâmica, o ponto de foco é deslocado eletronicamente, oferecendo a vantagem de ser menos caro e mais exato. O inconveniente principal deste procedimento é que também gera lóbulos secundários, chamados lóbulos divergentes (*grating lobes*). Num *array* circular, quanto maior o número de anéis, mais baixa a amplitude dos lóbulos divergentes. Entretanto, esta solução aumenta a complexidade e o custo dos circuitos eletrônicos. É mais vantajoso definir a geometria do transdutor mantendo um número mínimo de anéis. A focalização pelo método padrão ou a técnica eletrônica é efetiva somente é possível no campo próximo do transdutor. No campo distante, as diferenças de contribuição na fase de cada elemento do *array* são pequenas e não resultam em focalização (Mcdicken, 1981).

2.1.2 Transdutor Eletrônico tipo Anular *Array*

O *array* anular permite o uso de focalização dinâmica em fase para melhorar a profundidade do foco, sendo superior ao transdutor de elemento único (Angelsen *et al.*, 1996).

O elemento de aterramento circunda o circuito inteiro no lado superior e é conectado ao lado inferior. O circuito flexível é dobrado e colocado dentro da carcaça de bronze que é preenchida com uma cola epóxi que funciona como revestimento protetor. Uma película fina do copolímero reveste à superfície do cabo flexível. O eletrodo de 1500 Å de espessura foi depositado através de *sputtering* na superfície superior do copolímero e da carcaça de bronze para conectá-los ao terra do circuito (Gottlieb *et al.*, 2006).

A Figura 2.8 mostra a representação do transdutor *array* anular e a forma do seu circuito elétrico.

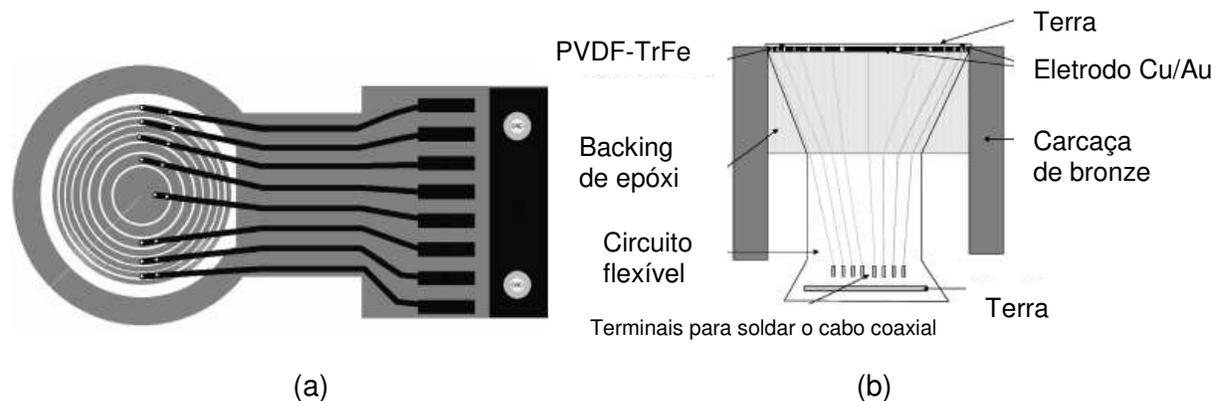


Figura 2.8. (a) Diagrama esquemático do *array* anular com um circuito flexível. Os traços cinzentos são os anéis ativos e terra no lado superior do cabo flexível. Os traços pretos estão no lado inferior e são conectados à parte superior. (b) Secção transversal de um *array* anular mostrando seus diversos componentes.

Fonte: Gottlieb, 2006.

Os *arrays* anulares consistem geralmente de um número menor de elementos, provendo um número similar de zonas focais. Esses transdutores são geralmente fabricados esculpindo anéis (*kerfs*) concêntricos no substrato do transdutor para separar fisicamente os diversos anéis (por exemplo, usando laser ou serra de diamante). Devido à complexidade do processo de obtenção de anéis com largura diminuta, necessários para fabricação de transdutores de alta frequência, também se constroem *arrays* anulares do tipo *kerfless*, em que não há retirada de material piezoelétrico entre os anéis, e os eletrodos são depositados diretamente no substrato (não há separação física dos anéis) (Morton e Lockwood, 2001).

O efeito negativo de omitir a separação dos elementos é o acoplamento elétrico e mecânico entre os elementos. Se um elemento for excitado, todos os elementos restantes também emitirão pulsos devido ao acoplamento. No entanto, existe a vantagem de eliminar os modos de vibração laterais, pois no *array* com separação física entre os elementos, as dimensões largura e espessura são muito próximas nos anéis mais externos, minimizando os modos secundários de vibração (Demore e Lockwood, 2005).

Os transdutores de alta frequência necessitam de elementos com as dimensões pequenas que os tornam difíceis de construir na prática. Ao mesmo tempo, em sistemas de alta frequência, os *arrays* não são fáceis de construir por causa do número elevado de. Conseqüentemente, um *array* anular é uma boa solução que permite focalização dinâmica, mas necessita de um número limitado cinco a dez canais. Entretanto, os anéis circulares esculpido no substrato são mesmo mais difíceis de construir nas dimensões necessárias. Por conseqüência, uma solução seria usar os transdutores *kerfless*, onde os elementos não são cortados em forma de anéis, mas os eletrodos é que são modelados sobre o disco de material piezoelétrico para produzir os anéis (Demore e Lockwood, 2005).

Enquanto com o projeto de *array* anulares com separação física os anéis diferentes podem ser estimulados com o mesmo pulso e, por atraso no tempo, se obter focalização do feixe, é muito mais difícil projetar formas de pulso ideais para excitar cada um dos anéis de um transdutor com elementos acoplados.

2.2 Tipos de feixe

A obtenção de um feixe estreito com grande sensibilidade e pequenos níveis de lóbulos laterais, consistente com restrições no tamanho do transdutor e com o formato imposto pelas considerações anatômicas foi estudada por Angelsen *et al.*(1995) para diversos tipos de transdutores. Este estudo mostrou que um *array* anular composto por uma série de anéis concêntricos gera esse tipo de feixe, permitindo que o foco varie através de um atraso individual no sinal de excitação de e para cada elemento. O feixe pode ser direcionado de modo a se obter uma imagem setorial, girando mecanicamente o *array* numa cápsula preenchida com fluido. Esta cápsula facilita o contato acústico quando o feixe é movido em direções diferentes na superfície do corpo. O *array* também pode ser usado para fazer uma varredura lateral. Uma vantagem deste tipo de *array* é que o feixe simétrico obtido produz uma fatia mais fina em 2-D e de menor espessura de varredura em qualquer profundidade e uma resolução lateral melhor em todas as direções para imagens 3-D do que os outros tipos de transdutores. Possui menos elementos com uma maior área de superfície por elemento, proporcionando uma perda menor no transdutor. O número menor de elementos evita o *cross-talk* entre os transdutores transmissor e receptor no Doppler contínuo. O fato dos elementos terem uma área maior facilita a produção de transdutores com frequências mais altas, permitindo uma frequência central de até 20 MHz.

A resolução lateral é um dos fatores que mais afeta a qualidade da imagem em ultrassom Modo-B, está limitada pela focalização do transdutor,

dependendo também da sua largura de banda e apodização. A resolução lateral pode ser melhorada às custas da diminuição da profundidade do campo e da focalização, o que é flexível quando se usa um *array* de fase ajustável. É preferível o uso de um *array* anular onde são realizados ajustes para excitar os elementos do *array* com atraso no tempo, em vez de um elemento único, pois este tipo de transdutor reduz o erro de fase máximo de cada elemento. Pode-se fazer uma aproximação de uma lente focalizadora nessa configuração através do ajuste do atraso de tempo da excitação de cada elemento do *array*: ajusta-se a curvatura da lente pela defasagem entre os elementos. Um *array* anular é preferível a um *array* linear por reduzir ao máximo o erro de fase de cada elemento (Song e Park, 1989).

Elementos de tamanhos grandes aumentam a eficiência de energia do *array* e reduz a impedância dos elementos, mas degradam a performance do *array* para movimentos em ângulos grandes, aumentando os lóbulos laterais, diminuindo o ganho e distorcendo o formato do feixe. A razão pela qual o tamanho dos elementos tem uma influência significativa nos lóbulos laterais pode ser explicada pelo seguinte fato: com o aumento do tamanho dos elementos, o padrão de diretividade de cada elemento torna-se mais estreito e produz grandes flutuações de fase para grandes ângulos de observação. Entretanto, com a diminuição do tamanho dos elementos, a impedância de cada elemento aumenta. E se o tamanho dos elementos for reduzido e o número de elementos não for aumentado o suficiente, a eficiência de energia do *array* diminui, pois somente uma parte dele está sendo usada (Lu e Greenleaf, 1994).

Devido ao fato de se obter boa resolução lateral com uma diminuição na profundidade do campo, foi feito um estudo para comparar um transdutor que gerava um campo cônico com um transdutor com campo de Bessel, sendo estes dois tipos uma aproximação de transdutor de *array* anular (Holm, 1998). O primeiro elemento do *array* deve ser escolhido como parâmetro de ordem zero, para ajustar o primeiro lóbulo da função de Bessel, e o foco mecânico deve ser compensado pelo atraso eletrônico; os anéis devem ser pequenos o suficiente

para que o *array* tenha foco infinito. Quando essas duas condições - foco mecânico compensado pelo atraso eletrônico e anéis pequenos - são satisfeitas, uma boa aproximação do feixe de Bessel pode ser gerada por um transdutor anular de área equivalente. Com um pequeno número de anéis, o feixe de Bessel alcança uma profundidade de campo maior e seu feixe é mais estreito do que transdutores planos não focalizados.

A propagação de ondas acústicas em meios isotrópicos / homogêneos e de ondas eletromagnéticas no espaço livre é governada pela equação escalar de ondas. Isto possibilitou a realização do primeiro transdutor Bessel J_0 não difrativo composto por *array* anular com cerâmica PZT/composto polímero para aplicações em imagens médicas acústicas e caracterização de tecidos (Lu e Greenleaf, 1992).

Três famílias de soluções de onda escalar no espaço livre são descritas por (Lu e Greenleaf, 1992), chamadas ondas X, frequentemente balanceadas pela transformada de Laplace. Este tipo de onda é normalmente para transdutores do tipo pistão plano, porém com abertura finita, ondas X possuem uma grande profundidade de campo.

Para calcular o espectro da função das ondas X, considera-se que os transdutores de abertura infinita estão a uma grande distância axial, com isso obtém-se uma solução quase exata em abertura finita (Lu e Greenleaf, 1992).

Uma infinidade de soluções para ondas X não difrativas com baixa amplitude do campo podem ser obtidas escolhendo diferentes funções complexas $B(k)$ como a função de Bessel de primeira ordem J_0 . Na prática, $B(k)$ pode ser uma função de transferência de qualquer dispositivo físico, com transdutores acústicos, antenas eletromagnéticas ou qualquer fonte de onda associada a dispositivos eletrônicos (Lu e Greenleaf, 1992).

Em imagens acústicas, o efeito da energia de ramos X pode ser suprimido dramaticamente combinando as transmissões de ondas X com

receptores esféricos dinâmicos como é proposto pelo feixe de Bessel J_0 (Lu e Greenleaf, 1992).

Ondas X teóricas são “superluminais”, não causais, e possuem energia total e abertura infinita; uma onda X de ordem zero pode ser gerada usando um transdutor acústico composto por um *array* anular (Attiya, *et al.*, 1999).

Um transdutor composto por um *array* anular pode ser usado tanto para ondas X como em receptores focalizados esféricos convencionais. Os eletrodos de transdutor banda larga de cerâmica de PZT/polímero podem ser cortados em elementos anulares e cada elemento possui sua própria forma de onda dependendo de sua posição radial. Os baixos lóbulos laterais e o formato Gaussiano no receptor suprirão a falta da energia do centro das ondas X, e produzirá uma alta resolução, uma alta taxa de quadro, uma grande profundidade de campo em imagens acústicas (Attiya, *et al.*, 1999).

Foram desenvolvidas novas famílias de ondas não difrativas que propiciam uma rede para produzir feixe focalizado sem lentes. A energia dos ramos X das ondas X pode ser suprimida combinando as ondas X com sistemas receptores esféricos convencionais. Para produzir imagens com alto contraste. As propriedades de caracterização de tecidos podem ser simplificadas devido à ausência de difração nas ondas X (Attiya, *et al.*, 1999).

A Figura 2.9 mostra a representação 3D do campo acústico de um transdutor ultrassônico gerador de onda X.

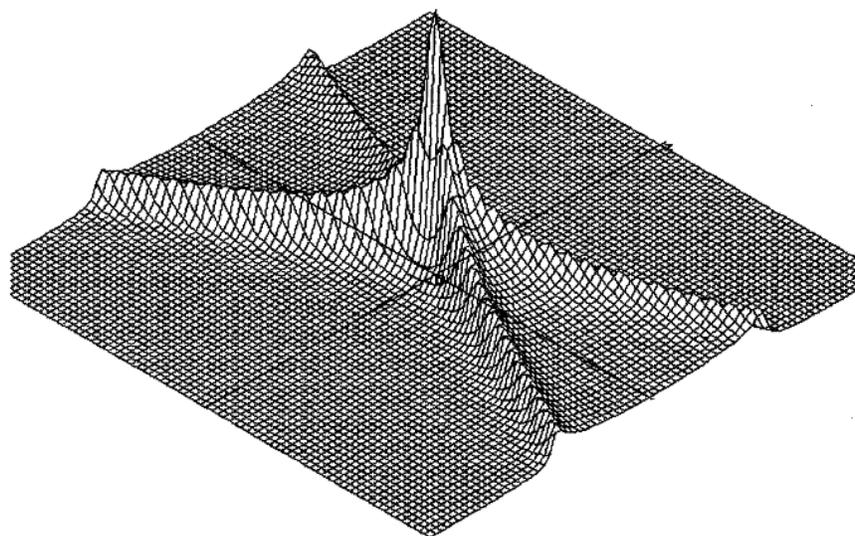


Figura 2.9. Representação 3D da onda X.

Fonte: Attiya *et al.*, 1999.

Capítulo 3 - Materiais e Métodos

3.1. Introdução

O transdutor composto de um *array* anular possui algumas vantagens em relação ao *array* linear, como o número reduzido de elementos, um circuito elétrico de controle mais simples, além de produzir um campo acústico axi-simétrico estreito, com foco ajustável, com grande sensibilidade e pequenos níveis de lóbulos laterais. Os transdutores do tipo *array* anular são geralmente fabricados esculpindo espaços em forma de anéis (*kerfs*) concêntricos no substrato (material piezoelétrico) do transdutor para separar fisicamente os diversos anéis, por exemplo, usando laser ou serra de diamante (Brown *et al.*, 2003; Demore *et al.*, 2005; Snook e ShROUT, 2003; Shaulov *et al.*, 1989; Dupenloup *et al.*, 1996; Ramachandran *et al.*, 2004; Bourriot *et al.*, 1997; Chen *et al.*, 2002; Talman, 2001; Morton e Lockwood, 2001; Brown e Lockwood, 2005). Mesmo trabalhando com um número de elementos menor que num *array* linear, os anéis do *array* anular possuem dimensões diminutas - larguras da ordem de alguns microns - o que torna seu processo de obtenção bastante complexo. Como alternativa, também são construídos *arrays* anulares do tipo *kerfless*, em que não há retirada de material piezoelétrico entre os anéis e os eletrodos são depositados diretamente no substrato - não há separação física dos anéis; a diferenciação dos anéis que compõem o elemento ativo dos demais é somente pela deposição do eletrodo (Brown *et al.*, 2003).

As simulações realizadas neste trabalho foram feitas para se observar o alcance em profundidade, presença de lóbulos laterais e intensidade do pico máximo de pressão do campo acústico gerado por transdutores compostos de *arrays* circulares. Estes são formados por anéis concêntricos de material

piezoelétrico com o espaçamento entre anéis preenchido por polímero, e também do tipo *kerfless*, em diferentes configurações, ou seja, variando o número de anéis, a largura de cada um e o espaçamento entre eles; também foram simuladas a tensão e a carga elétricas nos elementos do transdutor.

O campo acústico gerado por transdutores ultrassônicos do tipo *array* anular foi simulado no “Institut für Hoch Frequenz” na “Ruhr Universität Bochum”, usando o programa PZFlex®.

3.2. PZFlex

Abboud *et al.* (1998) apresentou a teoria de elementos finitos com a qual o software PZFlex® foi desenvolvido. A eficácia da modelagem de um transdutor piezoelétrico é proporcional à exatidão das propriedades do material, à fidelidade ao modelo geométrico, aos detalhes do processo de fabricação, e às estratégias de projeto.

Atualmente, o PZFlex® é um dos pacotes de software mais rápidos e precisos disponíveis no mercado. Ele pode resolver modelos de vários milhões de elementos em um computador comum, em poucas horas. O código FLEX™ foi desenvolvido na década de 1980, por Weidlinger, para monitorar o Tratado de Proibição de Testes Nucleares, através da modelagem de sondas ultrassônicas. O nome FLEX deriva do seu foco principal, *Fast Large EXplicit* que era realizar simulações dinâmicas no domínio do tempo. No início da década de 1990, o escopo do software FLEX se subdividiu em três ramos: NLFlex™, EMFlex™ e PZFlex®. FLEX tornou-se NLFlex e uma versão expandida do programa original usado para simular cargas em estruturas. O EMFlex foi desenvolvido separadamente para modelar a propagação de ondas eletromagnéticas. Finalmente, com o apoio do programa Pesquisa Inovativa para Pequenas Empresas, o PZFlex® foi desenvolvido para análise de acoplamento

eletromecânico em dispositivos piezoelétricos. O PZFlex® rapidamente se tornou o membro mais versátil da família de códigos Flex. Durante as últimas décadas de intenso desenvolvimento, o PZFlex® gerou inúmeras aplicações. O foco original do PZFlex® era equipamentos de ultrassom para diagnóstico médico (PZFlex, 2013).

O PZFlex® tem sido usado para analisar aparelhos de ultrassom ou dispositivos piezoelétricos com rapidez e precisão. Os protótipos produzidos pelo PZFlex® reduzem o número e a duração dos ciclos de projeto, minimizando o número de protótipos físicos necessários. Além disso, os modelos PZFlex® podem aplicar carga, e desta forma, apontar inconsistências no processo de fabricação ou de escolha de materiais e detectar tendências e comportamentos inesperados (Chan, 2011).

Este software é eficiente porque utiliza uma abordagem de domínio do tempo para elementos finitos para resolver problemas da propagação da onda em 1D, 2D, e 3D. Todas as suas características têm um objetivo comum: proporcionar resultados reais valiosos em um período de tempo acelerado. Seus algoritmos são rápidos e eficientes para produzir modelos precisos em elementos finitos. Isto suporta uma modelagem com um número maior de componentes no dispositivo. É possível analisar elementos sólidos e líquidos e os efeitos do acoplamento eletromecânico em materiais piezoelétricos. Com suas ferramentas de pós-processamento é possível gerar espectros de impedância elétrica, obter informações dos perfis do feixe acústico, entre outros recursos, permitindo a comparação dos resultados da saída simulada com os resultados experimentais (Chan, 2011).

Há uma grande variedade de códigos de elementos finitos comerciais disponíveis no mercado, os mais comuns são ANSYS, COMSOL, ABAQUS e ATILA. Eles podem ser geralmente classificados em códigos implícitos e explícitos (Chan, 2011).

As principais características deles são: ANSYS, COMSOL, ATILA são baseados em soluções implícitas e que são ineficientes para problemas de propagação de ondas. Os códigos ANSYS e COMSOL são códigos de elementos finitos mais gerais e são menos especializados para as simulações de ultrassom e piezoeletricidade. O software ATILA é um pouco mais apropriado para ultrassom, mas ainda está limitado a problemas de banda estreita. ABAQUS tem uma opção de solução explícita no domínio do tempo, mas não é dedicado ao ultrassom e transdutores piezoelétricos; também não é tão eficiente quanto o PZFlex® em termos de tempo de resolução (Chan, 2011). O Anexo 1 contém mais detalhes sobre o algoritmo de simulação utilizado no PZFlex®.

Outro software disponível é o Field II, desenvolvido para simular campos acústicos gerados por transdutores de ultrassom. O programa usa o método Tupholme-Stepanishen para calcular os campos acústicos, e é capaz de calcular os campos em pulso-eco, tanto para onda contínua como para onda pulsada. Este software, apesar de ter versão disponibilizada gratuitamente na internet, à época das definições de suas simulações, não incluiu simulações de transdutores compostos por *array* anular (Jensen, 2001).

Para a realização das simulações das configurações do transdutor com relação ao número e dimensões de anéis, frequência de excitação, características mecânicas e elétricas dos materiais simulados – material piezoelétrico, camadas de acoplamento acústico e retaguarda, material polímero utilizado, meio de observação de propagação do campo acústico (água), função de excitação, configuração dos eletrodos, e respostas esperadas – pressão, tensão e carga, era necessário gerar um arquivo com a descrição específica do transdutor simulado. Esse arquivo tinha a inicialização “*flxinp*” no PZFlex® e o nome do arquivo era *flxinp.nomedoarquivo*. A Figura 3.1 mostra o fluxograma de geração de arquivos nas simulações. As propriedades dos materiais eram fornecidas por uma biblioteca (matriz de dados), que era carregada por um arquivo de inicialização “*matr.nomedaspropriedades*”.

Os arquivos “*flxinp.nomedoarquivo*” geravam, ao ser usados no PZFlex®, outros três arquivos, o arquivo “*symb.nomedoarquivo*”, o arquivo “*flxhst.nomedoarquivo*” e o arquivo “*dato.nomedoarquivo*”; esses arquivos eram utilizados posteriormente em outras simulações no próprio PZFlex® e no Matlab®. Para poder fazer a visualização da propagação do campo no PZFlex® era necessário gerar um outro código que compunha outro arquivo específico para cada simulação, cuja indicação era “*revinp.nomedoarquivo*”; esse código era executado após o “*flxinp.nomedoarquivo*” e necessitava dos arquivos “*flxhst.nomedoarquivo*” e “*symb.nomedoarquivo*”. Os códigos com indicação “*revinp.nomedoarquivo*”, por sua vez, geravam os arquivos “*flxext.nomedoarquivo*” e “*revdato.nomedoarquivo*”, que eram utilizados no Matlab® para apresentar os gráficos com o campo acústico, mostrando a amplitude, pico de pressão e perfil no plano XY quando lidos pela função “*valcampo3*”. Também no Matlab® os arquivos “*dato.nomedoarquivo*” e “*flxhst.nomedoarquivo*” eram utilizados para analisar o sinal acústico, calcular a resposta em frequência e a largura de banda. Exemplos desses arquivos podem ser vistos no Apêndice A.

A Plataforma de hardware mínima necessária para o PZFlex é Processador dual-core 64bit, 4GB de memória RAM, HD de 500GB, placa gráfica NVIDIA/ATI 256MB e monitor com resolução de 1280x1024.

O programa Matlab® foi utilizado para visualização *a posteriori* dos dados obtidos com as simulações no PZFlex®, pois neste, o campo de pressão é visualizado somente durante a simulação. Assim, os dados de saída do PZFlex® foram processados posteriormente no Matlab® para possibilitar a visualização do campo acústico e a comparação de parâmetros.

Para o Matlab® a plataforma indicada é Processador Intel ou AMD X86 com suporte a instruções SSE2, HD 4GB e memória RAM de 2048MB.

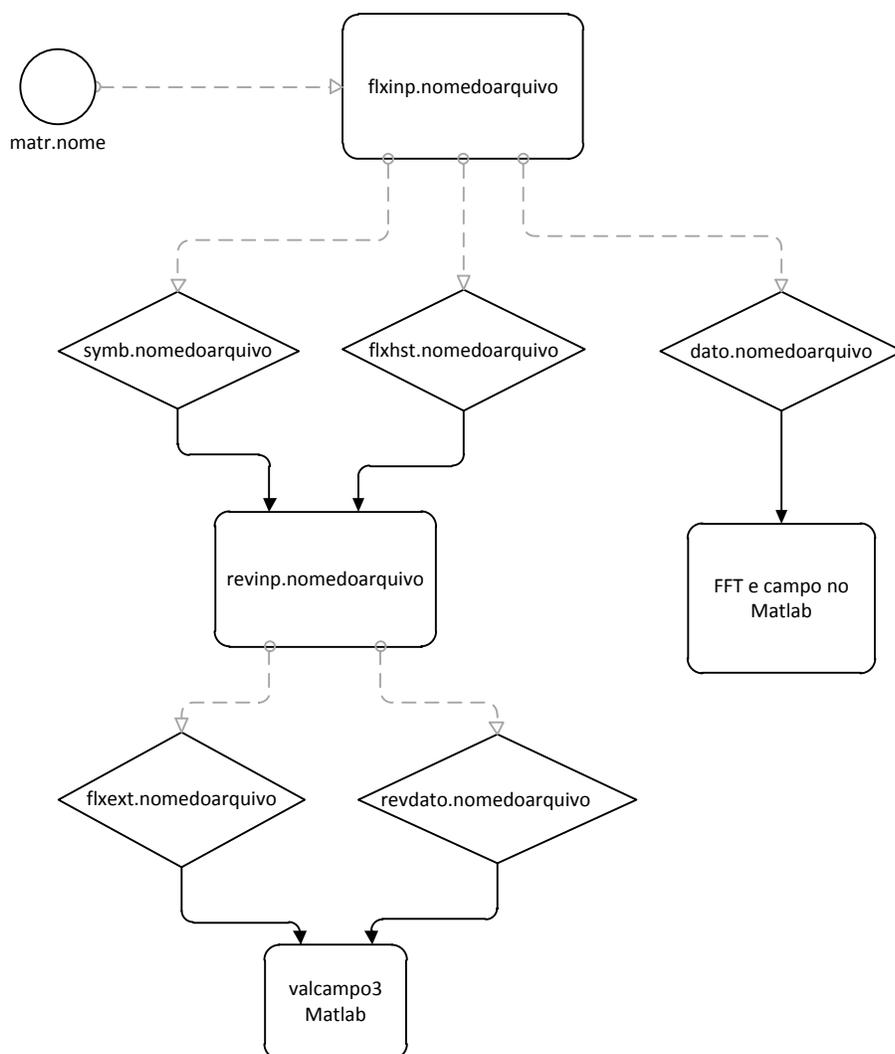


Figura 3.1. Fluxograma da geração de códigos para simulação de uma configuração de transdutor.

Nas primeiras simulações com o programa PZFlex® foram simulados transdutores anulares com espaçamento físico entre os elementos que eram de mesma largura; porém, como na literatura alguns autores citavam transdutores com elementos de mesma área e suas vantagens (mesma impedância) (Brown *et al.*, 2003; Dupenloup *et al.*, 1996; Ramachandran *et al.*, 2004; Chen *et al.*, 2002), posteriormente também foram simulados transdutores com elementos de mesma área.

As características dos materiais simulados no PZFlex® são mostradas na Tabela 3.1. Estas propriedades constam do arquivo “*matr.nomedaspropriedade*” e foram utilizados nas simulações; esses dados tiveram como referência o artigo de Auld (1973).

Tabela 3.1. Propriedade dos Materiais

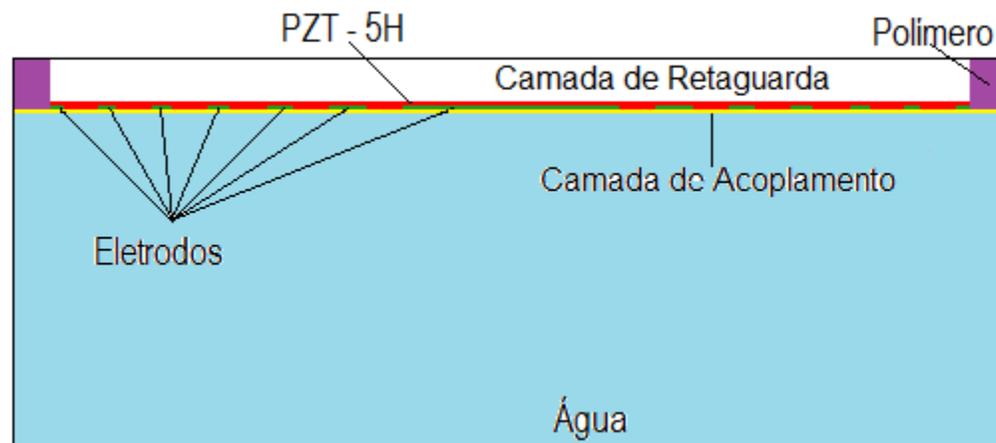
Material	Densidade (ρ) kgm^{-3}	Impedância Acústica (Z) $\text{kgm}^2\text{s}^{-1}$	Velocidade (m/s)
PZT-5H	7820	3,37E+07	4350
PVDF	1780	3,90E+06	
Epóxi inicial (backing)	5000	2,60E+06	2000
Epóxi inicial (matching)	2600	5,00E+06	2800
Polímero	1200	3,08E+06	2710
Alumínio	1420	3,30E+06	2350
Epóxi MY753	1150	2,50E+06	2136
Epóxi e araldite	1240	3,40E+06	2770
Ferro	3800	7,90E+06	2072
Serragem	1210	2,10E+06	1910
Tungstênio	6600	1,10E+07	1668

Fonte: Auld, 1973.

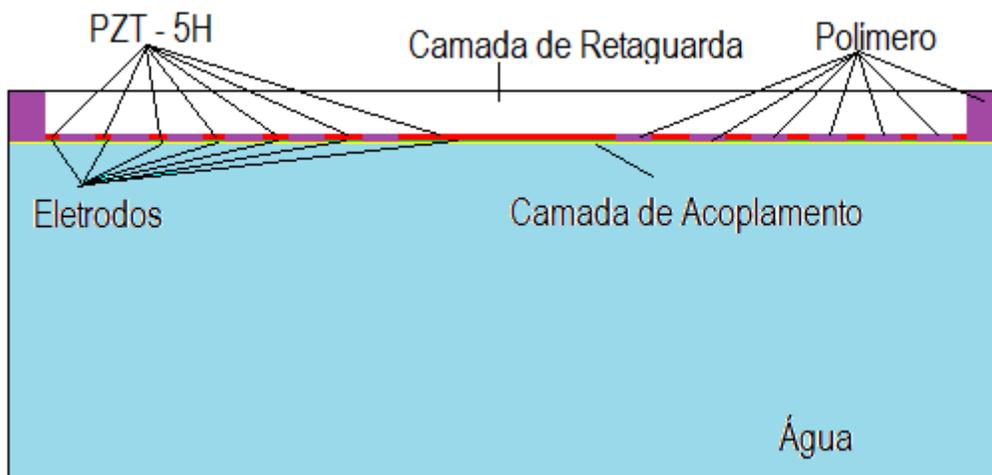
Inicialmente foram feitas simulações variando os materiais das camadas de retaguarda (*backing*) e de acoplamento acústico (*matching layer*); as propriedades desses materiais foram obtidas da matriz utilizada nos exemplos do PZFlex® para materiais piezoelétricos e não piezoelétricos. Posteriormente foram simulados transdutores em que a camada de retaguarda era composta de materiais comumente usados na fabricação de transdutores: epóxi MY753 fabricada por Ciba-Geigy, epóxi e Araldite®, ferro, tungstênio, alumina e madeira. O material da camada de acoplamento acústico é uma resina de epóxi. A espessura do material piezoelétrico, a espessura do material da camada de retaguarda e a espessura da camada de acoplamento acústico são dependentes do comprimento de onda λ , ou seja, da frequência central do transdutor simulado,

sendo $0,5\lambda$ para o material piezoelétrico, 8λ para a camada de retaguarda, $0,25\lambda$ ou $0,75\lambda$ para a camada de acoplamento acústico (Jain *et al.*, 1998).

A Figura 3.2 mostra a vista lateral dos transdutores concêntricos sem e com espaçamento físico entre os elementos.



(a)



(b)

Figura 3.2. Diagrama esquemático da vista lateral dos transdutores simulados: (a) transdutor *kerfless* e (b) transdutor com espaçamento físico entre os elementos (*kerf*).

Os espaçamentos físicos entre os anéis são preenchidos por um material que não possui propriedades piezoelétricas, que corresponde a um polímero cujas características são dadas em (Auld, 1973) e apresentadas na Tabela 3.1; a largura do espaçamento foi variável e dependeu da referência usada como modelo. O arquivo com as propriedades de simulação é apresentado no Apêndice A1.

Nas simulações, as definições dos eletrodos tiveram como referência as respectivas posições geométricas, primeiro fazia-se as definições dos anéis e do espaçamento, e com essas referências indicava-se a posição onde os eletrodos se encontravam, vide Apêndice A2.

3.3. Protocolos de Simulação

Em todos os protocolos de simulação estabelecidos, os materiais piezoelétricos e poliméricos utilizados nos elementos ativos, preenchimento dos espaçamentos entre anéis e camadas de acoplamento acústico e de retaguarda, possuíam as características indicadas na Tabela 3.1. A Tabela 3.2 apresenta um resumo das simulações realizadas.

Tabela 3.2. Resumo das configurações de transdutor simuladas.

		Material	Frequência (MHz)	No de Anéis	Função	Camada de Retaguarda	Tipo	Atraso
Mesma Largura	1	PZT-5H	5 a 50	3, 4, 5 e 6	Blackman	Epóxi	kerf	Não
			30					
	2	PZT-5H	40	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman	Epóxi	kerf	Não
			50					
	3	PZT-5H	30	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman	Alumínio Epóxi MY753 Epoxy e Araldite Ferro Serragem Tungstênio	kerf	Não
	4	PZT-5H	30	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman Gauss Seno Step Wavelet	Epóxi	kerf	Não
Mesma Área	5	PZT-5H	30	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman	Epóxi	kerf	Sim
	6	PZT-5H	30	7	Wavelet	Epóxi	kerf	Sim
					Blackman Gauss Seno Step Wavelet			
	7	PZT-5H	30	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman Gauss Seno Step Wavelet	Epóxi	kerfless	Não
	8	PZT-5H	30	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman	Epóxi	kerfless	Sim
	9	PZT-5H	30	7	Wavelet	Epóxi	kerfless	Não
	10	PVDF	30	5, 6, 7, 8 e 10	Blackman	Alumínio Epóxi MY753 Epoxy e Araldite Ferro Serragem Tungstênio	N/A	Não

3.3.1. Simulações de arrays tipo *kerf* com elementos anulares de PZT-5H de mesma largura (simulação 1)

Foram simulados transdutores piezoelétricos tipo *array* anular com elementos de mesma largura e com espaçamento físico entre os elementos, isto é, com *kerf*. A Figura 3.3 mostra as vistas frontal e de um corte lateral do *array* anular com elementos de mesma largura. O intuito dessas primeiras simulações, além de simular o comportamento do campo acústico dos transdutores ultrassônicos tipo *array* anular, foi permitir a familiarização com o programa PZFlex®, entender seu funcionamento, os parâmetros requeridos e as opções de seu uso; por isso a escolha dos materiais e funções foram as mais simples e conhecidas.

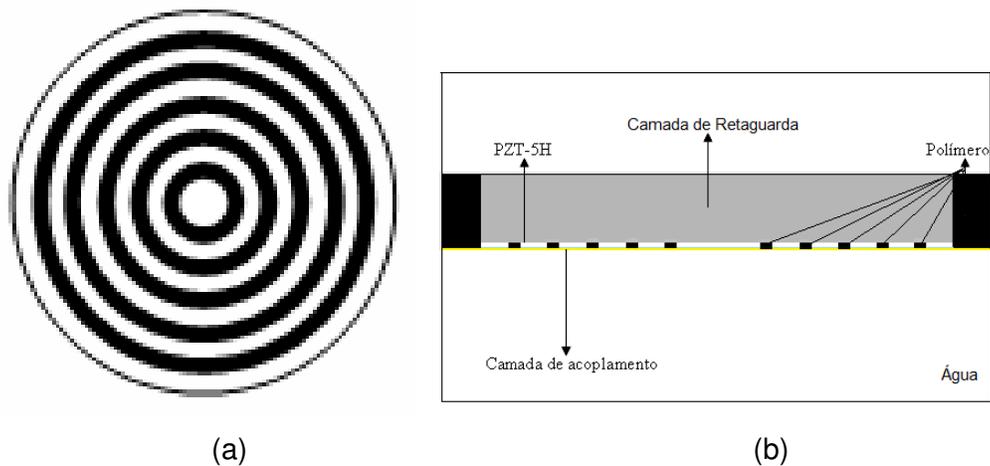


Figura 3.3 (a) Vista frontal de um transdutor formado por um *array* anular com seis anéis de mesma largura e (b) um corte lateral do transdutor indicando os componentes. As regiões em branco correspondem aos elementos ativos e as regiões em preto ao espaçamento.

Nessas simulações a função de excitação usada foi a *Blackman*, devido ao fato dessa função ser a mais parecida com um impulso dentre as opções de funções (*Wavelet*, *Gauss*, *Seno*, *Step*) existentes no programa PZFlex®, e por isso

mais adequada ao propósito de simulação do campo acústico. Essa função é mostrada na Figura 3.4, com amplitude aproximada de 15V para o pico positivo e 30 V de pico negativo.

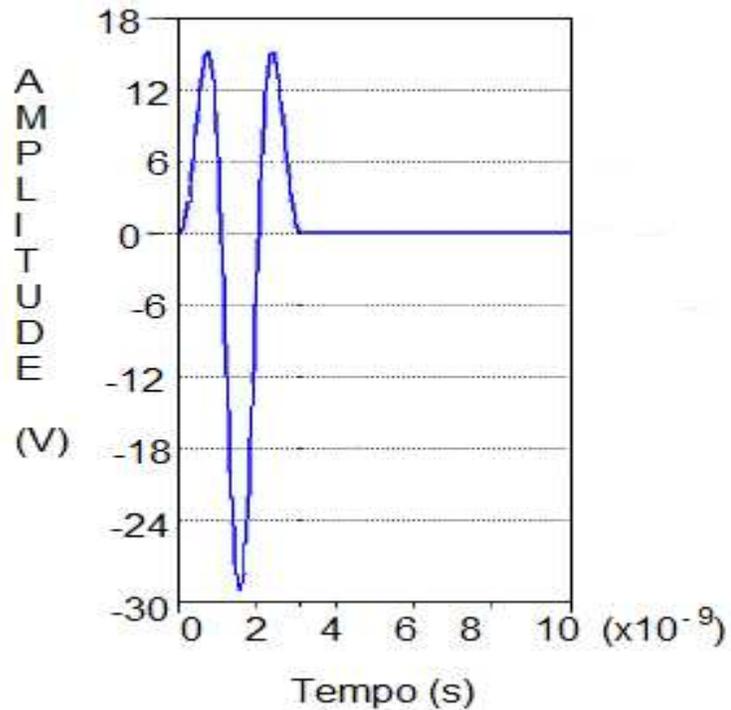


Figura 3.4 Função *Blackman-Harris*.

Fonte: Chan, 2011.

A frequência central de excitação dos transdutores variou de 5 MHz a 50 MHz, com intervalos variáveis, de acordo com o transdutor e características do campo acústico observadas durante as simulações: de 1 em 1 MHz até 10 MHz e de 5 em 5 MHz em frequências maiores. Se a simulação de um determinado transdutor teve alguma característica que chamou atenção em alguma faixa de frequência (como aumento ou diminuição de lóbulos laterais), naquela faixa de frequências foram feitas novas simulações, em intervalos. Assim, também foram feitas simulações de 2 em 2 MHz na faixa de 10 MHz a 50 MHz, nos intervalos

cujos resultados mostraram menos lóbulos e maior intensidade no campo acústico, com o intuito de otimizar o valor da frequência de excitação dos transdutores.

O número de iterações em cada simulação era determinado em função da frequência central do transdutor: o comprimento de onda e, conseqüentemente, as espessuras da cerâmica, das camadas de acoplamento e retaguarda são funções de λ no modelo do PZFlex®. Para visualização dos resultados no Matlab® era necessário fazer o ajuste da dimensão final do vetor gerado nas simulações do PZFlex® com o tamanho do vetor lido pelo Matlab®.

O pequeno número de anéis desses transdutores (três, quatro, cinco e seis elementos) foi escolhido pela simplicidade de construção e diâmetro externo do disco piezoelétrico, pois como os anéis possuíam a mesma área ou os elementos ficavam todos muito estreitos e com pouca diferenciação dos modos de vibração, ou aumentava-se o diâmetro do disco. A Tabela 3.3 mostra as dimensões dos anéis das configurações simuladas.

Tabela 3.3 Configuração dos transdutores com anéis de mesma largura

Dimensões (mm)	3 Elementos	4 Elementos	5 Elementos	6 Elementos
Raio do transdutor	3,0	5,0	7,0	9,0
Espaçamento	0,5	0,5	0,5	0,5
Raio do Círculo Central	0,5	0,5	0,5	0,5
1º Anel	1,0	1,0	1,0	1,0
2º Anel	1,0	1,0	1,0	1,0
3º Anel		1,0	1,0	1,0
4º Anel			1,0	1,0
5º Anel				1,0
Diâmetro total	6,0	10,0	14,0	18,0

Os parâmetros observados do comportamento do campo acústico foram a intensidade do pico de pressão, a amplitude média, a profundidade do campo acústico até os níveis de intensidade de -3 dB, -6 dB e -10 dB, e o perfil do campo acústico no plano XY, para todos os transdutores simulados.

3.3.2. Simulações de *arrays* tipo *kerf* e *kerfless* com elementos anulares de mesma área de PZT-5H

Foram feitas simulações com *arrays* cujos elementos anulares possuíam a mesma área, o que implica possuírem a mesma impedância elétrica e mesmo deslocamento de fase (Snook e Shrout, 2003). Utilizando-se dessas propriedades foram simulados transdutores de dois tipos – com separação física entre os elementos (com *kerf*) e sem separação física entre eles (*kerfless*). Ao manter a área do elemento fixa obtêm-se elementos externos com larguras menores que dos internos, o que propicia um número um pouco maior de elementos ativos. Porém não é apropriada a utilização de um número muito grande de elementos ativos, pois além dos elementos externos serem muito estreitos e gerarem modos espúrios de vibração, também é necessário utilizar circuitos elétricos mais complexos para excitação do transdutor.

Para as duas configurações do transdutor, com separação física entre os elementos e sem separação física entre eles, foram feitas simulações variando o número de anéis, que nesta etapa variou entre cinco, seis, sete, oito e dez elementos, a frequência de excitação e a composição do material da camada de retaguarda. Os materiais usados como camada de retaguarda foram: epóxi, ferro, tungstênio, madeira e alumina, epóxi e Araldite, cujas propriedades estão indicadas em (Auld, 1973; Nguyen *et al.*, 1996 e Jain *et al.*, 1998). Também houve variação do material piezoelétrico dos elementos ativos que foram simulados: cerâmica PZT-5H e filme de PVDF.

A Figura 3.5 mostra a face frontal e um corte lateral de um transdutor com elementos de mesma área; como pode ser observado, os anéis exteriores são mais estreitos que os internos. A determinação da área dos anéis é dada pelas fórmulas da geometria; a área do círculo central é dada pela Equação 3.1; e a área dos outros anéis é calculada pelas Equações 3.2 e 3.3, dadas a seguir:

$$A_{\text{círculo}} = \pi R^2 \quad (3.1)$$

$$A_{\text{anel}} = A_{\text{anel-externo}} - A_{\text{anel-interno}} \quad (3.2)$$

$$A_{\text{anel}} = \pi(R_{\text{externo}}^2 - r_{\text{interno}}^2) \quad (3.3)$$

Sendo o R_{externo} , o raio externo do anel e r_{interno} o raio interno do anel; o raio interno do anel é calculado baseado no raio externo do anel imediatamente concêntrico a ele (R_{i-1}) mais o valor do espaçamento, vide Equação 3.4.

$$r_i = R_{i-1} + E \quad (3.4)$$

Sendo E a largura do espaçamento entre os anéis; E é constante e não varia de um elemento ativo para outro.

O raio externo é calculado igualando as áreas dos anéis, segundo a Equação 3.5, e desenvolvendo as Equações 3.6 e 3.7, chega-se à Equação 3.8, que mostra a expressão do cálculo do raio externo em função dos raios externo e interno do elemento adjacente anterior.

$$A_{\text{anel-}i} = A_{\text{anel-}i+1} \quad (3.5)$$

$$\pi(R_{\text{externo-}i}^2 - r_{\text{interno-}i}^2) = \pi(R_{\text{externo-}i-1}^2 - r_{\text{interno-}i-1}^2) \quad (3.6)$$

$$R_{\text{externo-}i}^2 - (R_{\text{externo-}i-1} + E)^2 = R_{\text{externo-}i-1}^2 - r_{\text{interno-}i-1}^2 \quad (3.7)$$

$$R_{\text{externo-}i}^2 = 2R_{\text{externo-}i-1}(R_{\text{externo-}i-1} + E) + r_{\text{interno-}i-1}^2 + E^2 \quad (3.8)$$

Esses cálculos foram necessários para determinar a largura dos anéis, que eram especificados nos arquivos de simulações utilizados no programa PZFlex®. A Tabela 3.4 mostra os valores dos raios dos anéis para as várias configurações. Para esses cálculos também são necessários os valores do espaçamento entre os elementos e para isso foram usados os valores de 0,30 mm, 0,40 mm e 0,50 mm. O aumento do espaçamento entre anéis leva a um aumento do raio externo do *array*, e conseqüentemente do raio interno do próximo elemento adjacente; observando o valor constante da área poderia se chegar a um disco de cerâmica com diâmetro grande, o que seria incompatível com um transdutor real. Também foram feitas variações no raio do círculo central, que é o principal elemento para determinação da área, e irá influenciar nas larguras de todos os anéis externos. Estas variações foram testadas nas simulações, com o intuito de se achar um tamanho ótimo para o transdutor, pois quanto menor a dimensão, tanto do espaçamento entre os elementos, como a da largura dos anéis, maior a dificuldade na construção do mesmo. As tabelas 3.4 e 3.5, apresentadas a seguir, mostram as variações de valores do raio do círculo central, da espessura e raios dos demais anéis para os transdutores simulados com cinco, seis, sete, oito e dez elementos ativos. Como pode ser observado na Tabela 3.4, o transdutor com dez elementos ativos exigia que os anéis mais externos fossem muito estreitos, para manter o mesmo diâmetro dos demais transdutores; para que os elementos externos não fossem tão estreitos seria necessário ou diminuir o raio do anel central, ou aumentar o diâmetro externo.

A Figura 3.5 mostra a vista frontal e um corte lateral de um transdutor cujos elementos possuem a mesma área. Como se pode observar, os anéis mais externos são bem mais estreitos que os anéis centrais. Ao comparar essa figura com a Figura 3.3, observam-se as diferenças dos anéis entre transdutores com elementos de mesma área com transdutores com elementos de mesma largura.

Tabela 3.4 Raios do elemento central e largura dos anéis para valores variados de espaçamento e elementos de mesma área para os diferentes *arrays* simulados

Número de Elementos	5 Anéis		6 Anéis	7 Anéis			8 Anéis	10 Anéis		
Espaçamento (mm)	0,10	0,30	0,30	0,50	0,30	0,40	0,30	0,30	0,11	
Raio do Círculo central (mm)	1,22	1,22	1,22	1,40	1,77	1,60	1,22	1,22	0,55	
2º Anel	R interno (mm)		1,32	1,52	1,52	1,90	2,07	2,00	1,52	0,66
	R externo (mm)		1,80	1,95	1,95	2,36	2,72	2,56	1,95	0,86
	Largura do anel (mm)		0,48	0,43	0,43	0,46	0,65	0,56	0,43	0,20
3º Anel	R interno (mm)		1,90	2,25	2,25	2,86	3,02	2,96	2,25	0,97
	R externo (mm)		2,26	2,56	2,56	3,18	3,50	3,37	2,56	1,11
	Largura do anel (mm)		0,36	0,31	0,31	0,32	0,48	0,40	0,31	0,15
4º Anel	R interno (mm)		2,36	2,86	2,86	3,68	3,80	3,77	2,86	1,22
	R externo (mm)		2,65	3,11	3,11	3,94	4,20	4,09	3,11	1,34
	Largura do anel (mm)		0,30	0,25	0,25	0,26	0,39	0,33	0,25	0,12
5º Anel	R interno (mm)		2,75	3,41	3,41	4,44	4,50	4,49	3,41	1,45
	R externo (mm)		3,01	3,62	3,62	4,66	4,83	4,77	3,62	1,55
	Largura do anel (mm)		0,26	0,21	0,21	0,22	0,34	0,28	0,21	0,10
6º Anel	R interno (mm)			3,92	3,92	5,16	5,23	5,17	3,92	1,66
	R externo (mm)			4,11	4,11	5,34	5,43	4,41	4,11	1,76
	Largura do anel (mm)			0,19	0,19	0,19	0,30	0,24	0,19	0,10
7º Anel	R interno (mm)					5,84	5,73	5,81	4,41	1,86
	R externo (mm)					6,01	6,00	6,03	4,57	1,95
	Largura do anel (mm)					0,17	0,27	0,22	0,17	0,09
8º Anel	R interno (mm)							4,87	4,87	2,06
	R externo (mm)							5,02	5,02	2,15
	Largura do anel (mm)							0,15	0,15	0,09
9º Anel	R interno (mm)								5,32	2,26
	R externo (mm)								5,46	2,35
	Largura do anel (mm)								0,14	0,09
10º Anel	R interno (mm)								5,76	2,46
	R externo (mm)								5,89	2,55
	Largura do anel (mm)								0,13	0,09

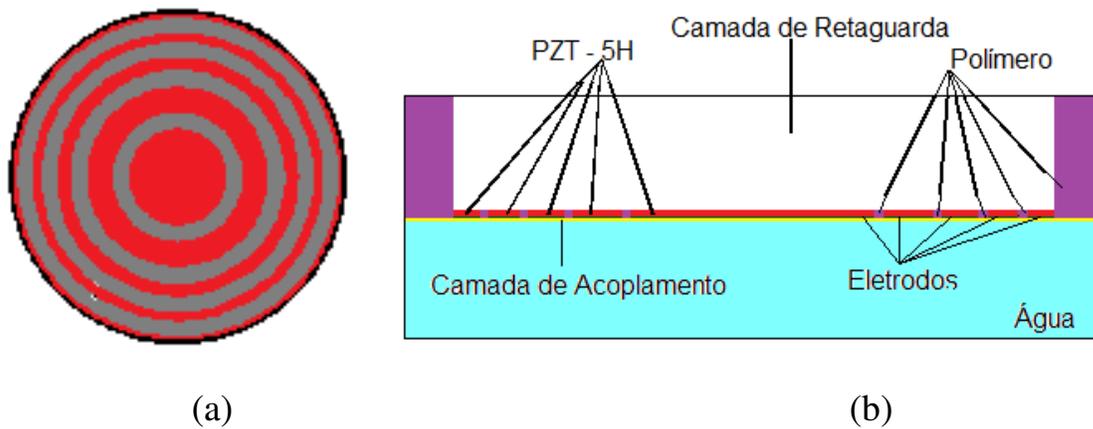


Figura 3.5 Vista de um transdutor com cinco elementos de áreas iguais. (a) vista frontal: as regiões em vermelho correspondem aos elementos ativos e as regiões em cinza ao espaçamento; (b) corte lateral.

A Tabela 3.5 mostra os valores do raio do elemento central, dos raios interno e externo e da espessura dos anéis, mantendo o espaçamento fixo em 0,30 mm e diâmetro total fixo em aproximadamente 10 mm, a fim de comparar as dimensões dos anéis, para um mesmo disco, quando o número de anéis é variado, mas mantendo as áreas dos anéis iguais.

Em todas as simulações os parâmetros observados do comportamento do campo acústico foram a intensidade do pico de pressão, a amplitude média, a profundidade do campo acústico nos níveis de intensidade de -3 dB, -6 dB e -20 dB e o perfil do campo acústico no plano XY, para todos os transdutores simulados.

Tabela 3.5 Raios do elemento central e dos anéis e largura dos anéis para valores fixos de espaçamento, diâmetro total aproximadamente 10 mm e área dos anéis iguais.

Número de Elementos	5 Anéis	6 Anéis	7 Anéis	8 Anéis	10 Anéis
Espaçamento (mm)	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30
Raio do Círculo central (mm)	1,22	1,60	1,39	1,22	0,93
2º Anel					
R interno (mm)	1,85	1,90	1,69	1,52	1,23
R externo (mm)	2,84	2,48	2,19	1,95	1,54
Largura do anel (mm)	0,69	0,58	0,50	0,43	0,31
3º Anel					
R interno (mm)	3,14	2,78	2,49	2,25	1,84
R externo (mm)	3,64	3,21	2,85	2,56	2,06
Largura do anel (mm)	0,50	0,43	0,36	0,31	0,22
4º Anel					
R interno (mm)	3,94	3,51	3,15	2,86	2,36
R externo (mm)	4,35	3,86	3,44	3,11	2,54
Largura do anel (mm)	0,41	0,35	0,29	0,25	0,18
5º Anel					
R interno (mm)	4,65	4,16	3,74	3,41	2,84
R externo (mm)	5,01	4,46	3,99	3,62	2,99
Largura do anel (mm)	0,35	0,30	0,25	0,21	0,15
6º Anel					
R interno (mm)		4,76	4,29	3,92	3,29
R externo (mm)		5,02	4,51	4,11	3,42
Largura do anel (mm)		0,26	0,22	0,19	0,13
7º Anel					
R interno (mm)			4,81	4,41	3,72
R externo (mm)			5,01	4,57	3,84
Largura do anel (mm)			0,20	0,17	0,12
8º Anel					
R interno (mm)				4,87	4,14
R externo (mm)				5,02	4,24
Largura do anel (mm)				0,15	0,10
9º Anel					
R interno (mm)					4,54
R externo (mm)					4,63
Largura do anel (mm)					0,09
10º Anel					
R interno (mm)					4,93
R externo (mm)					5,02
Largura do anel (mm)					0,09

3.3.2.1. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação da frequência de excitação (simulação 2)

Foram feitas simulações de *arrays* com espaçamento fixo entre os elementos anelares que possuíam a mesma área, variando-se o número de anéis do *array* (cinco, seis, sete, oito e dez elementos ativos) e a frequência de excitação entre 30 MHz, 40 MHz e 50 MHz.

A espessura da camada de acoplamento foi de $\lambda/4$ e a função de excitação usada foi a *Blackman* com amplitude de 30 V. Nessas simulações, o espaçamento entre os elementos foi fixado em 0,30 mm, e o diâmetro do transdutor foi mantido em aproximadamente 10 mm. Um resumo das dimensões dos transdutores simulados foi mostrado na Tabela 3.5.

3.3.2.2. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação do material da camada de retaguarda (simulação 3)

Foram feitas simulações das mesmas configurações de transdutores apresentadas na Tabela 3.5, com frequência central de estimulação dos elementos igual a 30 MHz, espessura da camada de acoplamento de $\lambda/4$ e função de excitação *Blackman* com amplitude negativa de 30 V, nas quais o principal parâmetro modificado foi a composição da camada de retaguarda dos transdutores; a mesma espessura foi mantida para os diferentes materiais.

Os materiais utilizados para variação da camada de retaguarda nestas simulações foram: alumínio e epóxi, epóxi pura, epóxi e Araldite, ferro e epóxi, serragem e tungstênio e epóxi. Esses materiais foram escolhidos com base em trabalhos anteriores nos quais foram estudados e tiveram suas propriedades acústicas determinadas (Jain *et al.*, 1998; Nguyen *et al.*, 1996, Grewe *et al.*, 1990). As camadas de retaguarda construídas com misturas de epóxi com alumínio, com ferro e com tungstênio possuem alta impedância acústica, enquanto as camadas

em que são utilizadas epóxi e misturas de epóxi e Araldite possuem baixa impedância acústica.

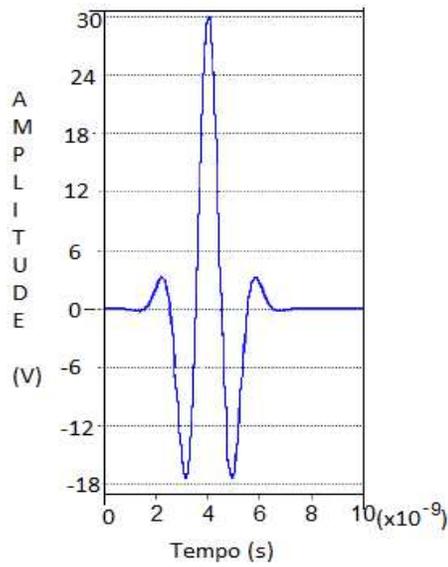
3.3.2.3. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 4)

Nessa nova etapa de simulações houve variação na função de excitação dos transdutores. As funções de excitação dos transdutores testadas foram: seno, Gauss, *Step*, *Wavelet* e *Blackman*, mantendo-se a amplitude de 30 V e a frequência de 30 MHz para excitação dos transdutores. A configuração dos anéis é igual à da Tabela 3.5. As características e espessura das camadas de acoplamento acústico e retaguarda (sem variação) foram as mesmas descritas nos itens anteriores.

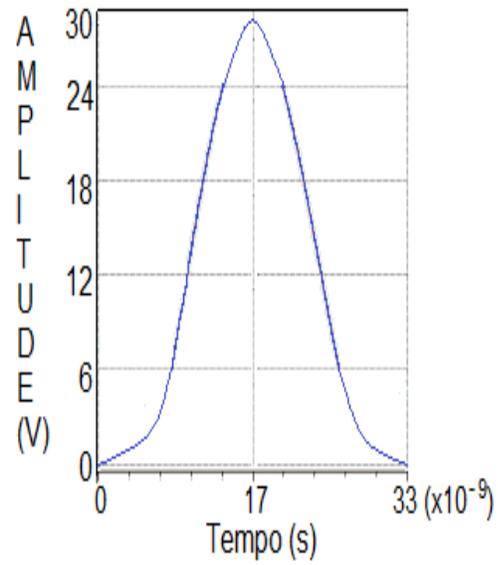
Nessas simulações também foram observadas as características de tensão e carga no circuito elétrico do transdutor.

O objetivo destas simulações foi determinar a função, dentre as funções já conhecidas e citadas, que proporcionasse o melhor desempenho para os transdutores. Ou seja, que função faria os elementos vibrarem com maior intensidade e menor interferência entre eles, proporcionando um campo acústico mais intenso, mais colimado, com uma maior profundidade e picos de intensidades maiores.

As funções utilizadas foram: função *Wavelet*; função Gauss com faixa de passagem de 80%; função Seno variando de 0 a 2π (escala de tempo em s); função *Step*; e a função *Blackman*. Com exceção da função *Blackman*, apresentada na Figura 3.4, essas funções são mostradas nas Figuras 3.6 e 3.7.



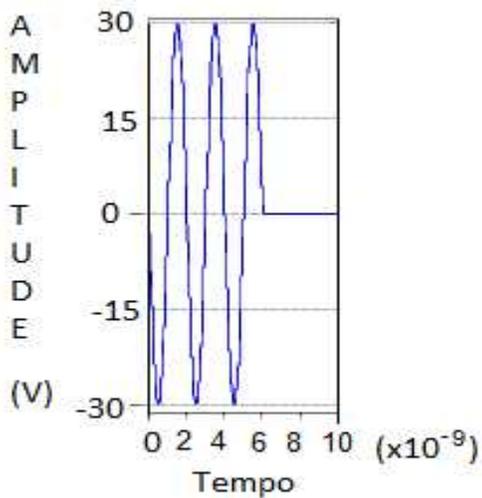
(a)



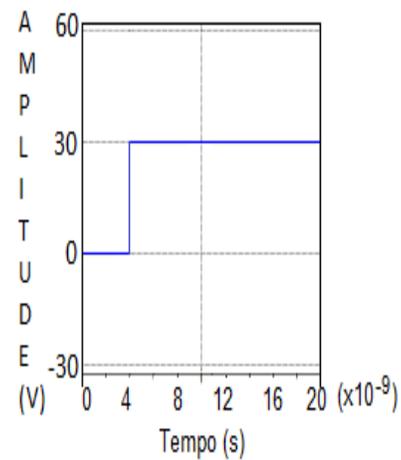
(b)

Figura 3.6 Formas das funções de excitação (a) *Wavelet*, (b) *Gauss*. Escala vertical em volts e escala horizontal em segundos.

Fonte: Chan, 2011.



(a)



(b)

Figura 3.7 Formas das funções de excitação (a) *Seno* e (b) *Step*. Escala vertical em volts e escala horizontal em segundos

Fonte: Chan, 2011.

A função degrau é um sinal simples de aplicar, sendo útil como sinal de teste porque a saída de um sistema, em resposta a uma entrada em degrau, informa sobre a velocidade com que o sistema responde a uma mudança abrupta no sinal de entrada, mostrando assim como seria a resposta do transdutor a variações rápidas da estimulação (Haykin e Van Veen, 2001).

Um exemplo do código elaborado para simulação de um transdutor de oito anéis estimulados com a função seno está no Apêndice A2.

3.3.2.4. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação do número de elementos ativos (simulação 5)

Ainda para os transdutores com espaçamento físico entre os elementos também foram feitas simulações excitando um elemento do *array* de cada vez; os elementos não excitados eram aterrados. O objetivo dessas simulações foi observar a interferência da excitação de um elemento nos outros e como era o comportamento do campo acústico sob estas circunstâncias. A função de excitação utilizada foi a *Blackman*, com frequência central de 30 MHz, e amplitude de 30 V. As características do material piezoelétrico foram as mesmas das simulações anteriores.

Para cada uma das configurações de transdutores relativas aos números de anéis de elementos ativos, dadas na Tabela 3.3, foi simulado o comportamento do transdutor quando inicialmente somente o elemento central era estimulado e se observou o comportamento do campo; em seguida esse elemento era aterrado e o segundo anel era excitado, e assim sucessivamente até o último anel. Também foi simulado o processo inverso, no qual todos os elementos eram inicialmente estimulados e em seguida cada elemento individualmente era aterrado para se observar o comportamento da carga nos elementos.

Nessas simulações também foram observadas as respostas de tensão e a carga nos eletrodos dos anéis.

3.3.2.5. Simulação de *arrays* tipo *kerf* com sete elementos com variação no espaçamento dos anéis e do número de elementos ativos (simulação 6)

Após fazer as simulações com várias configurações de elementos, optou-se por fixar o número de anéis do transdutor em sete e fazer variações no espaçamento entre os elementos (três valores distintos), mas mantendo fixo o diâmetro externo do transdutor. Na Tabela 3.6 são apresentadas as dimensões deste *array* – raios e espaçamento entre os elementos. Em relação à excitação dos elementos, foram feitas simulações com todos os elementos sendo estimulados simultaneamente, com variações do número de elementos em circuito aberto, e com atrasos proporcionais de 2 ns aos elementos. Essas simulações foram repetidas para transdutores sem espaçamento físico para posterior comparação dos resultados.

Nessas simulações foi utilizada a função de excitação *Wavelet*, com fator de estabilidade de 95%, na frequência de 30 MHz. que é mostrada na Figura 3.8. As características dos materiais piezoelétrico e polimérico foram as mesmas das simulações anteriores. Foram obtidos o sinal elétrico da resposta acústica em cada anel e sua transformada no domínio da frequência, além das características acústicas do campo, como perfil, profundidade e intensidade do pico de pressão.

O objetivo de se fazer simulações com três diferentes valores de espaçamento entre os elementos foi verificar a influência do espaçamento no comportamento do campo acústico, e a partir disso determinar qual o espaçamento mais viável, analisando a relação do comportamento do campo com a facilidade de construção do transdutor.

Tabela 3.6. Configurações para simulação do transdutor com sete elementos

Número de Elementos		7 Anéis		
Espaçamento (mm)		0,50	0,30	0,40
Raio do Círculo central (mm)		1,40	1,77	1,60
2º Anel	R interno (mm)	1,90	2,07	2,00
	R externo (mm)	2,36	2,72	2,56
	Largura do anel (mm)	0,46	0,65	0,56
3º Anel	R interno (mm)	2,86	3,02	2,96
	R externo (mm)	3,18	3,50	3,37
	Largura do anel (mm)	0,32	0,48	0,40
4º Anel	R interno (mm)	3,68	3,80	3,77
	R externo (mm)	3,94	4,20	4,09
	Largura do anel (mm)	0,26	0,39	0,33
5º Anel	R interno (mm)	4,44	4,50	4,49
	R externo (mm)	4,66	4,83	4,77
	Largura do anel (mm)	0,22	0,34	0,28
6º Anel	R interno (mm)	5,16	5,23	5,17
	R externo (mm)	5,34	5,43	4,41
	Largura do anel (mm)	0,19	0,30	0,24
7º Anel	R interno (mm)	5,84	5,73	5,81
	R externo (mm)	6,01	6,00	6,03
	Largura do anel (mm)	0,17	0,27	0,22

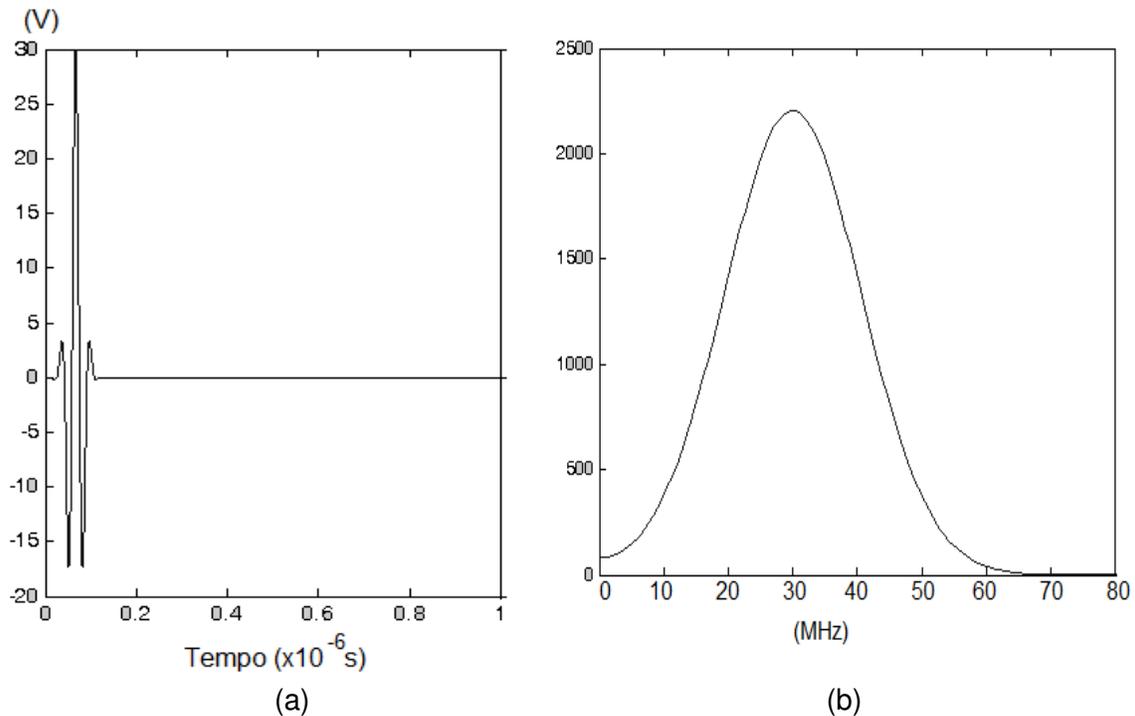


Figura 3.8 (a) Função de excitação, amplitude em volts *versus* tempo em segundos e (b) a sua transformada de Fourier (*versus* frequência em Hertz).

3.3.3. Simulações de arrays tipo *kerfless* com elementos de PZT-5H de mesma área

A construção de transdutores anulares com espaçamento físico entre os elementos apresenta diversas dificuldades, como o processo de esculpir a cerâmica para obtenção dos anéis, durante o qual podem ocorrer trinca e quebra na cerâmica, inutilizando o material para construção de transdutores, e a complexidade de se fazer o desenho dos anéis, com a largura desejada, mantendo a mesma área, etc. Como opção se constroem transdutores sem espaçamento físico entre os elementos. Neste tipo de transdutor a cerâmica fica intacta, e a definição dos anéis, como elementos ativos, é feita pela camada de

eletrodos, que é depositada no transdutor em forma de anéis concêntricos, e não sobre toda a superfície, vide Figura 3.2 (a).

3.3.3.1. Simulações de *arrays* com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 7)

O protocolo foi semelhante ao usado com transdutores com separação física entre os elementos em relação à variação da função de excitação, à amplitude de 30 volts e à frequência de 30 MHz. A configuração dos anéis foi a mesma da Tabela 3.5, para as variações de cinco, seis, sete, oito e dez anéis como elementos ativos.

Um dos objetivos destas simulações foi novamente achar a função de excitação, dentre as funções já conhecidas, que proporcionaria o melhor desempenho para os transdutores. Ou seja, faria os elementos vibrarem com mais intensidade e menor interferência entre eles, proporcionando um campo acústico mais intenso, mais colimado, com uma maior profundidade e picos de intensidades maiores. O outro foi fazer uma comparação com os resultados dos transdutores com separação física entre os elementos.

3.3.3.2. Simulações de *arrays* com variação do número de elementos ativos (simulação 8)

Foi usado o mesmo protocolo de simulação para transdutores com *kerf* quanto às configurações dos transdutores relativas aos números de anéis de elementos ativos, simulando o comportamento do transdutor quando primeiramente somente o elemento central era estimulado e observando o comportamento do campo; em seguida esse elemento era aterrado e o segundo anel era excitado, e assim sucessivamente até o último anel. Também foi simulado

o processo inverso, no qual todos os elementos eram inicialmente estimulados e em seguida cada elemento era aterrado para observar o efeito da carga nos elementos.

3.3.3.3. Simulações de *arrays* com sete elementos (simulação 9)

Para efeito de comparação também foram feitas simulações fixando o número de anéis que compunha o transdutor em sete elementos, porém sem espaçamento físico entre eles. A configuração do formato foi a mesma apresentada na Tabela 3.4, com três espaçamentos diferentes. Nestes testes, os elementos foram excitados pela função *Wavelet* (Figura 3.6), e para cada elemento ativo do transdutor estimulado foi observado o sinal de resposta nos outros anéis e calculada a transformada de Fourier desse sinal.

Nessas simulações foram observados o sinal de excitação em cada elemento ativo do transdutor, sua resposta e a respectiva função de transferência do sinal também a interferência de um elemento ativo no outro.

O objetivo de se fazer simulações com três diferentes valores de espaçamento entre os elementos era verificar a influência do espaçamento no comportamento do campo acústico e, a partir disso, determinar qual o espaçamento mais viável, analisando a relação comportamento do campo e facilidade de construção.

3.3.4 Simulações de *arrays* com elementos anulares de PVDF (simulação 10)

Devido às restrições de fabricação dos transdutores *arrays* anulares quanto às dimensões físicas dos anéis de cerâmica, também foram simulados transdutores anulares fabricados com material polimérico - como os filmes de PVDF.

Polímeros como o PVDF oferecem várias vantagens, tais como baixa constante dielétrica, baixa densidade e flexibilidade. Por isso, embora tenham baixos coeficientes C_{11}^E , C_{22}^E , C_{33}^E , C_{44}^E , C_{55}^E , C_{13}^E , C_{23}^E , C_{12}^E , C_{66}^E , d_{33} e d_h , quando comparados ao PZT (vide Tabelas 3.7 e 3.8), seu coeficiente g_h é grande devido à sua baixa constante dielétrica. Por outro lado, polímeros apresentam desvantagens, como a dificuldade para serem polarizados e baixa constante dielétrica (ϵ , em geral, pequena espessura), o que dificulta a construção de circuitos de detecção (devido à sua baixa capacitância) (Ackermann e Schmitz, 2012).

O PVDF é muito mais flexível e menos denso que os outros materiais, tendo a possibilidade de ser modelado numa superfície que não seja plana. A impedância acústica do PVDF é bem próxima da impedância média dos tecidos biológicos, transferindo, assim, uma potência acústica maior para o tecido. Porém, tem a desvantagem de ter muitas perdas internas em relação aos materiais cerâmicos, e possui coeficientes piezoelétricos de transmissão (e_{xx} e e_{yy}) baixos (Ackermann e Schmitz, 2012).

O PVDF proporciona um melhor acoplamento de energia com o tecido do que a cerâmica, sendo que este material possui uma largura de banda maior que o PZT, com uma resposta em frequência plana sem *ripple*; porém a conversão de energia é pior que a do PZT e também possui menor sensibilidade.

A Tabela 3.7 mostra os principais parâmetros do PVDF comparados aos do PZT.

Os transdutores de PVDF foram simulados de acordo com as configurações mostradas na Tabela 2. As dimensões são as mesmas descritas na Tabela 3.5.

Tabela 3.7 Parâmetros do PVDF e o PZT

Propriedade	Unidades	PVDF	PZT
Densidade	gcm^{-3}	1,78	7,6
Permissividade Relativa	ϵ/ϵ_0	12	1700
Módulo de Elasticidade	10^{10}Nm^{-1}	0,3	4,9
Constante Piezelétrica	10^{-12}CN^{-1}	$d_{31}=20$	$d_{31}=180$
		$d_{33}=30$	$d_{33}=3360$
Constante de Acoplamento	$\text{CVN}^{-1}\text{m}^{-1}$	0,11	$k_{31}=0,35$
			$k_{33}=0,69$

Fonte: Foster *et al.*, 2000.

A Tabela 3.8 apresenta as principais constantes dos dois materiais utilizados como elemento ativo - PZT5H e PVDF (Ackermann e Schmitz, 2012).

Para essas simulações foi necessário construir uma matriz com as propriedades físicas, mecânicas, acústicas e elétricas para o filme de PVDF, pois o programa PZFLEX® não possuía qualquer matriz com essas propriedades; essa matriz foi denominada *matr.val3pvdf*. No Apêndice A3 é apresentado o código com as propriedades que gera a matriz que foi utilizada na simulação dos transdutores de elemento ativo de PVDF, e no Apêndice A4 é mostrado, como exemplo, o código para simular o transdutor com dez anéis de PVDF.

Tabela 3.8. Propriedades dos materiais PZT5H e PVDF.

Constantes dos Materiais		
Constantes	PZT-5H	PVDF
$C_{11}^E = C_{22}^E$ (GPa)	127,2	9
C_{33}^E (GPa)	117,4	8,3
$C_{44}^E = C_{55}^E$ (GPa)	23	2
$C_{13}^E = C_{23}^E$ (GPa)	84,7	6,5
C_{12}^E (GPa)	80,2	6
C_{66}^E (GPa)	23,5	1,5
$Q_l = Q_s$	65	20
$e_{x5} = e_{y4}$ (cm^{-2})	17	0,2
$e_{z1} = e_{z2}$ (cm^{-2})	-6,5	-0,1
e_{z3} (cm^{-2})	23,3	0,177
$\epsilon_{xx}^S = \epsilon_{yy}^S$ (ϵ_0)	1700	9
ϵ_{zz}^S (ϵ_0)	1470	8,4
ρ (kgm^{-3})	7500	1780

Fonte: Ackermann e Schmitz, 2012

Capítulo 4 – Resultados

Os resultados obtidos nas simulações dos transdutores *arrays* anulares com o PZFlex® foram processados no Matlab® para visualização do campo acústico e extração de parâmetros. Os resultados das simulações de *arrays* anulares com anéis de mesma largura e de mesma área são apresentados a seguir.

4.1 - Transdutores com elementos anulares de mesma largura de PZT-5H – (simulação 1)

As simulações dos *arrays* anulares, com separação física entre os elementos e elementos de mesma largura, foram processadas no Matlab® para visualização do campo acústico. Nestes processamentos a amplitude do campo acústico foi normalizada, considerando o valor máximo como o pico de pressão do campo acústico. O valor médio de amplitude do campo acústico para todos os transdutores simulados foi de aproximadamente 61% da amplitude máxima obtida.

Na Figura 4.1 são mostradas as representações 3D dos campos acústicos resultantes das simulações do transdutor de três anéis concêntricos com frequência de excitação do transdutor entre 13 MHz e 40 MHz. A Figura 4.2 mostra o campo acústico no plano XY nas mesmas frequências da Figura 4.1.

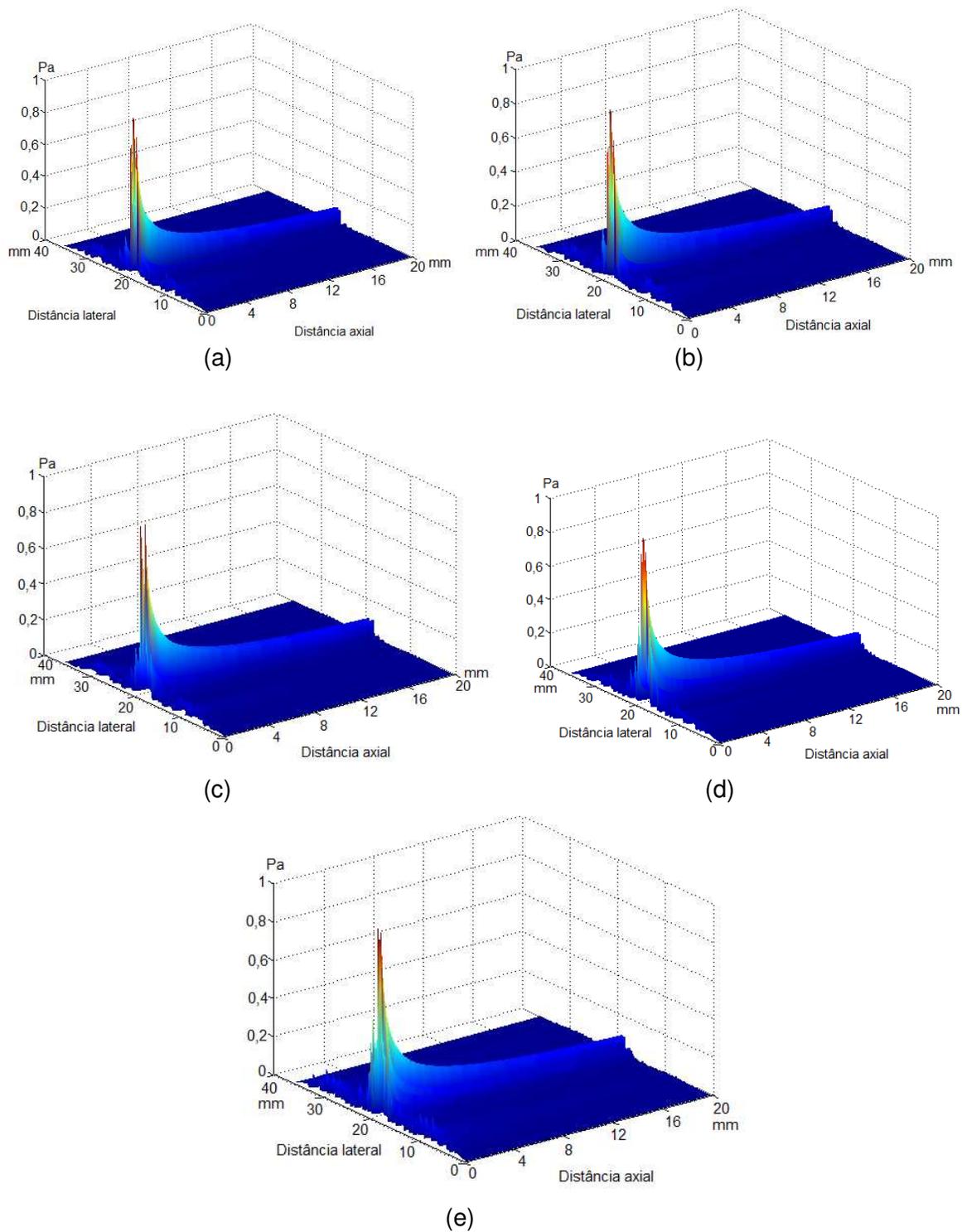


Figura 4.1. Campos acústicos (amplitude normalizada) resultantes das simulações do transdutor com três anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionado pelas frequências (a) 13 MHz, (b) 14 MHz, (c) 16 MHz, (d) 20 MHz e (e) 40 MHz.

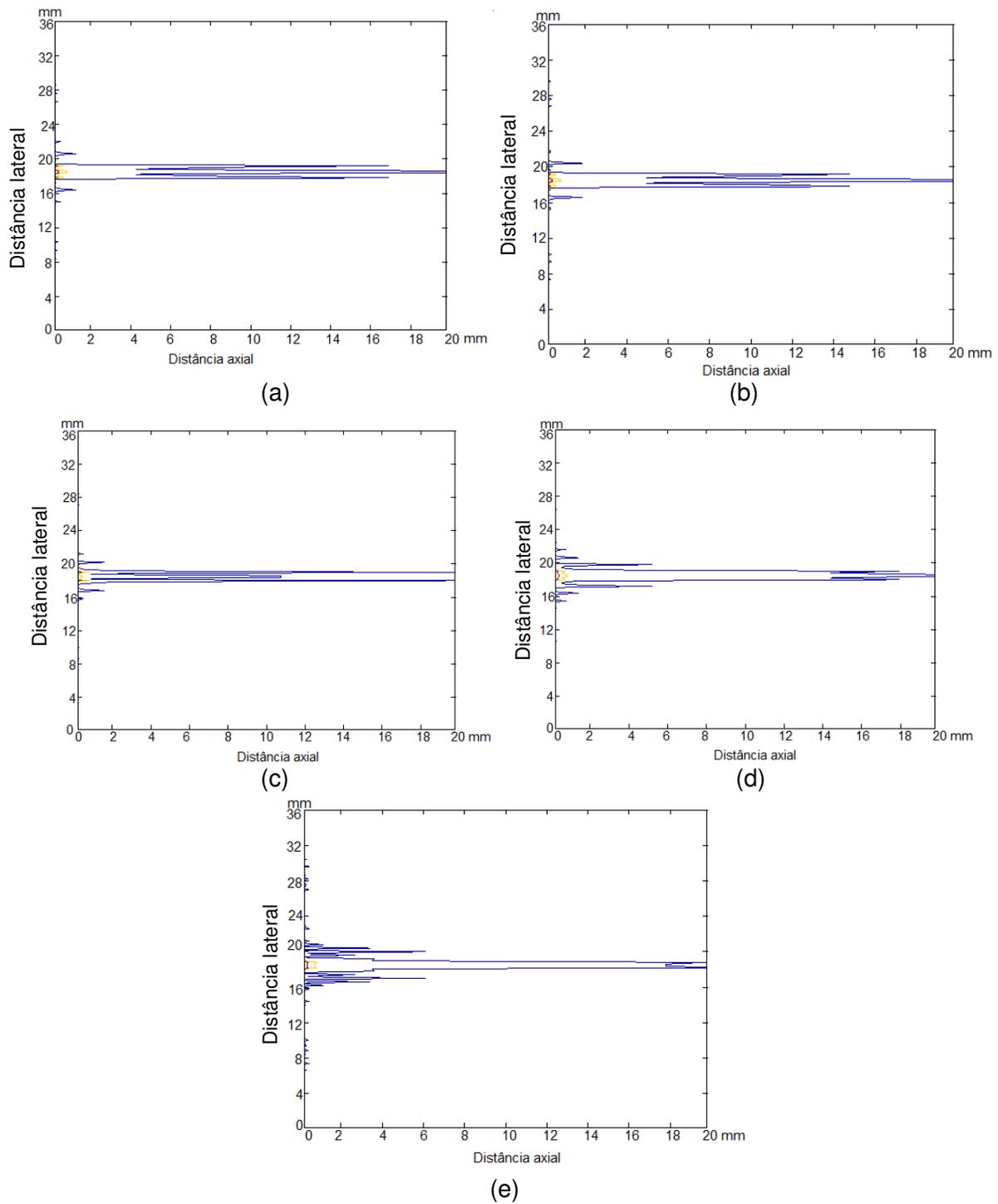


Figura 4.2. Perfis dos campos acústicos no plano XY, mostrando as amplitudes de -3 dB (vermelho), -6 dB (amarelo) e -10 dB (azul) das simulações do transdutor com três anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionado pelas frequências (a) 13 MHz, (b) 14 MHz, (c) 16 MHz, (d) 20 MHz e (e) 40 MHz.

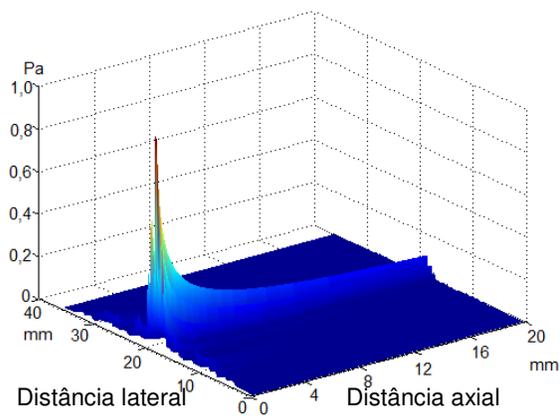
A simulação mostrou que a presença dos lóbulos laterais do campo acústico diminuiu gradativamente até 25 MHz (figura 4.1 de (a) a (d)), e voltou a aumentar acima de 35 MHz (figura 4.1 (e)). O campo acústico apresentou maior energia (área maior sob a curva de amplitude de -3 dB) quando o transdutor foi excitado nas frequências 13, 14 e 20 MHz, vide Figura 4.2 (a), (b) e (d).

Na Figura 4.3 são mostradas as representações 3D dos campos acústicos resultantes das simulações do transdutor com quatro anéis concêntricos com frequências de excitação entre 15 MHz e 50 MHz e na Figura 4.4 são mostrados os perfis dos campos acústicos nessas mesmas frequências. Observou-se uma diminuição dos lóbulos laterais até 19 MHz (figuras 4.3 (a) e (b)), enquanto a faixa de frequências de 20 a 35 MHz apresentou muitos lóbulos laterais (figuras 4.3 (c) e (d)); já a partir de 40 MHz a presença de lóbulos laterais diminuiu novamente. Em 41 MHz o campo acústico apresentou um feixe central bem colimado (figuras 4.3 (e)), e a partir desta frequência até 50 MHz (figuras 4.3 (f)) houve aumento dos lóbulos laterais. Na frequência de 30 MHz a energia do campo foi distribuída num ângulo de abertura maior e em 20 MHz o *array* comportou-se como tendo múltiplas fontes.

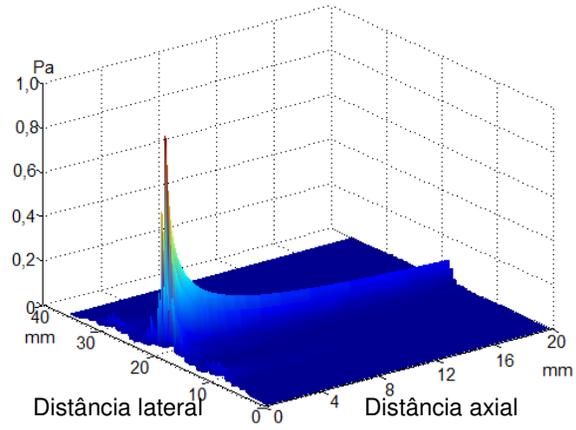
Na Figura 4.5 são mostrados os campos acústicos resultantes de simulações do transdutor com cinco anéis com frequências de excitação de 15 MHz, 18 MHz, 30 MHz e 45 MHz, e na Figura 4.6 são mostrados os perfis destes campos no plano XY. A amplitude normalizada do campo acústico simulado foi um pouco menor que 0,61 Pa (figura 4.5) e em toda a faixa de frequências simulada o campo acústico apresentou muitos lóbulos laterais, sendo que o intervalo de 10 à 20 MHz (figura 4.5 e 4.6 (a) e (b)) apresentou menos lóbulos do que nos demais.

Na Figura 4.7 são mostrados os campos acústicos resultantes das simulações com frequências de excitação do transdutor com seis anéis de mesma largura em 20 MHz, 35 MHz, 45 MHz e 49 MHz. A faixa de frequências em que o

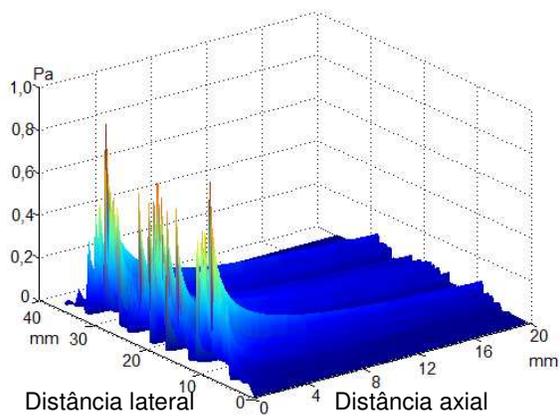
campo acústico apresentou menos lóbulos laterais foi entre 20 e 25 MHz (figura 4.7 (a)); a partir desta frequência os lóbulos laterais aumentaram, sendo que em 35 MHz (figura 4.7 (b)) o campo resultante apresentou muitos picos de alta amplitude. Os lóbulos laterais diminuíram novamente de 40 a 50 MHz (figuras 4.7(c) e 4.7(d)), e em 45 MHz (figura 4.7(c)) o campo acústico não apresentou lóbulos laterais.



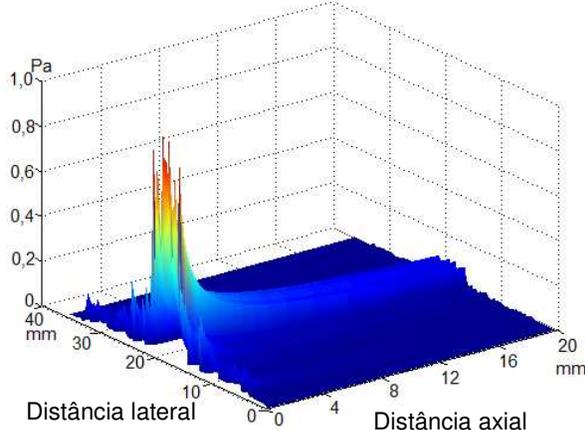
(a)



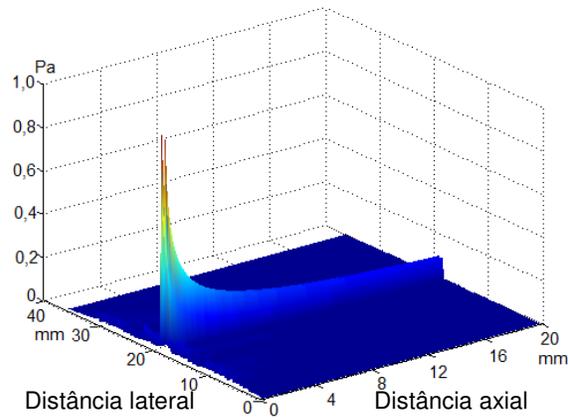
(b)



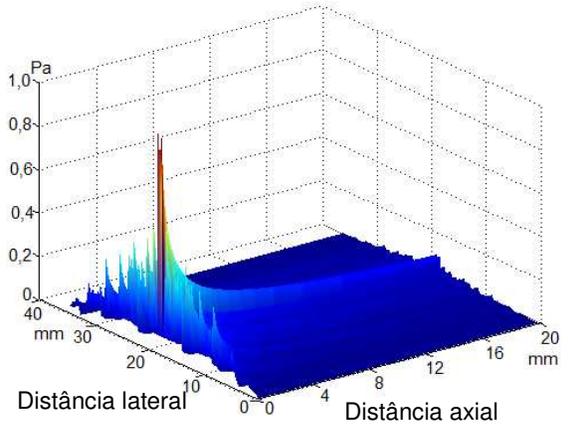
(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 4.3. Campos acústicos resultantes das simulações do transdutor com quatro anéis concêntricos de larguras iguais, quando excitados pelas frequências (a) 15 MHz, (b) 18 MHz, (c) 20 MHz, (d) 30 MHz, (e) 41 MHz e (f) 50 MHz.

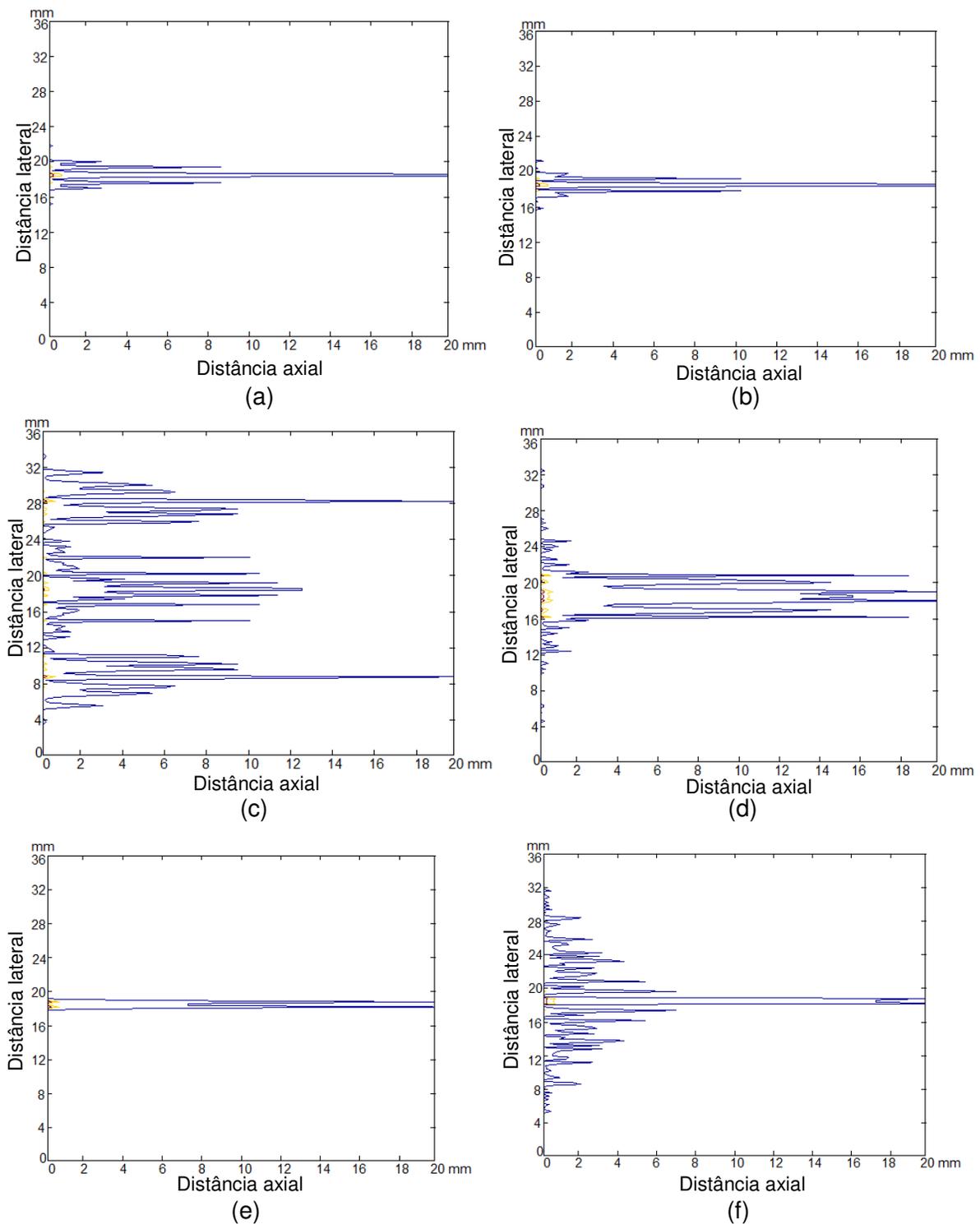


Figura 4.4. Perfis dos campos acústicos no plano XY, mostrando as amplitudes de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul) das simulações do transdutor com quatro anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 20MHz, (d) 30MHz, (e) 41MHz e (f) 50MHz.

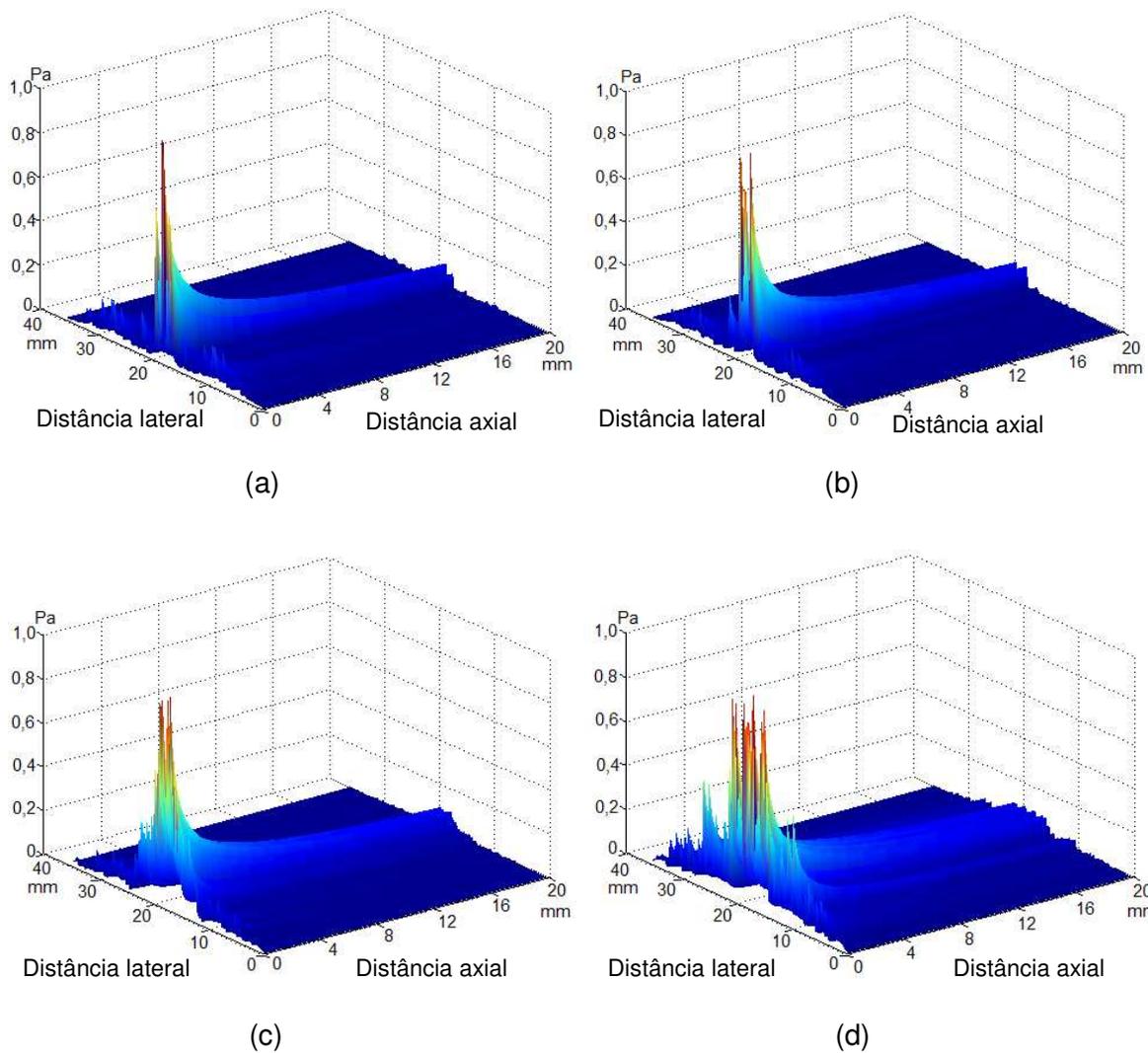


Figura 4.5. Campos acústicos resultantes das simulações do transdutor com cinco anéis concêntricos de larguras iguais, quando excitados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 30MHz e (d) 45MHz.

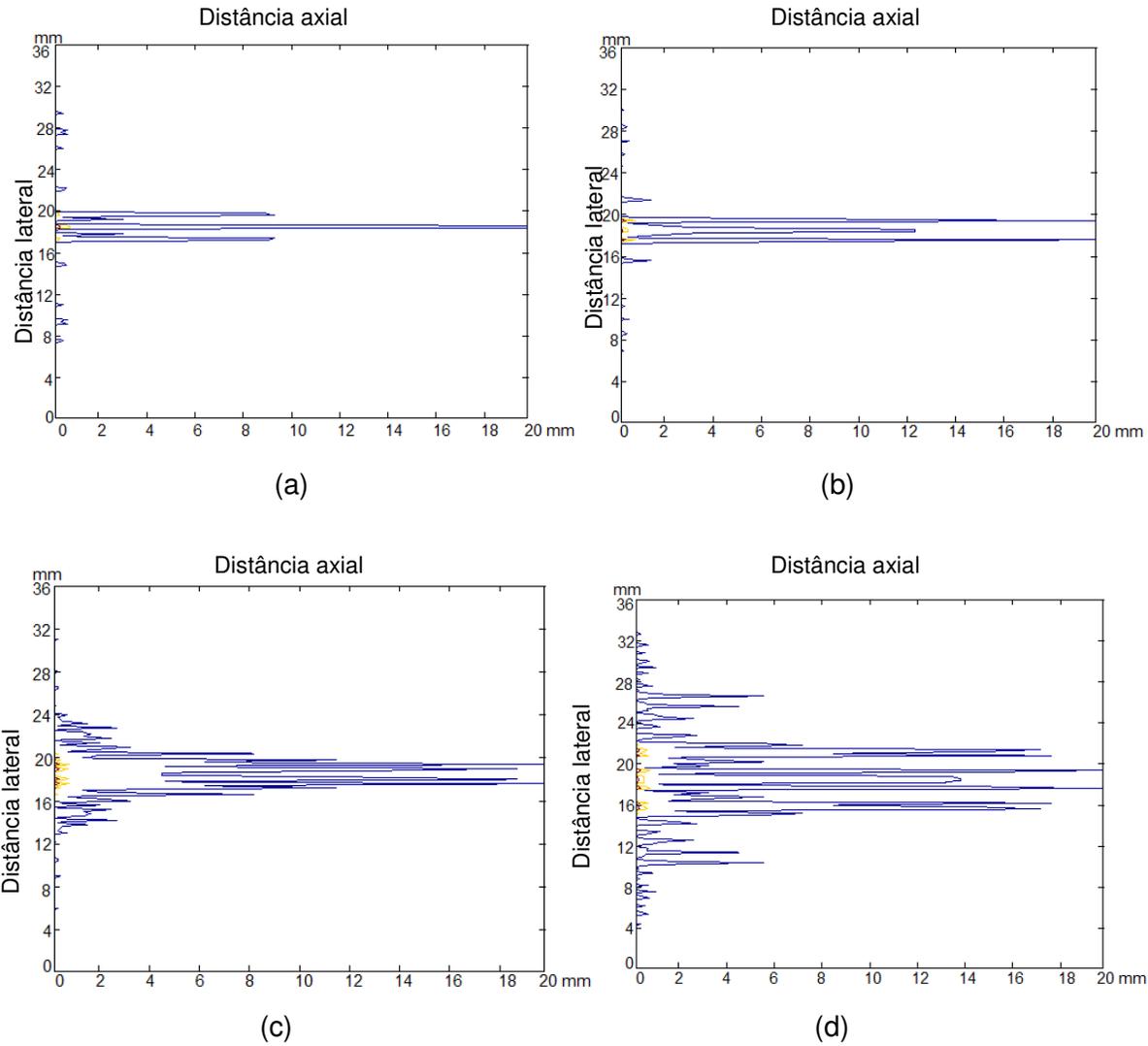


Figura 4.6. Perfis dos campos acústicos no plano XY, mostrando as amplitudes de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul) das simulações do transdutor com cinco anéis concêntricos de larguras iguais, quando acionados pelas frequências (a) 15MHz, (b) 18MHz, (c) 30MHz e (d) 45MHz.

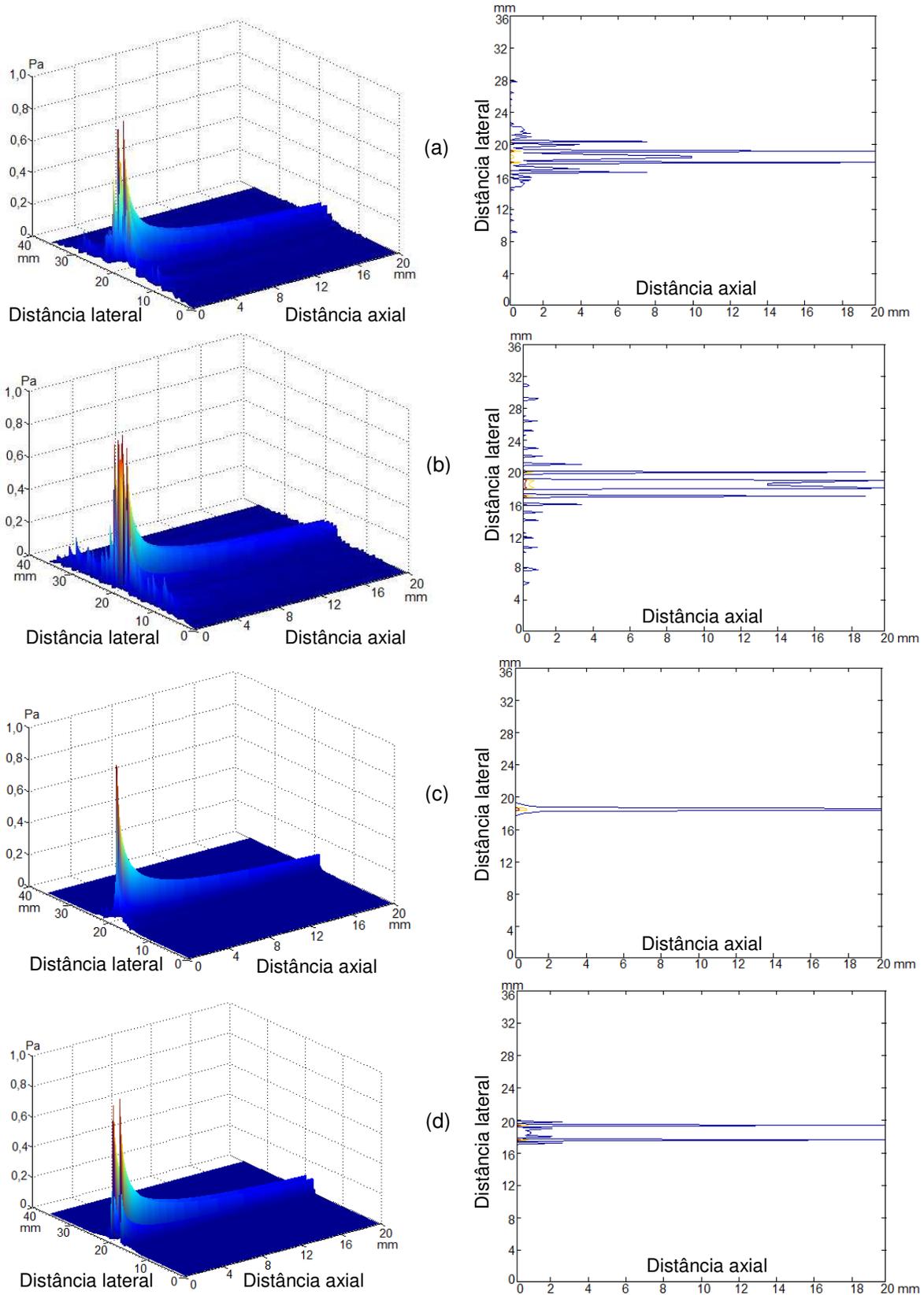
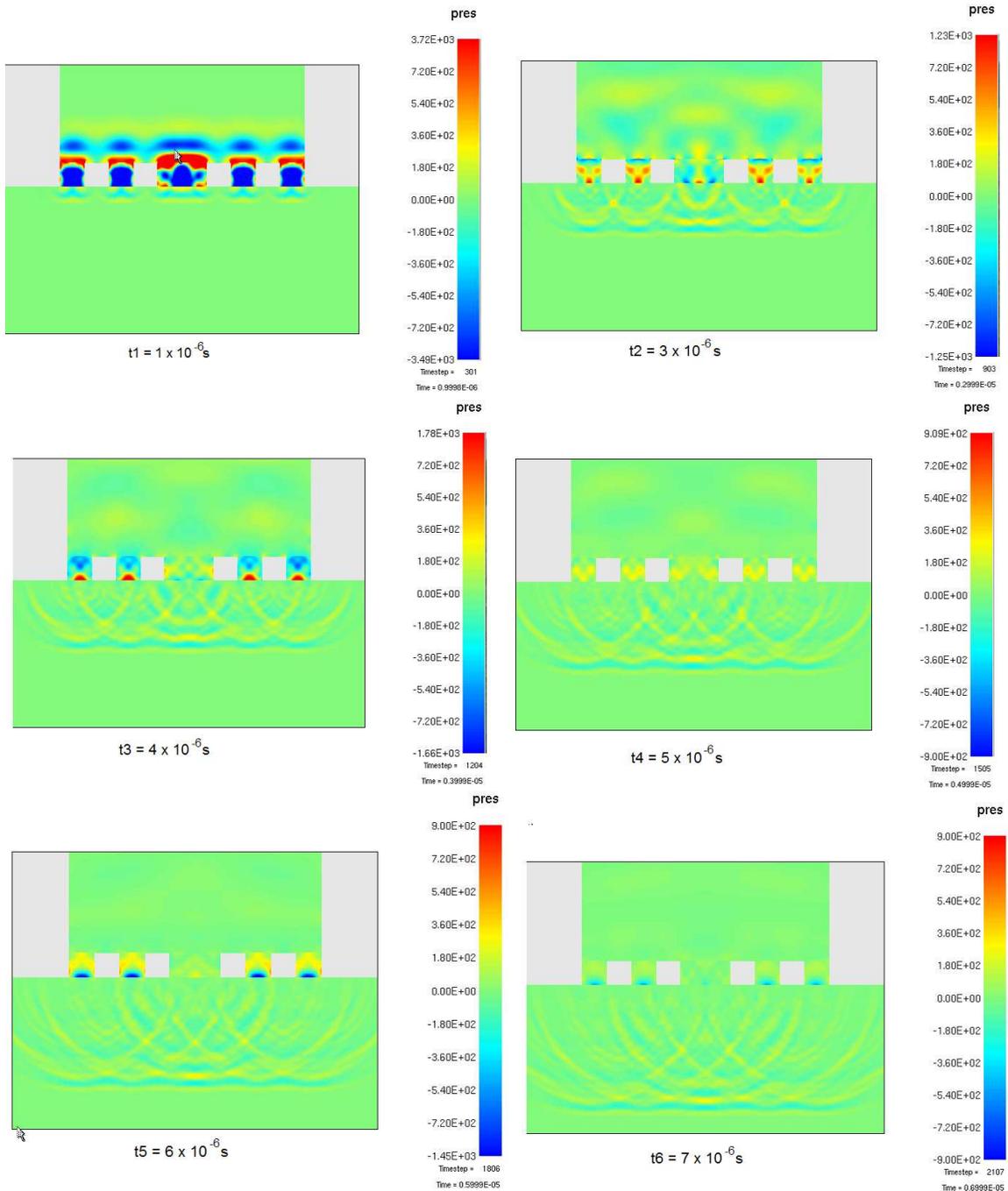


Figura 4.7. Campos acústicos (representação 3D à esquerda e 2D à direita mostrando as amplitudes de -3dB (vermelho), -6dB (amarelo) e -10dB (azul)) resultantes das simulações do transdutor com seis anéis concêntricos de larguras iguais, quando excitados pelas frequências 20MHz (a), 35MHz (b), 45MHz (c) e 49MHz (d). 74

A Figura 4.8 mostra a progressão da frente de onda para um transdutor com três anéis de mesma largura sendo simulado no PZFlex®, em tempos distintos.



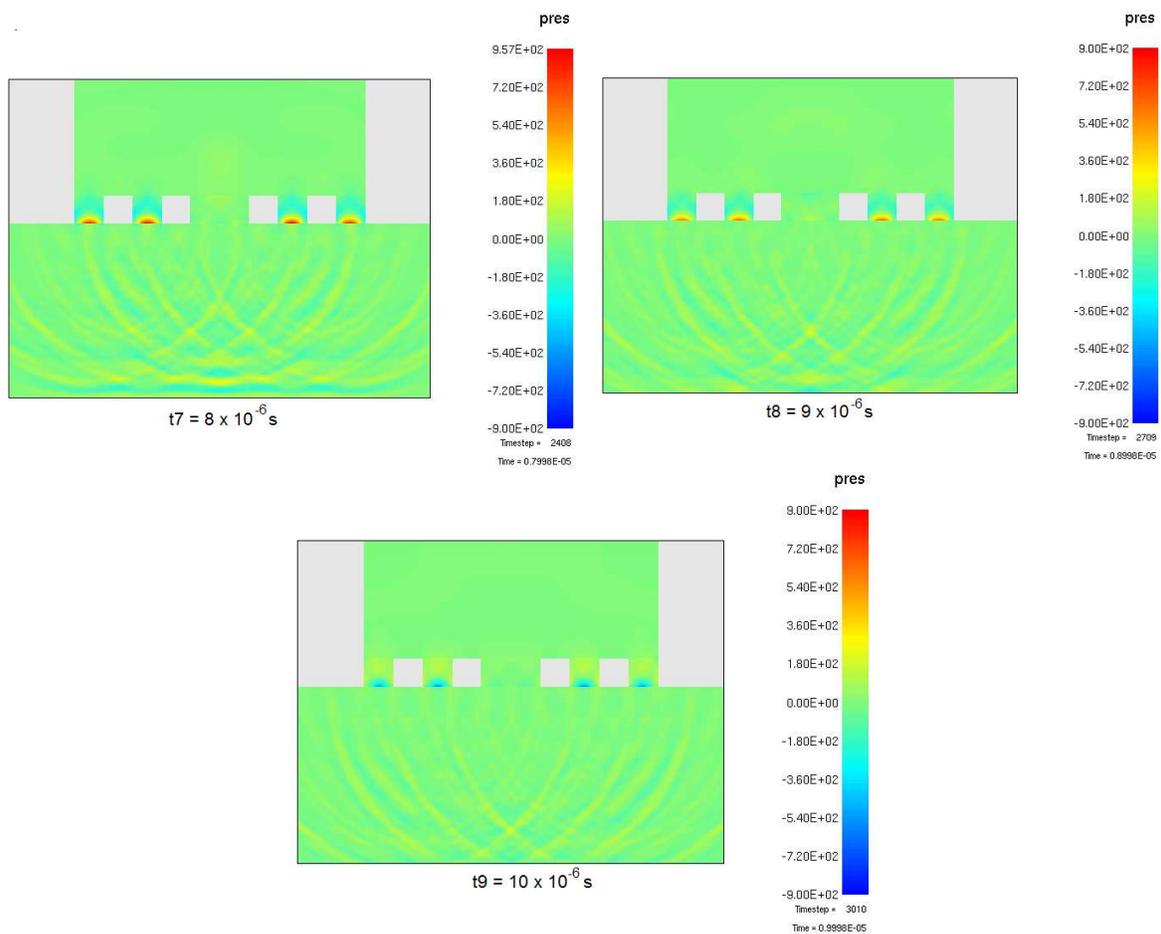


Figura 4.8 Progressão da frente de ondas do campo acústico em nove instantes diferentes (1 μ s, 3 μ s a 9 μ s e 10 μ s) após a excitação do anel um (elemento central) de um transdutor de três anéis.

4.2 Transdutores com elementos anulares de mesma área de PZT-5H

4.2.1 Simulações de transdutores com separação física entre os elementos

Os resultados das simulações dos *arrays* com *kerf* com cinco, seis, sete, oito e dez elementos de PZT-5H são apresentados a seguir.

4.2.1.1. Simulações com variação da frequência de excitação (simulação 2)

As figuras 4.9 a 4.13 apresentam os campos simulados dos *arrays* com cinco, seis, sete, oito e dez anéis separados, excitados com frequências iguais a 30 MHz, 40 MHz e 50 MHz. Os campos são apresentados nas representações 3D e 2D e também é mostrada a variação da amplitude do campo ao longo do eixo axial.

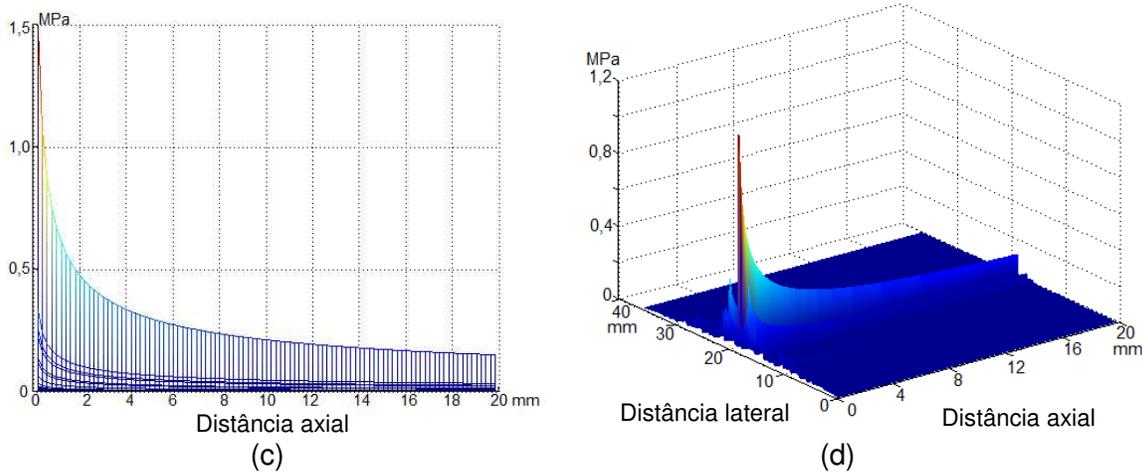
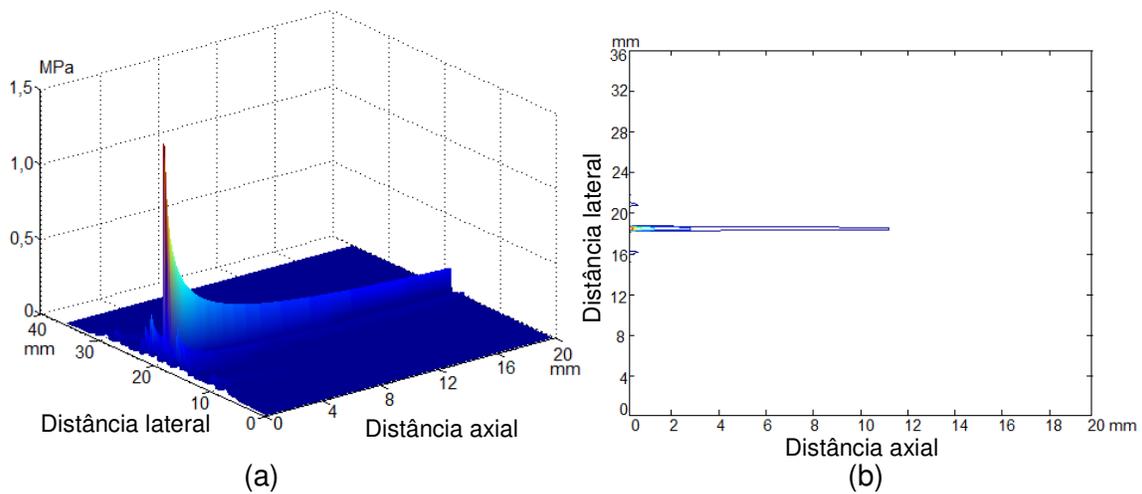
A quase totalidade dos campos acústicos simulados nesta fase apresentou o alcance máximo dos contornos de amplitudes de -3 dB, -6 dB e -20 dB, em relação à amplitude máxima do campo, na direção axial em aproximadamente 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm respectivamente, e também não se observou o comportamento característico de interferências destrutivas e construtivas, isto é, de difração acústica, da região de campo próximo ou de Fresnel. A única exceção foi o campo do *array* de oito anéis, que quando foi acionado na frequência de 50 MHz apresentou o contorno de -20 dB com alcance de 18,27 mm e campo próximo. Outros aspectos de cada um dos campos dos *arrays* simulados são descritos a seguir.

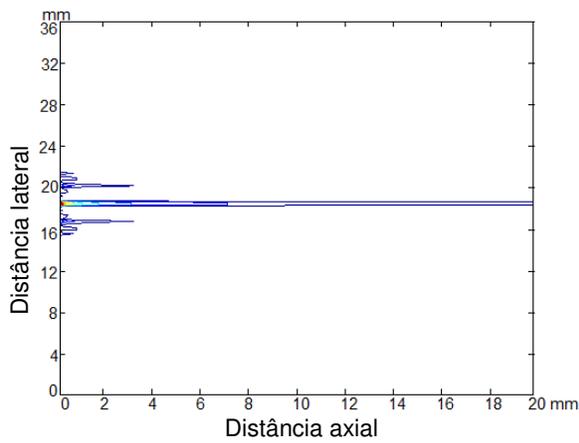
Array de cinco elementos

O campo acústico simulado deste transdutor, quando foi acionado na frequência de 30 MHz, apresentou uma amplitude média de aproximadamente 8×10^5 Pa e um feixe central bem colimado. O pico de amplitude do campo foi de aproximadamente $14,3 \times 10^5$ Pa e ocorreu bem próximo à face do transdutor.

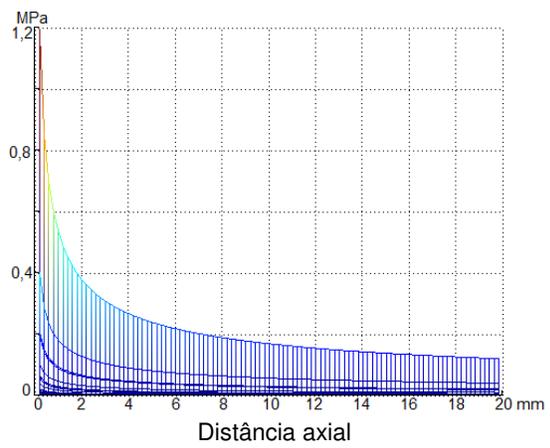
O campo acústico do mesmo transdutor, quando simulado com frequência de 40 MHz, apresentou uma amplitude média de aproximadamente $6,2 \times 10^5$ Pa; o feixe foi colimado, porém apresentou dois lóbulos laterais. O pico foi de 12×10^5 Pa próximo à face do transdutor.

Ao alterar a frequência de excitação para 50 MHz, a amplitude média do campo diminuiu para aproximadamente 3×10^5 Pa; o feixe principal resultou colimado, mas o campo apresentou muitos lóbulos laterais próximos à face do transdutor. O pico foi de 7×10^5 Pa próximo à face. O alcance obtido para os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm, nessa ordem.

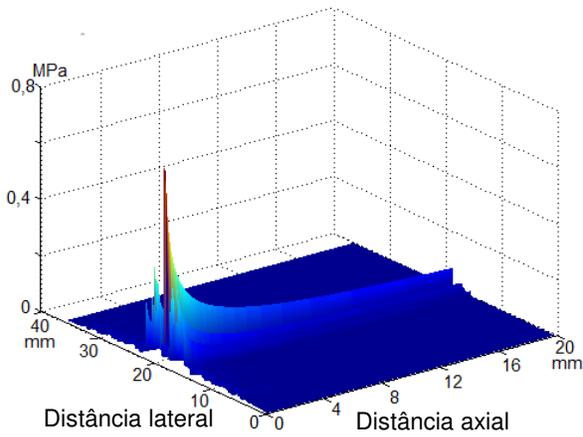




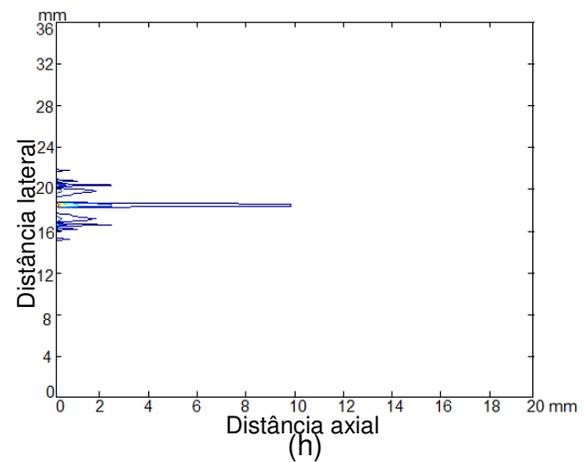
(e)



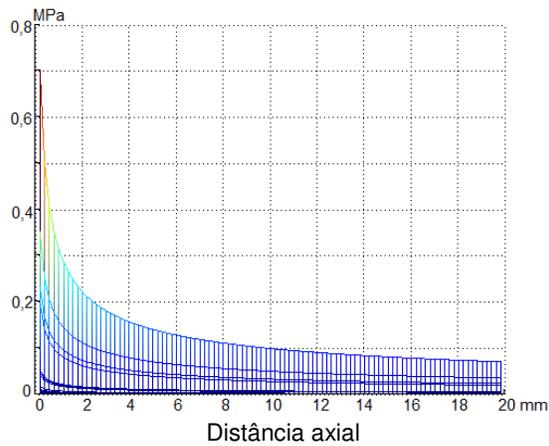
(f)



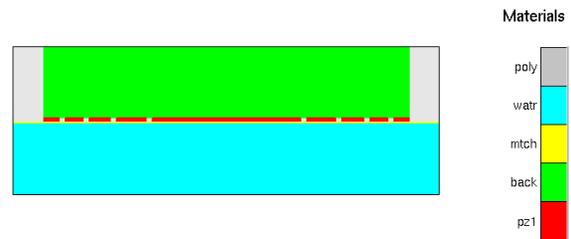
(g)



(h)



(i)



(j)

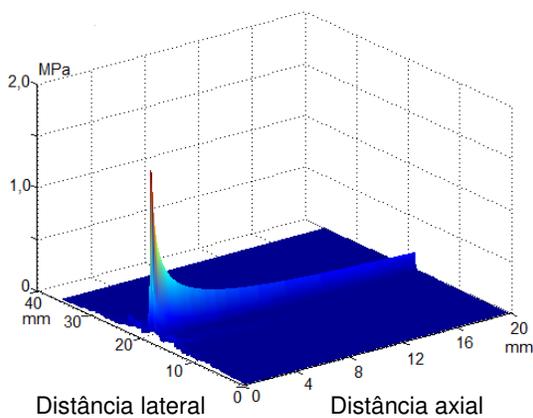
Figura 4.9 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com cinco anéis em três frequências de excitação: 30 MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40 MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) campo axial; 50 MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) campo axial; e (j) vista lateral com indicação dos materiais e distribuição dos anéis do transdutor.

Array de seis elementos

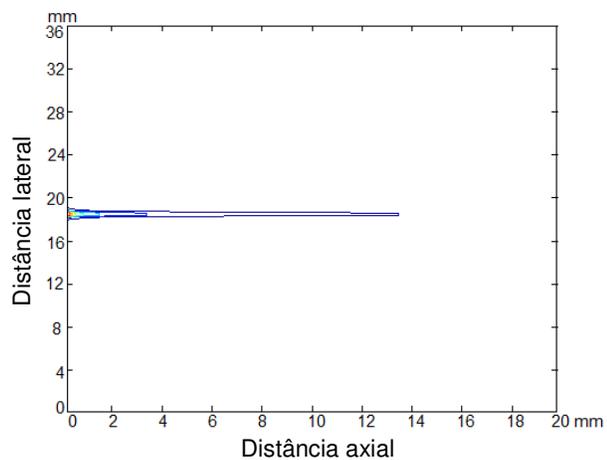
A simulação do campo na frequência de 30 MHz resultou numa amplitude média de aproximadamente 7×10^5 Pa e feixe central bem colimado sem lóbulos laterais. A amplitude do pico de pressão do campo foi de aproximadamente $16,2 \times 10^5$ Pa e ocorreu muito próximo à face do transdutor.

Acionando essa mesma configuração de transdutor com a frequência de 40 MHz, a amplitude média do campo foi de aproximadamente 7×10^5 Pa. O campo apresentou um feixe bem colimado sem lóbulos laterais e o pico foi de aproximadamente $14,5 \times 10^5$ Pa, ocorrendo bem próximo à face do transdutor.

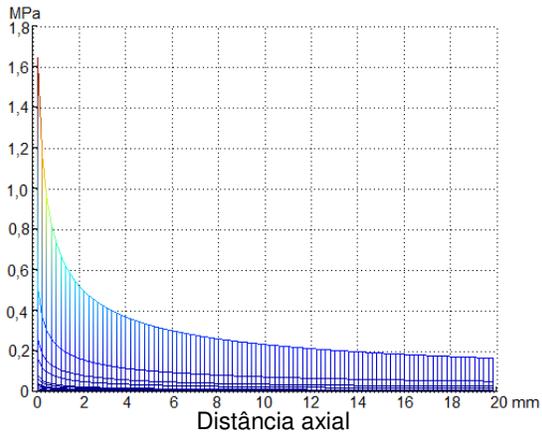
A simulação do campo gerado por este transdutor, quando foi acionado com frequência central de 50 MHz, apresentou uma amplitude média de 6×10^5 Pa; o perfil do campo no plano XY foi bem estreito apresentando pequenos lóbulos laterais na região próxima ao transdutor; a amplitude do pico pressão foi de aproximadamente $13,8 \times 10^5$ Pa e ocorreu próximo à face do transdutor.



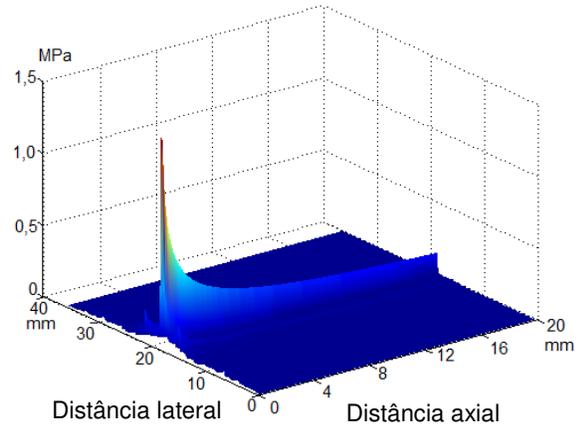
(a)



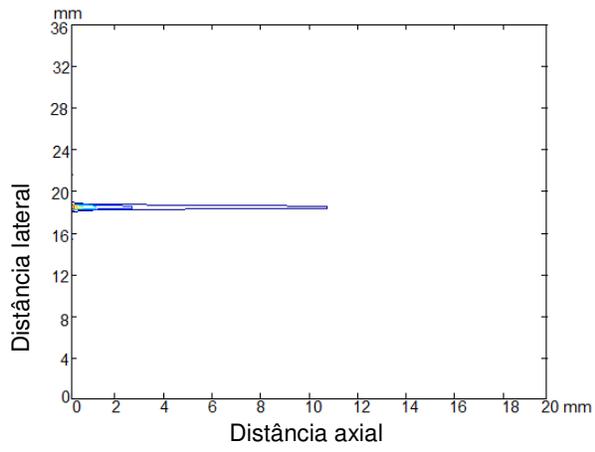
(b)



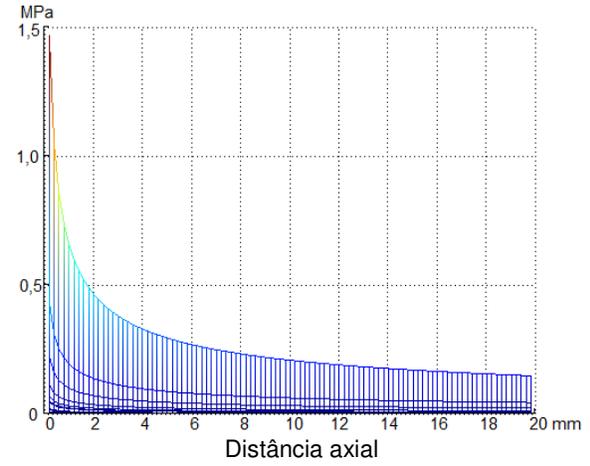
(c)



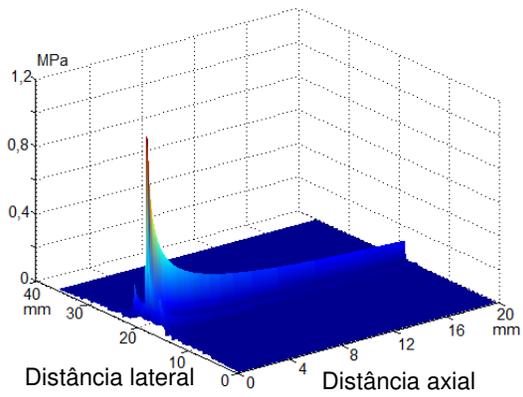
(d)



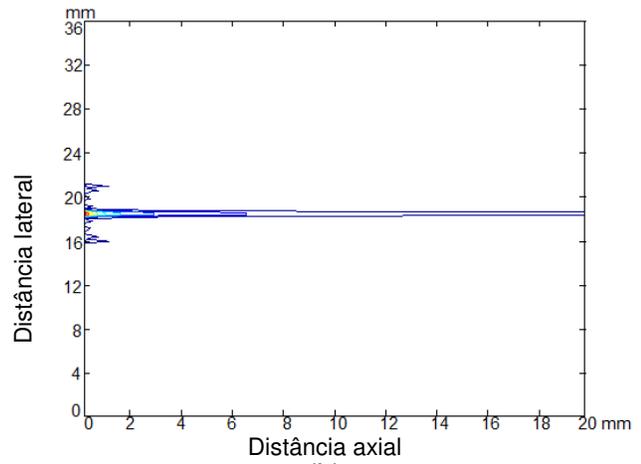
(e)



(f)



(g)



(h)

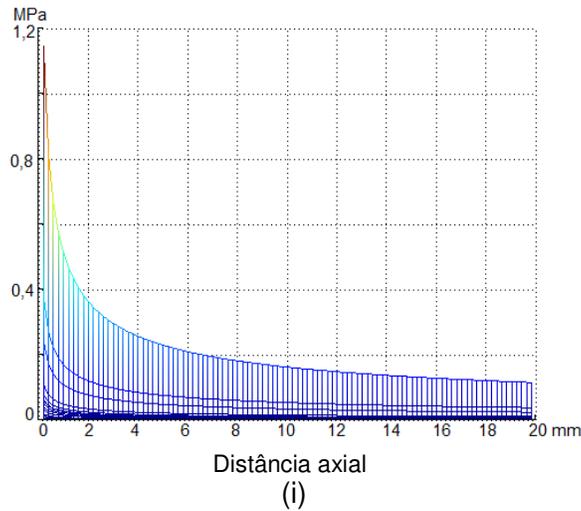


Figura 4.10 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com seis anéis em três frequências de excitação: 30 MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40 MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50 MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.

Array de sete elementos

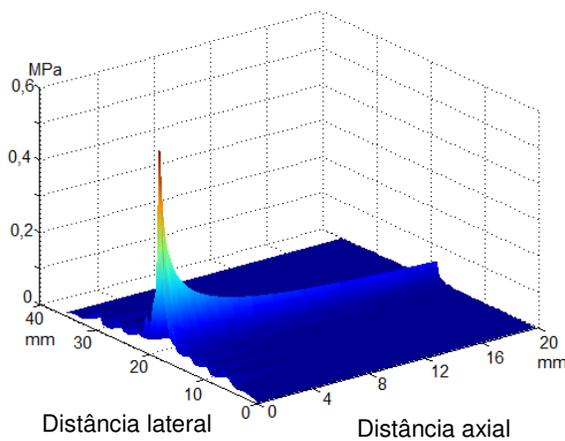
O campo simulado do *array* com sete anéis (figura 4.11) separados fisicamente na frequência de 30 MHz apresentou uma amplitude média de aproximadamente $3,9 \times 10^5$ Pa. O perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe estreito com a região próxima à face do transdutor um pouco mais larga, comparada com os transdutores de cinco, seis, oito e dez anéis; e o pico de pressão ocorreu perto da face e foi de aproximadamente $5,7 \times 10^5$ Pa.

Na frequência de 40 MHz o campo do *array* de sete anéis apresentou uma amplitude média de 3×10^5 Pa e o perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe estreito sem lóbulos laterais, porém com uma base um pouco mais larga. A amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente $5,9 \times 10^5$ Pa e ocorreu muito próximo a face do transdutor.

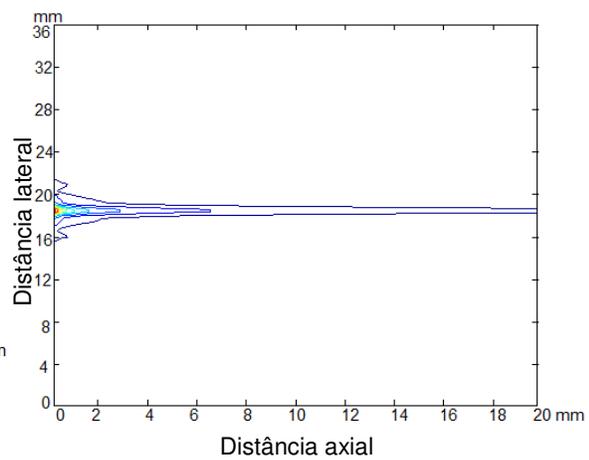
Para essa mesma configuração de transdutor, alterando a frequência para 50 MHz, a amplitude foi de aproximadamente 3×10^5 Pa. O perfil do campo no

plano XY se mostrou estreito e com a base um pouco mais larga e sem lóbulos laterais; foram obtidos os alcances de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para os contornos de -3 dB, -6 dB, e -20 dB respectivamente; a amplitude do pico de pressão foi de 7×10^5 Pa bem próximo à face do transdutor, sendo observado somente o comportamento da região de campo distante nessa simulação.

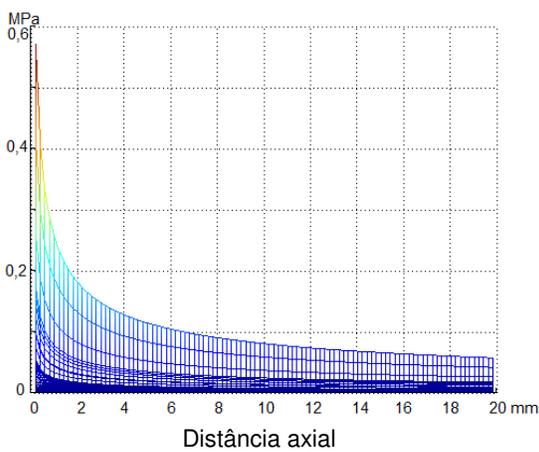
Essa mesma configuração de transdutor, acionado pela frequência de 50 MHz, apresentou amplitude média de aproximadamente 3×10^5 Pa. O perfil do campo no plano XY foi estreito e com a base um pouco mais larga e sem lóbulos laterais. O pico de amplitude foi de 7×10^5 Pa e ocorreu bem próximo à face do transdutor.



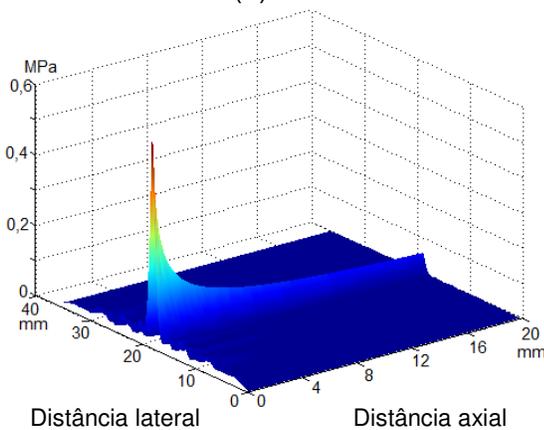
(a)



(b)



(c)



(d)

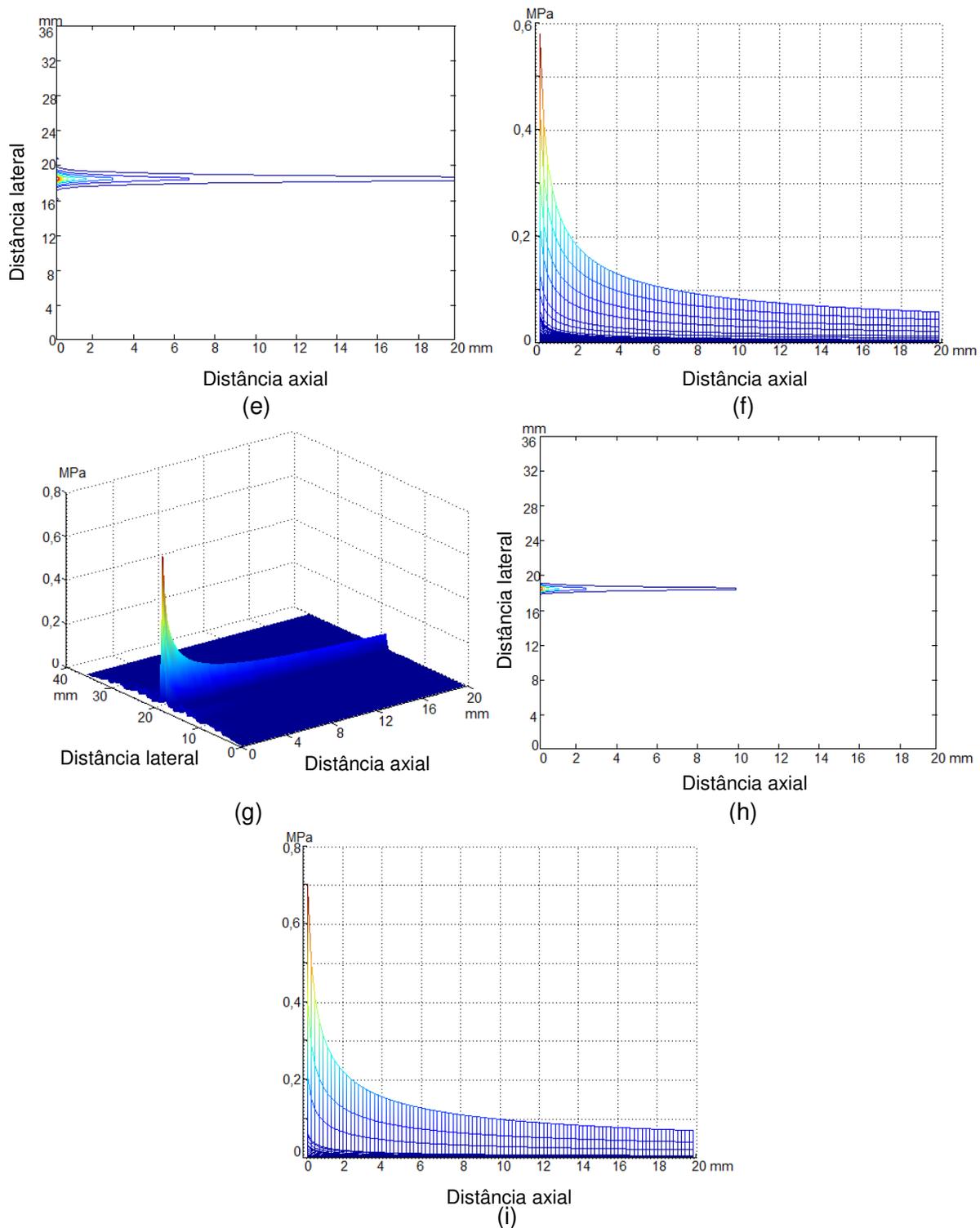


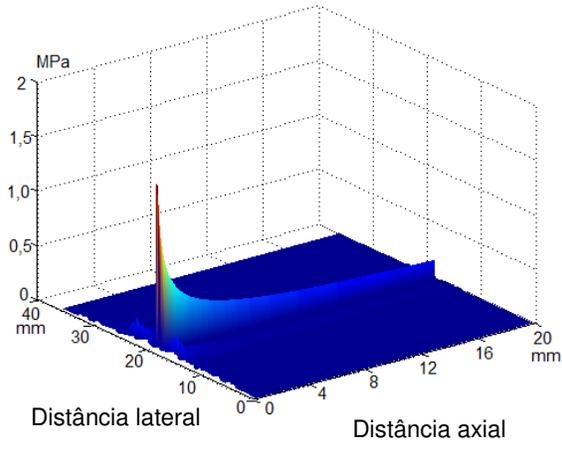
Figura 4.11 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com sete anéis em três frequências de excitação: 30 MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40 MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50 MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.

Array de oito elementos

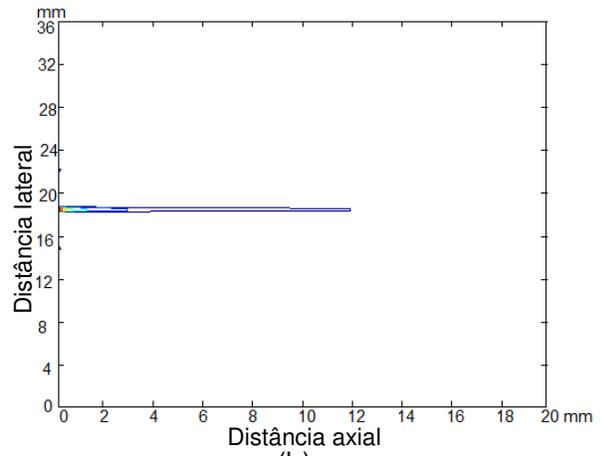
Também foi simulado o transdutor com oito elementos ativos formados por anéis concêntricos separados fisicamente para três diferentes frequências centrais de excitação (figura 4.12). Para a frequência de 30 MHz a amplitude média do campo observado foi de aproximadamente $5,9 \times 10^5$ Pa. O perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe bem estreito sem lóbulos laterais e a amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente $15,8 \times 10^5$ Pa bem próximo à face do transdutor.

Mudando a frequência central de excitação para 40 MHz a amplitude média observada do campo acústico foi de 4×10^5 Pa. O perfil do campo acústico no plano longitudinal mostrou um campo estreito, mas com poucos lóbulos laterais próximos à face do transdutor. A amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente $8,9 \times 10^5$ Pa e ocorreu muito próximo à face do transdutor.

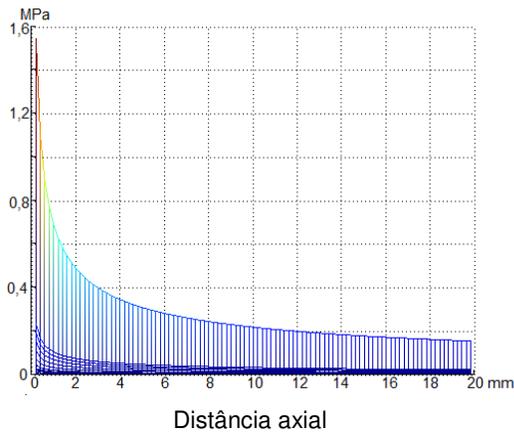
Quando simulado com frequência de 50 MHz a amplitude média observada no *array* de oito anéis foi de 1×10^5 Pa. O perfil do campo acústico foi bem irregular apresentado um feixe central e dois lóbulos laterais de amplitude comparável ao feixe central; os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB apresentaram alcance de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 18,27 mm, respectivamente. A amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente $3,1 \times 10^5$ Pa e ocorreu próximo à face do transdutor. Nessa simulação foi observada a região do campo de Fresnel com muitas interferências, inclusive nos dois lóbulos laterais.



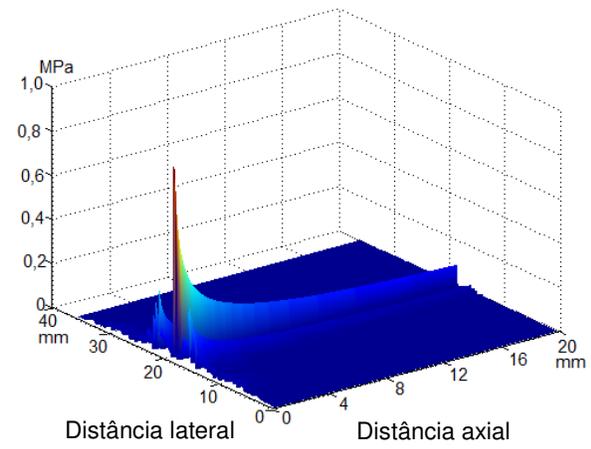
(a)



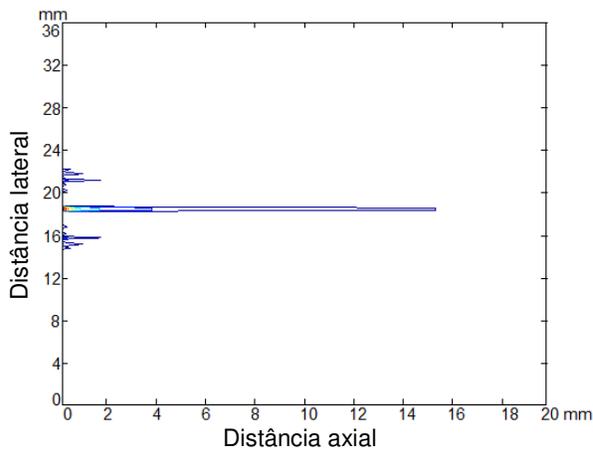
(b)



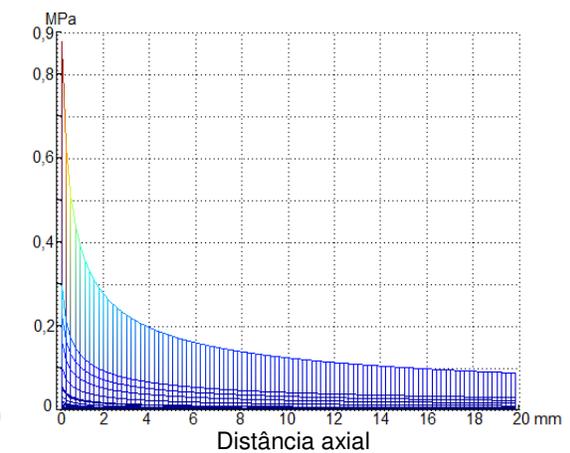
(c)



(d)



(e)



(f)

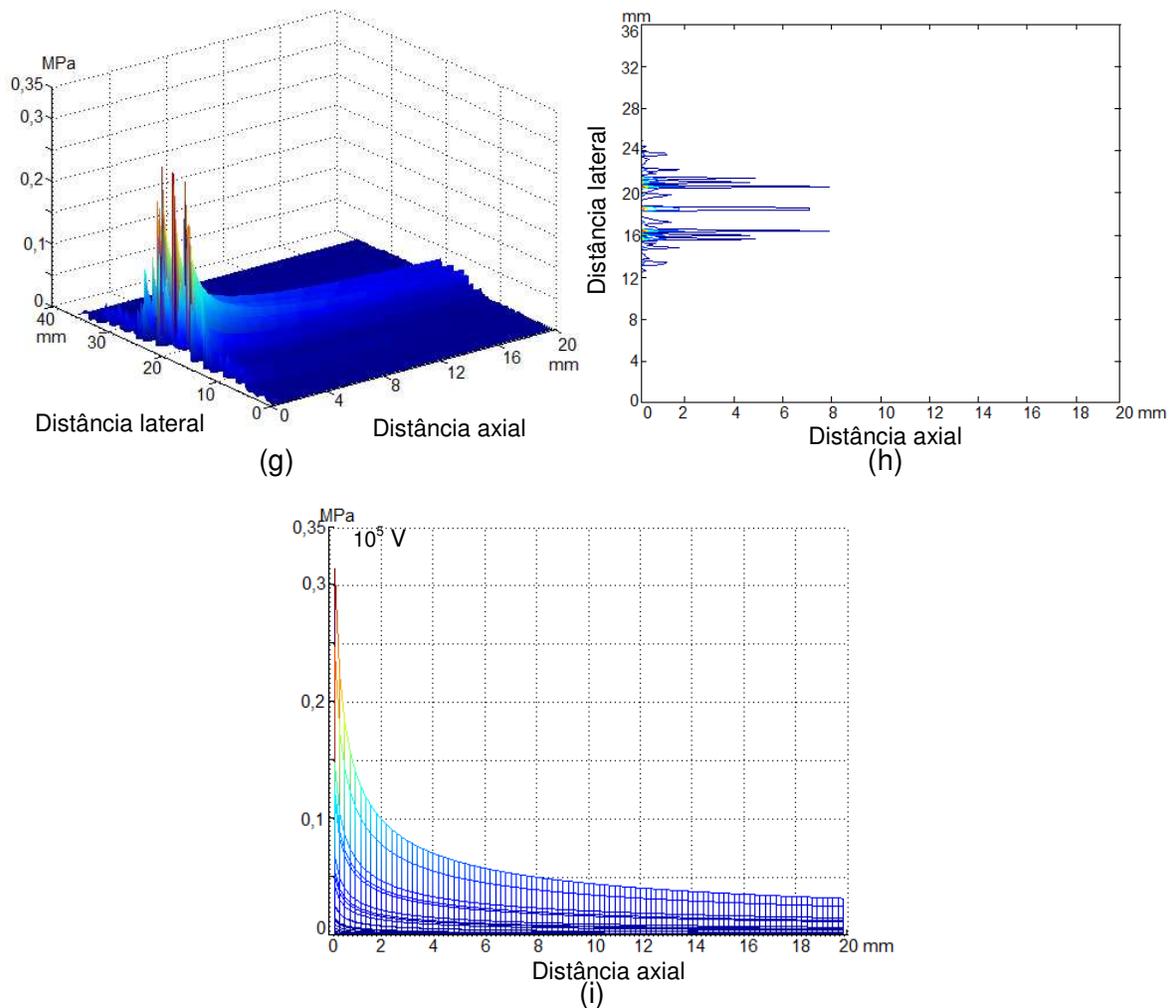


Figura 4.12 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com oito anéis em três frequências de excitação: 30 MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40 MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50 MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.

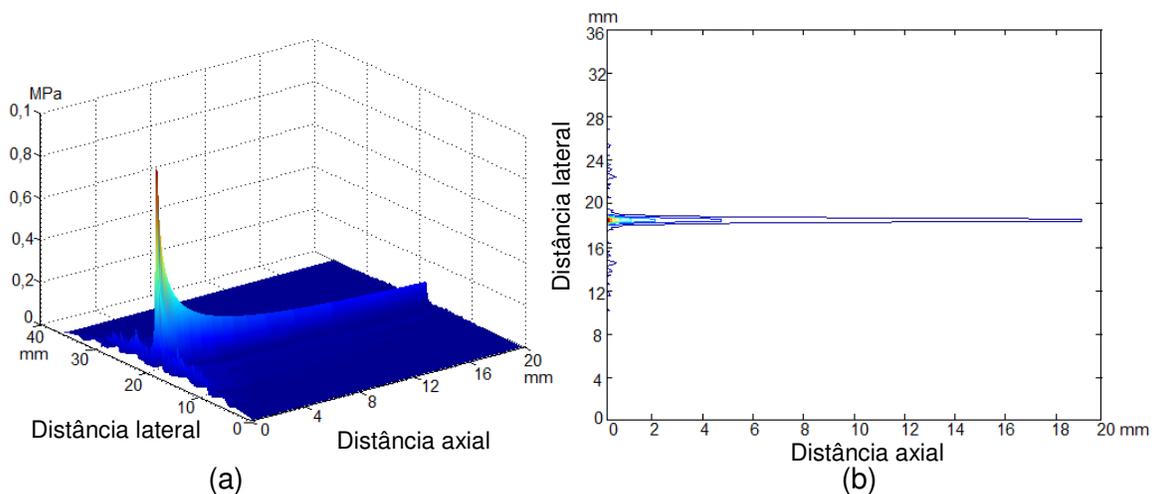
Array de dez elementos

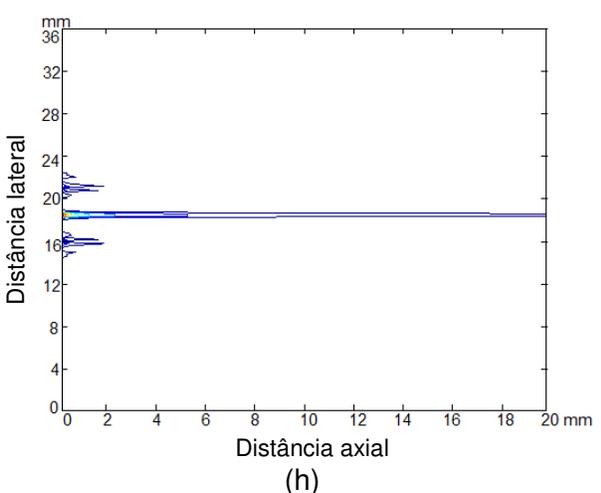
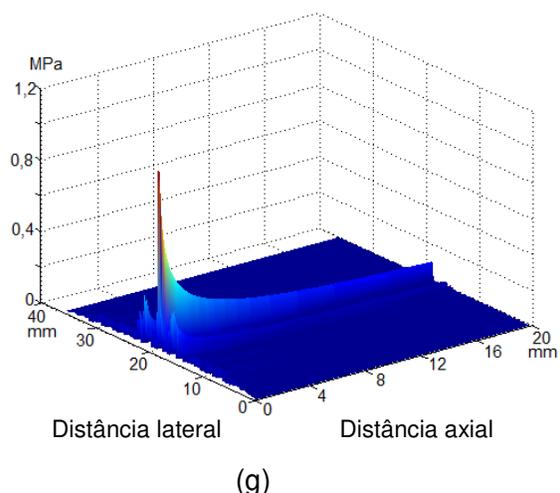
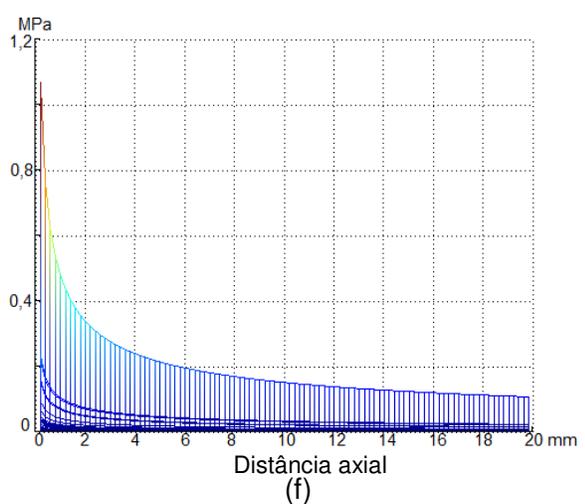
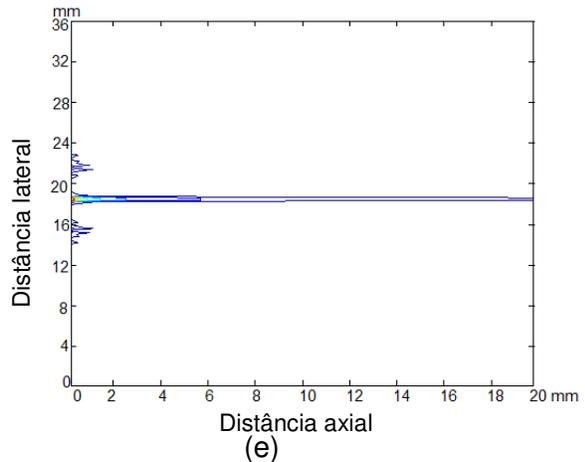
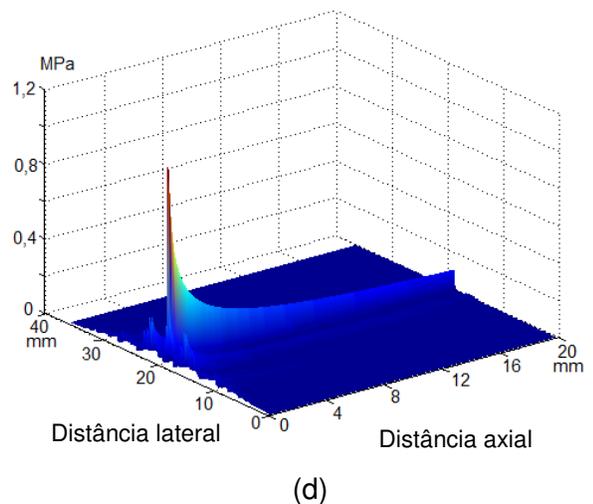
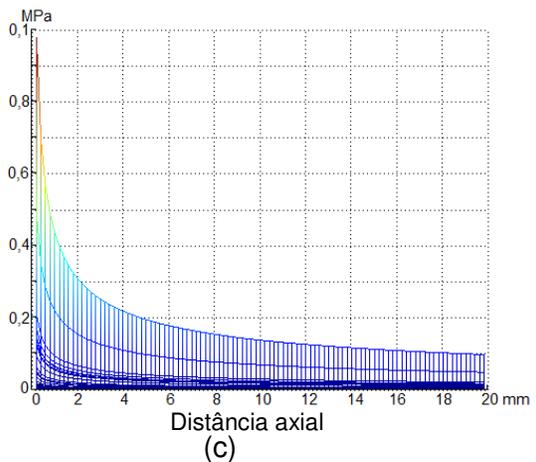
A simulação do transdutor composto por dez anéis (figura 4.13) concêntricos na frequência de estimulação de 30 MHz apresentou amplitude média do campo de aproximadamente 5×10^5 Pa. O perfil do campo no plano XY apresentou um campo estreito com a base ligeiramente maior e sem lóbulos

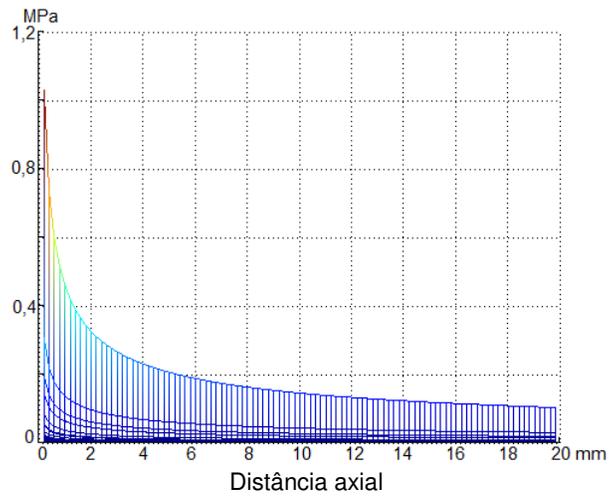
laterais. A amplitude do pico de pressão do campo foi de aproximadamente de 10×10^5 Pa e ocorreu próximo à face do transdutor.

Quando simulado com frequência de 40 MHz, o campo apresentou amplitude média de aproximadamente $5,8 \times 10^5$ Pa. O perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe estreito com pequenos lóbulos laterais próximos à face do transdutor, e a amplitude do pico de pressão do campo acústico foi de aproximadamente $10,5 \times 10^5$ Pa e ocorreu próximo à face.

Alterando a frequência de estimulação para 50 MHz a amplitude média de campo observada foi de aproximadamente 5×10^5 Pa. O perfil do campo acústico no eixo longitudinal apresentou um feixe principal estreito e dois pequenos lóbulos laterais próximos à face do transdutor e a amplitude do pico de pressão do sinal foi de aproximadamente $10,1 \times 10^5$ Pa, próximo à face do transdutor; não foi observado o comportamento típico de difração acústica na região de campo próximo.







(i)

Figura 4.13 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com dez anéis em três frequências de excitação; 30 MHz (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; 40 MHz (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial; 50 MHz (g) visão 3D, (h) projeção no plano XY, (i) perfil do campo axial.

A Tabela 4.1 apresenta o resumo dos resultados dessas simulações.

Tabela 4.1. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com separação física entre os elementos, variando a frequência de excitação dos transdutores.

Nº de Anéis	Frequência	Pressão média (MPa)	Pico de Pressão (MPa)
5	30MHz	0,850	1,430
	40MHz	0,620	1,190
	50MHz	0,300	0,701
6	30MHz	0,700	1,620
	40MHz	0,700	1,450
	50MHz	0,600	1,380
7	30MHz	0,390	0,571
	40MHz	0,300	0,590
	50MHz	0,300	0,702
8	30MHz	0,590	1,580
	40MHz	0,400	0,895
	50MHz	0,100	0,314
10	30MHz	0,500	1,000
	40MHz	0,580	1,050
	50MHz	0,500	1,010

4.2.1.2. Simulações com variação do material da camada de retaguarda (simulação 3)

Os resultados das simulações dos transdutores com variação do material que compõe a camada de retaguarda estão resumidos na Tabela 4.2.

Todas as configurações de *arrays* simuladas com camada de retaguarda de epóxi MY753 (características dadas por Jain, Gupta e Chandra, 1998) apresentaram campo acústico com pico de pressão maior que com os demais materiais testados; as camadas de retaguarda de madeira e alumina ficaram em segundo e terceiro lugar, respectivamente. Os menores picos de pressão do campo acústico foram observados para a frequência de 30 MHz quando a camada de retaguarda era de Araldite® e epóxi para todos os transdutores simulados.

Nas figuras 4.14 a 4.18 são apresentados alguns dos campos simulados para os *arrays* com cinco, seis, sete, oito e dez anéis separados, acionados na frequência de 30 MHz, com camadas de retaguarda variadas. Foram selecionados os campos mais significativos para cada configuração. Os campos são apresentados nas representações 3D e 2D e também é mostrada a variação da amplitude do campo ao longo do eixo axial.

Os resultados para cada uma das configurações são comentados a seguir.

Array de cinco elementos

A simulação do transdutor com cinco anéis apresentou campo acústico colimado e com poucos lóbulos laterais, apresentando mais lóbulos com a camada de retaguarda de epóxi e Araldite® (mostrado na Figura 4.14).

As simulações do transdutor com cinco anéis com camada de retaguarda de epóxi e Araldite® resultaram em campos com a maior presença de lóbulos para esta configuração.

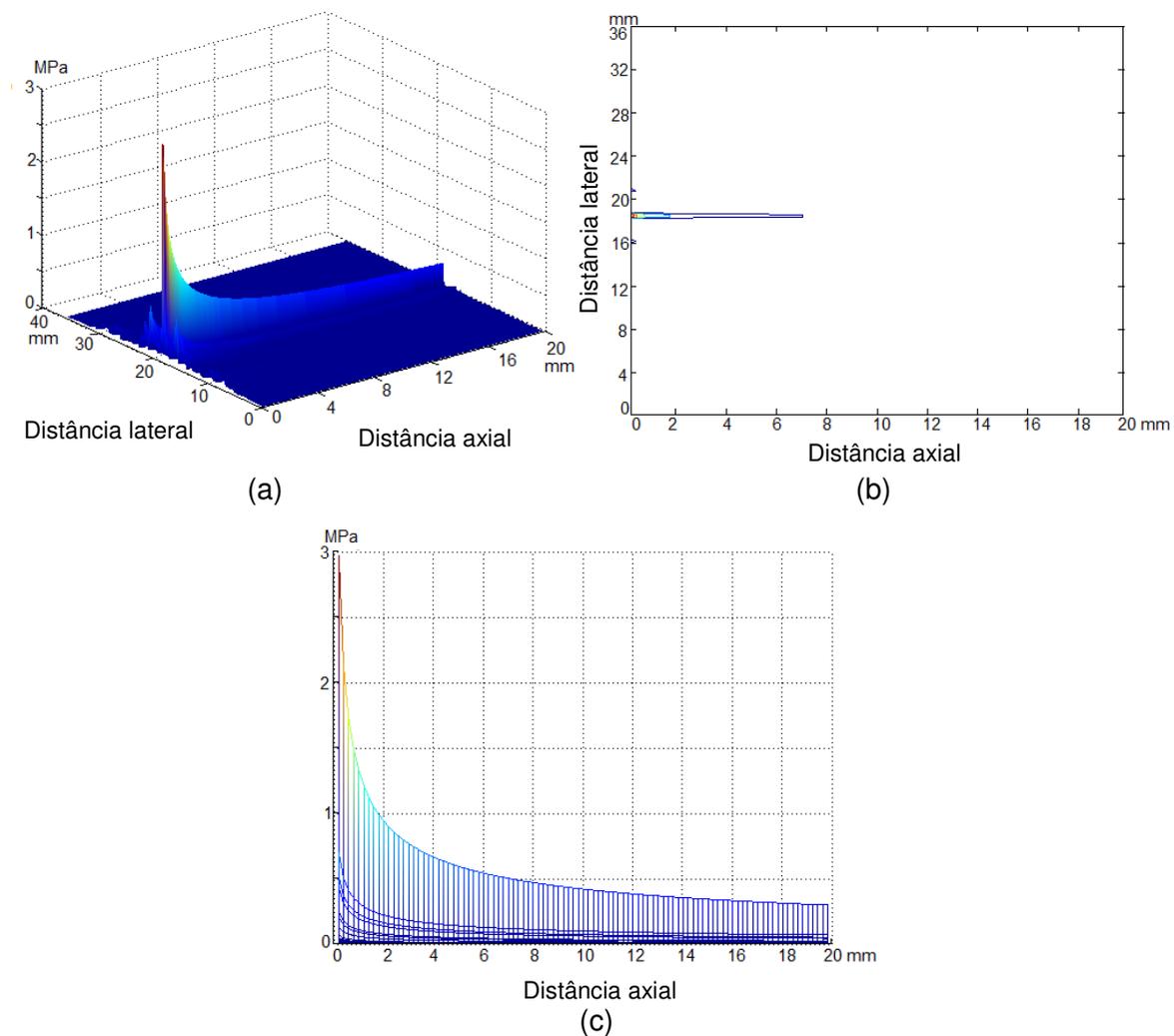


Figura 4.14 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com cinco anéis com camada de retaguarda de epóxi e Araldite® (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial.

Tabela 4.2. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com *kerf*, com alteração da camada de retaguarda.

N° de Anéis	Tipo de Backing	Pressão Média (MPa)	Pico de Pressão (MPa)	Profundidade (mm)
5	Epóxi e Araldite	0,81	1,18	20,30
	Alumínio	1,85	2,79	6,29
	Epóxi MY753	2,10	2,97	7,11
	Ferro	1,17	1,77	16,14
	Tungstênio	7,90	1,23	7,67
	Madeira	2,00	2,93	6,94
6	Epóxi e Araldite	0,87	1,29	8,53
	Alumínio	1,80	3,03	7,47
	Epóxi MY753	2,20	3,23	8,44
	Ferro	1,35	1,95	19,33
	Tungstênio	0,90	1,35	9,24
	Madeira	2,10	3,18	8,22
7	Epóxi e Araldite	0,37	0,48	19,04
	Alumínio	0,59	0,90	16,26
	Epóxi MY753	0,63	0,94	17,86
	Ferro	0,44	0,65	19,33
	Tungstênio	0,38	0,50	20,30
	Madeira	0,62	0,93	17,48
8	Epóxi e Araldite	0,78	1,21	7,47
	Alumínio	1,95	2,90	7,43
	Epóxi MY753	2,00	3,09	7,73
	Ferro	1,22	1,84	17,26
	Tungstênio	0,84	1,27	8,12
	Madeira	1,90	3,04	7,53
10	Epóxi e Araldite	0,54	0,79	12,65
	Alumínio	1,05	1,68	14,25
	Epóxi MY753	1,15	1,77	15,87
	Ferro	0,78	1,14	20,30
	Tungstênio	0,51	0,82	13,60
	Madeira	1,15	1,75	15,49

Array de seis elementos

O campo acústico do transdutor com seis elementos anulares simulado não apresentou lóbulos laterais, independentemente do tipo de camada usada. A Figura 4.15 mostra os campos acústicos 3D e 2D para as camadas de retaguarda de epóxi e Araldite® e ferro.

Array de sete elementos

Para o transdutor com sete anéis a simulação do campo acústico mostrou um perfil de campo em que a energia se concentrou na região próxima à face do transdutor (em relação às outras simulações) e apresentou lóbulos laterais somente para a camada de retaguarda de epóxi e Araldite®.

Figura 4.16 mostra o campo acústico 2D e 3D para as camadas de retaguarda de epóxi com Araldite® e epóxi MY753.

Array de oito elementos

A simulação do transdutor com oito elementos ativos concêntricos apresentou a maior intensidade quando a camada de retaguarda de epóxi MY753 (propriedades dadas por Jain *et al.*, 1998) foi usada. A menor intensidade foi obtida com a camada de retaguarda de epóxi e Araldite®.

A Figura 4.17 mostra o campo acústico em 2D e 3D dos transdutores com camadas de retaguarda de epóxi com Araldite® e epóxi MY753.

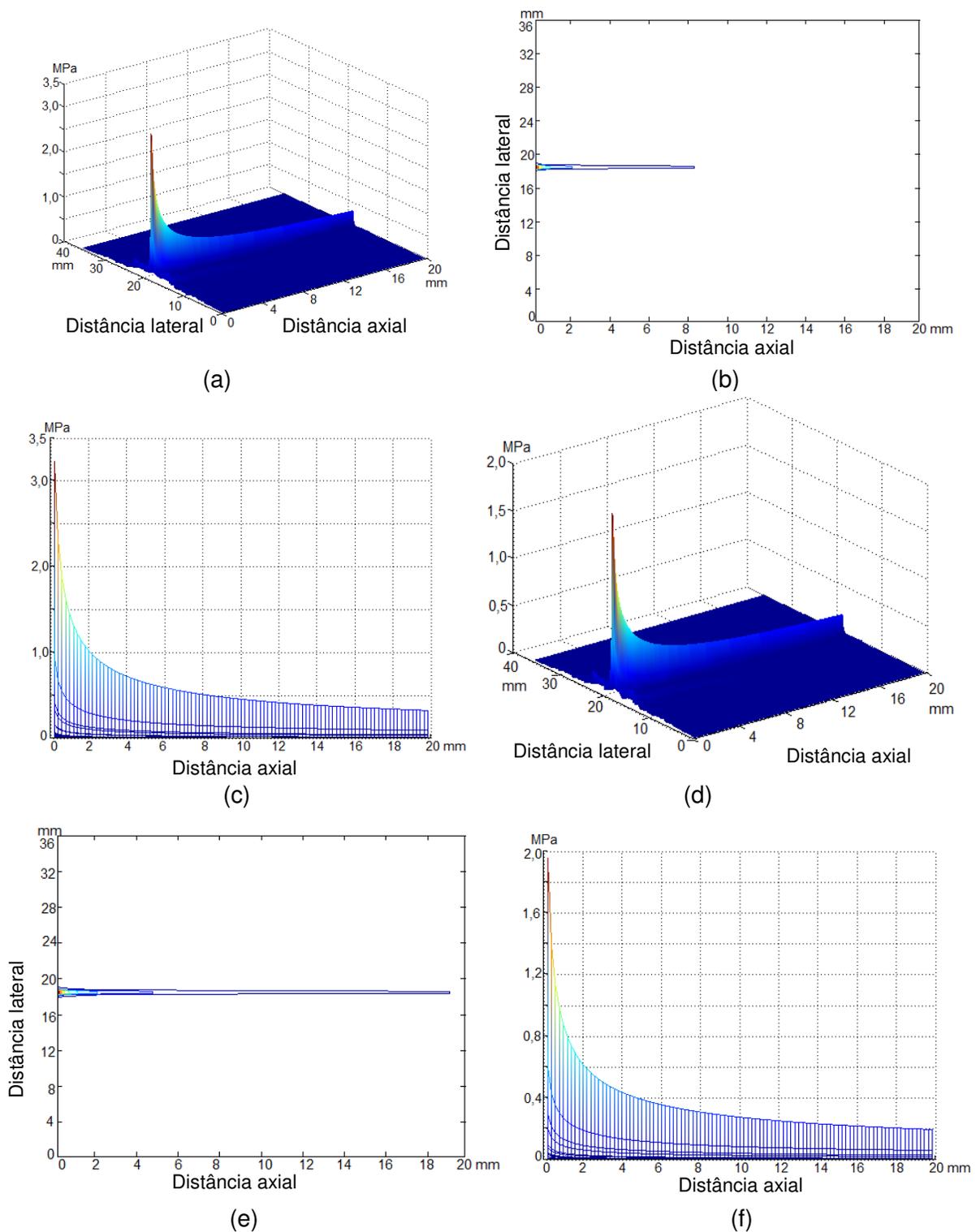


Figura 4.15 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com seis anéis com camada de retaguarda de epóxi e Araldite® (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; e com camada de retaguarda de ferro (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial.

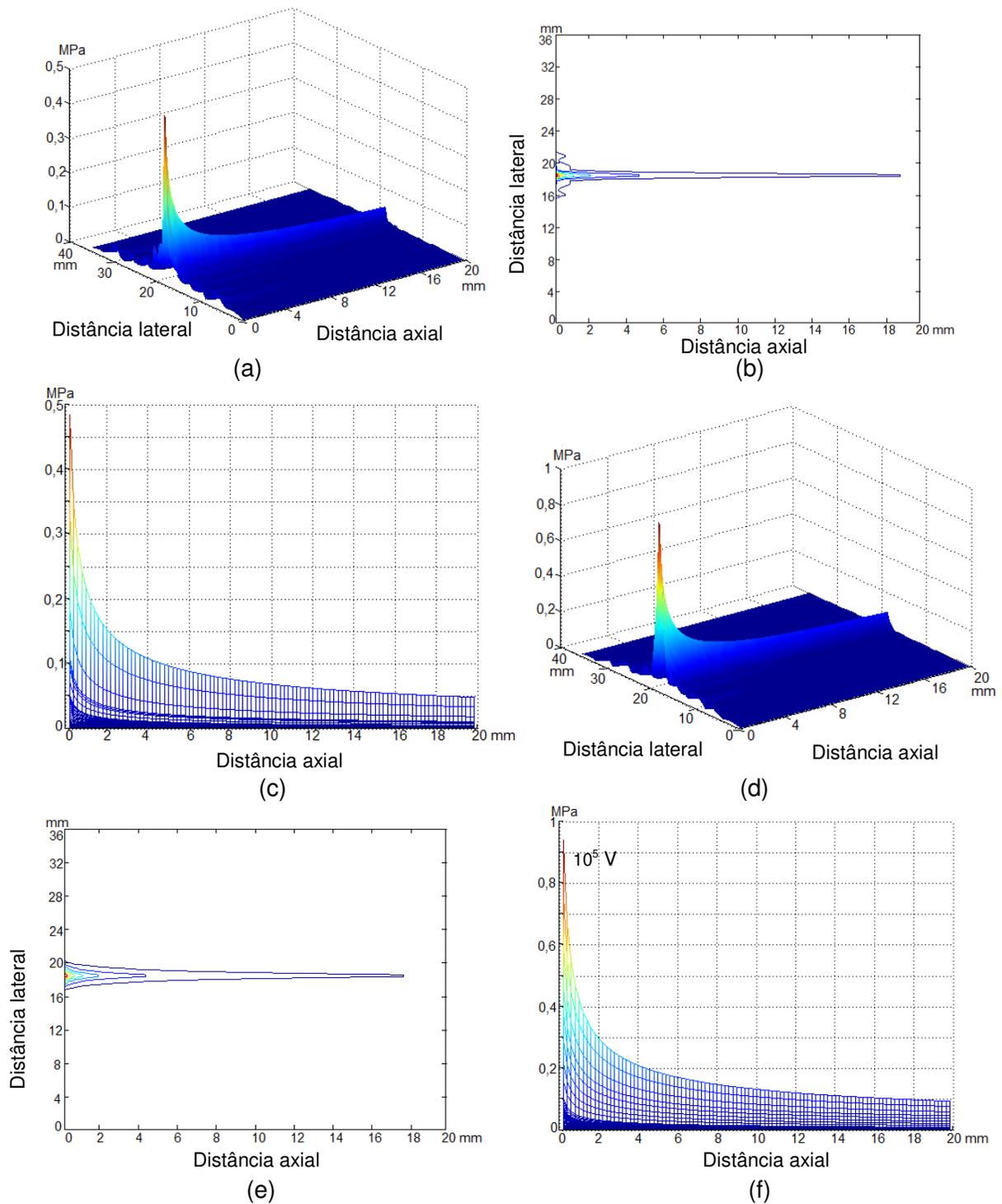


Figura 4.16 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com sete anéis com camada de retaguarda de epóxi e Araldite® (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; e com camada de retaguarda epóxi MY753 (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial.

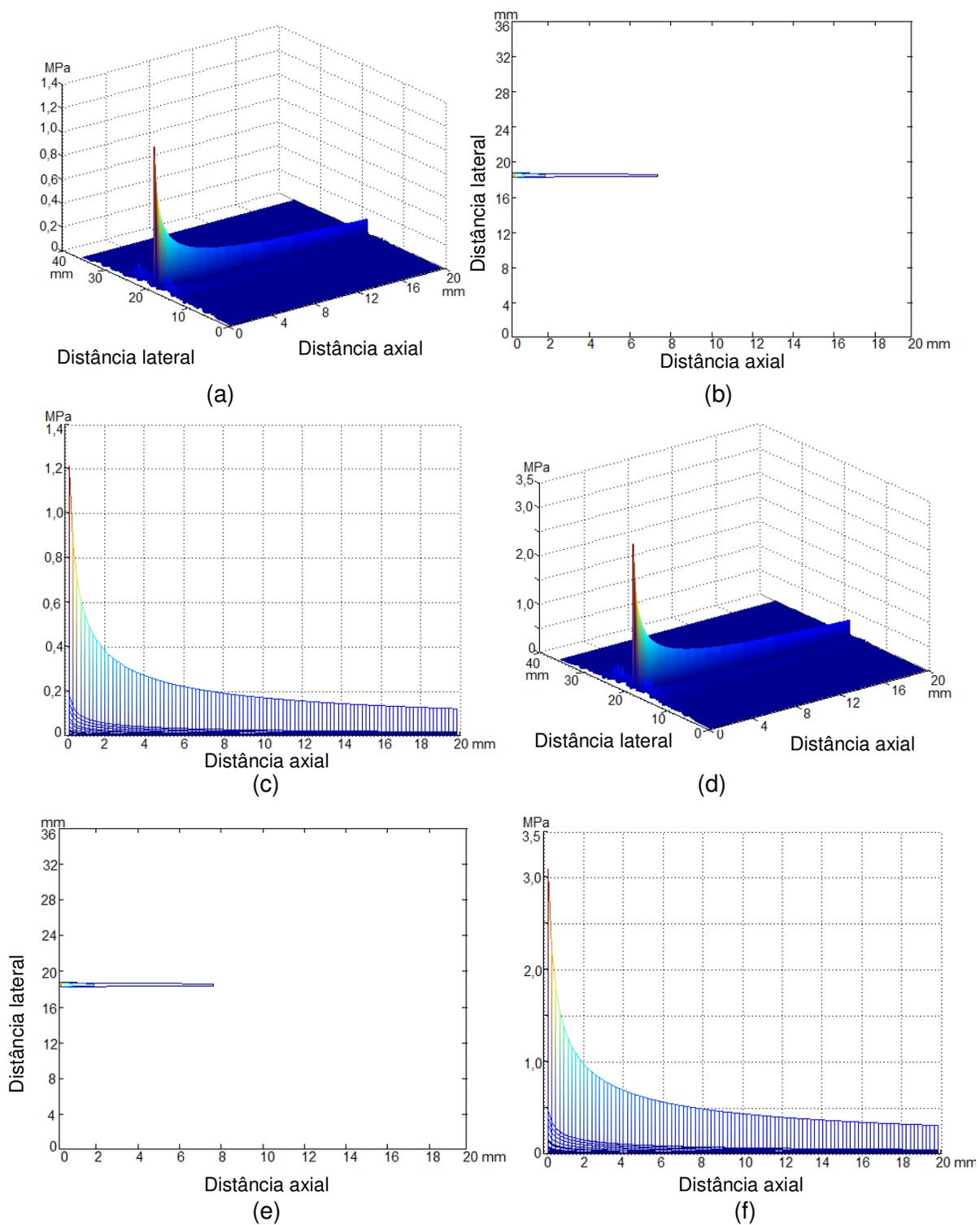


Figura 4.17 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com oito anéis com camada de retaguarda de epóxi e Araldite (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; e com camada de retaguarda epóxi MY753 (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial.

Array de dez elementos

Nas simulações do campo acústico do transdutor com dez elementos, o campo acústico resultante foi colimado e com pouquíssimos lóbulos laterais, apresentando lóbulos laterais somente nas frequências de 40 MHz e 50 MHz. Na frequência 30 MHz (na qual a tabela 4.2 foi obtida) a menor amplitude do pico de pressão do campo foi observado com camada de epóxi com Araldite® e o maior pico com camada de epóxi MY753. Os campos simulados nas frequências 30 MHz com estes dois tipos de camadas de retaguarda são mostrados na Figura 4.18.

4.2.1.3. Simulações variando a função de excitação dos transdutores (simulação 4)

A Tabela 4.3 apresenta os resultados das simulações nas quais a função de excitação do transdutor foi modificada, mantendo o mesmo material para a camada de retaguarda para todos os transdutores, todos os elementos dos transdutores eram estimulados simultaneamente, e as demais características foram mantidas como das simulações anteriores.

Quando a função de excitação era a função seno, em todas as simulações dos transdutores, o pico de pressão e a amplitude média de pressão do campo acústico foram maiores; resultados contrários foram obtidos quando os transdutores foram excitados pela função Gauss.

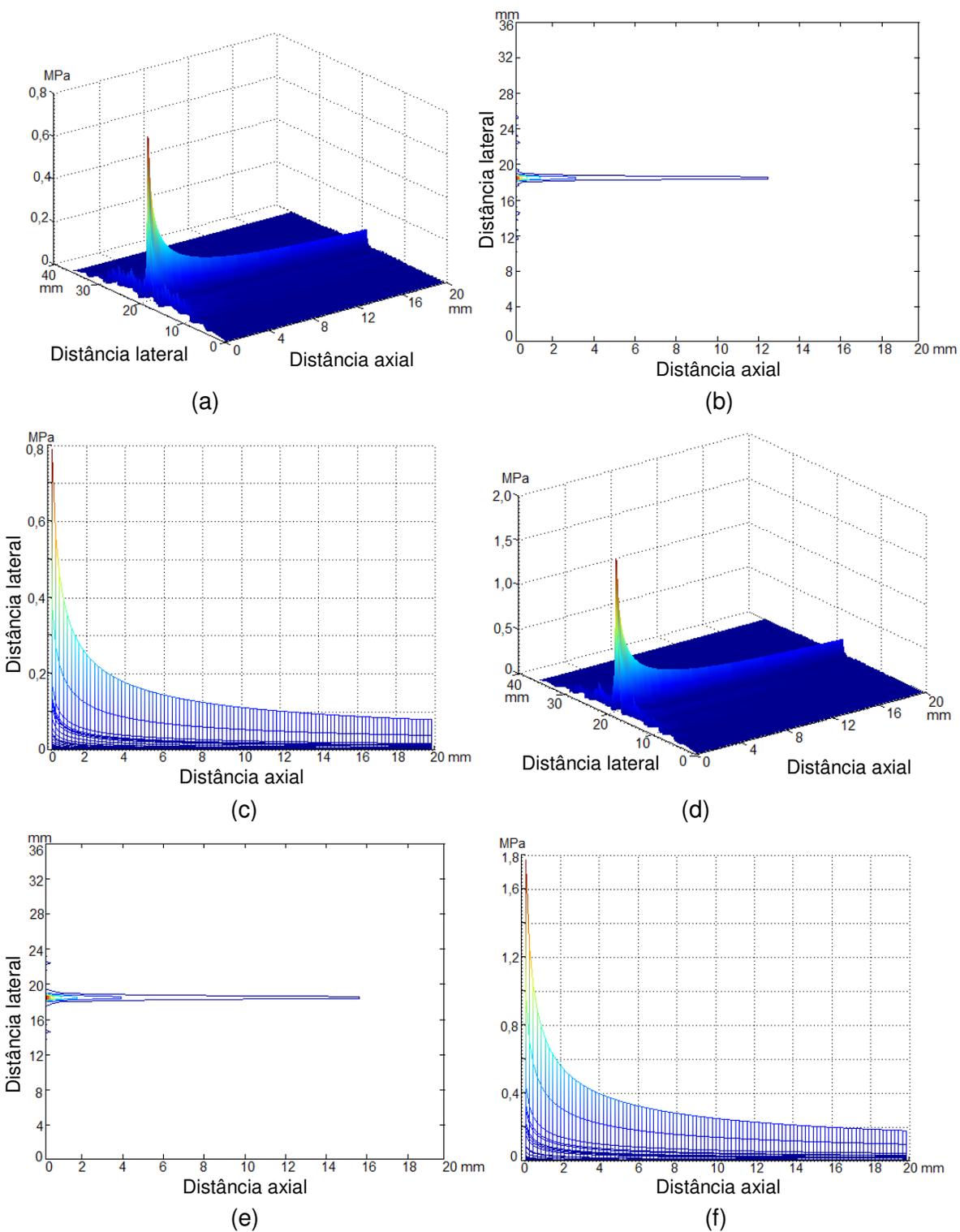


Figura 4.18 Projeções do campo acústico do transdutor simulado com dez anéis com camada de retaguarda de epóxi e Araldite (a) visão 3D, (b) projeção no plano XY, (c) perfil do campo axial; e com camada de retaguarda epóxi MY753 (d) visão 3D, (e) projeção no plano XY, (f) perfil do campo axial.

Tabela 4.3. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com separação física entre os elementos, variando a função de estimulação dos transdutores.

Nº de Anéis	Função	Pico de Pressão (MPa)	Amplitude (MPa)	Profundidade (mm)
5	Blackman	3,1900	2,1000	8,22
	Gauss	0,0002	0,0002	19,59
	Seno	0,0000	0,1500	5,08
	Step	0,0890	0,0888	16,00
	Wavelet	0,3100	0,3110	7,82
6	Blackman	2,5900	1,7000	5,48
	Gauss	0,0013	0,0009	8,12
	Seno	7,9900	5,8000	12,99
	Step	0,5700	0,4000	20,30
	Wavelet	1,9200	1,3700	18,68
7	Blackman	1,3000	0,9000	8,63
	Gauss	0,0007	0,0005	8,63
	Seno	3,9800	2,8500	12,79
	Step	0,2940	0,2100	7,00
	Wavelet	0,9610	0,6800	18,78
8	Blackman	2,4300	1,7000	4,77
	Gauss	0,0017	0,0012	15,43
	Seno	7,0900	4,8000	10,15
	Step	0,7650	0,5400	11,88
	Wavelet	2,4200	1,7000	4,77
10	Blackman	2,1000	1,4000	20,30
	Gauss	0,0012	0,0008	20,30
	Seno	6,3900	4,4000	8,32
	Step	0,4650	0,3300	17,56
	Wavelet	1,7000	1,1500	14,62

4.2.1.4. Simulações variando o número de elementos excitados dos transdutores (simulação 5)

A Tabela 4.4 apresenta os resultados das simulações dos transdutores com espaçamento físico entre os elementos de mesma área, sem variar a camada de retaguarda e com excitação independente dos elementos ativos do transdutor,

nessas simulações foi-se deixando gradativamente os elementos em circuito aberto. A função utilizada para a excitação de todos os transdutores foi a *Blackman*.

Para os transdutores com cinco e seis anéis o perfil do campo acústico apresentou um lóbulo central estreito e sem lóbulos laterais, e não se notou diferenças significativas quando os anéis mais externos foram deixados em circuito aberto.

As simulações do transdutor com sete anéis apresentaram um perfil do campo acústico com bastante energia concentrada próxima à face do transdutor, mas sem lóbulos laterais; para esta configuração também não foram observadas diferenças significativas no perfil do campo quando os elementos eram deixados em circuito aberto.

O transdutor com oito anéis apresentou pequenas diferenças no perfil do campo acústico quando os elementos eram deixados em aberto; as semelhanças foram campos estreitos e sem lóbulos laterais; com somente dois elementos sendo estimulados, o campo resultou estreito com lóbulos laterais não significativos; quando todos os elementos eram excitados ao mesmo tempo o campo acústico apresentou energia concentrada próximo à face do transdutor, pequena profundidade e ausência de lóbulos laterais.

Na configuração com dez anéis o campo apresentou-se, de modo geral, estreito e sem lóbulos laterais. O transdutor com dez anéis quando simulado com todos os anéis ativados ou deixando apenas o décimo anel em circuito aberto, apresentou um campo acústico colimado e sem lóbulos laterais; quando todos os elementos, excetuando-se o elemento central, também foram deixados em circuito aberto, o campo acústico também resultou colimado, mas foi observada a presença de pequenos lóbulos laterais.

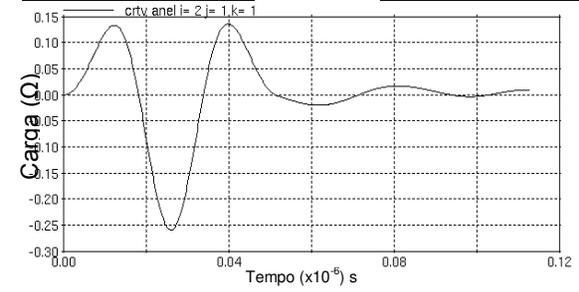
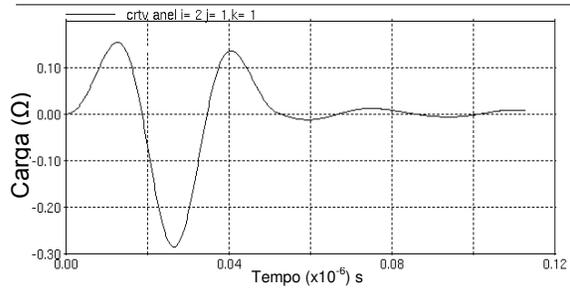
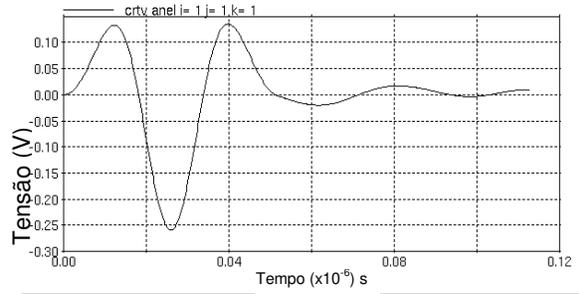
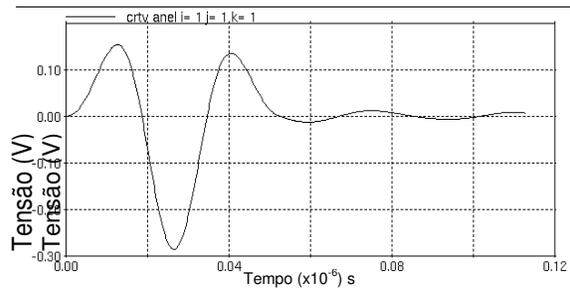
Tabela 4.4. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área com separação física entre os elementos, com variação dos elementos estimulados.

Nº de Anéis	Elementos em aberto	Pico de Pressão (MPa)	Amplitude (MPa)	Profundidade (mm)
5	0	3,190	2,100	8,22
	5	0,173	0,122	15,23
	5,4	0,128	0,127	8,16
	5,4,3	0,170	0,170	14,72
	5,4,3,2	0,141	0,140	10,01
6	0	2,590	1,700	5,48
	6	1,010	0,670	20,30
	6,5	1,559	0,980	12,38
	6,5,4	1,520	0,920	11,77
	6,5,4,3	1,418	0,990	10,15
	6,5,4,3,2	1,136	0,790	20,30
7	0	1,301	0,900	8,63
	7	0,785	0,560	12,59
	7,6	0,734	0,510	10,96
	7,6,5	0,670	0,480	9,14
	7,6,5,4	0,599	0,420	20,30
	7,6,5,4,3	0,503	0,380	20,30
	7,6,5,4,3,2	0,378	0,260	11,57
8	0	2,426	1,700	4,77
	8	1,465	1,030	10,96
	8,7	1,532	0,970	11,98
	8,7,6	1,586	1,000	12,79
	8,7,6,5	1,614	1,030	13,20
	8,7,6,5,4	1,793	1,210	16,24
	8,7,6,5,4,3,	1,854	1,300	17,46
	8,7,6,5,4,3,2	1,669	1,100	14,21
10	0	2,104	1,400	20,30
	10	1,274	0,870	8,22
	10,9	1,422	1,000	10,25
	10,9,8	1,571	1,000	12,48
	10,9,8,7	1,529	0,960	11,88
	10,9,8,7,6,	1,464	1,040	10,86
	10,9,8,7,6,5	1,223	0,840	7,61
	10,9,8,7,6,5,4	1,237	0,840	7,71
	10,9,8,7,6,5,4,3	0,929	0,650	17,46
	10,9,8,7,6,5,4,3,2	0,679	0,480	9,34

Para todos os transdutores simulados quando todos os elementos foram estimulados simultaneamente o pico de pressão e a amplitude média foram maiores que quando um ou mais elementos eram deixados em aberto, sendo ambos da ordem de mega Pascal. Este resultado era esperado, pois há mais energia nesta situação que quando os elementos são deixados em aberto.

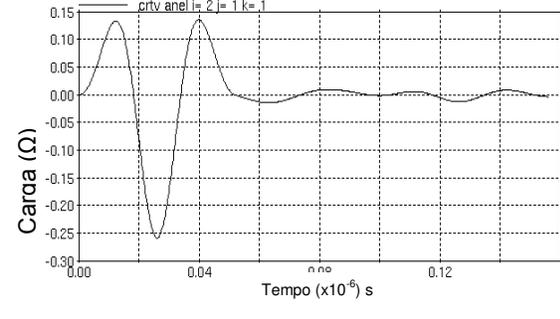
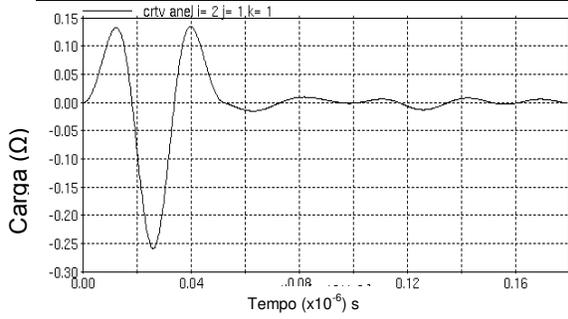
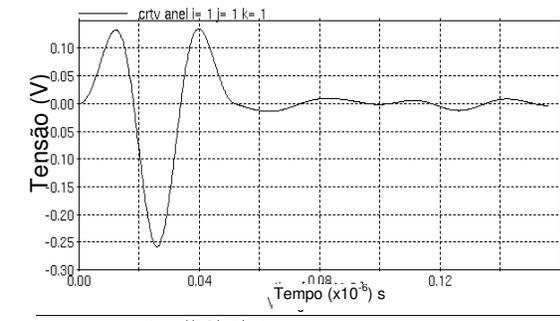
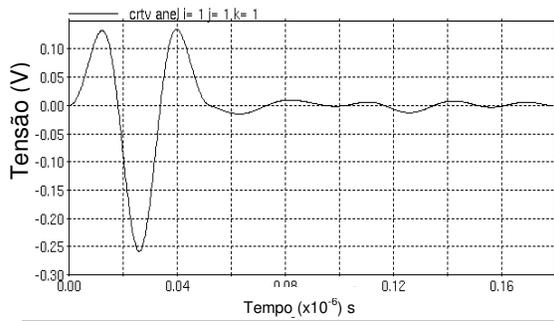
As respostas de tensão e carga nos elementos apresentaram resultados semelhantes, para todas as simulações. Independente do número de elementos ativos e dos elementos excitados ou deixados em aberto, a tensão elétrica resultante nos elementos, quando a excitação era feita pelas funções *Blackman*, *Seno* e *Wavelet*, mostraram a mesma aparência da função de excitação e a carga acompanhava a função da tensão. Quando as simulações eram feitas com as funções *Step* e *Gauss*, tanto a tensão como a carga, resultantes nos elementos, apresentaram formato de rampa, crescente e decrescente, respectivamente, que é a resposta esperada para essas funções.

A Figuras 4.19 mostra a simulação de tensão e carga num transdutor com dez elementos ativos, quando a excitação é feita pela função *Blackman*. A Figura 4.20 mostra a simulação de tensão e carga num transdutor com dez elementos ativos, quando a excitação é feita pelas funções seno e *Wavelet*, e os gráficos de tensão e carga para a simulação de um transdutor com dez elementos ativos, pelas funções *Step* e *Gauss*.



(a)

(b)



(c)

(d)

Figura 4.19 – Tensão e carga nos elementos do transdutor de dez elementos ativos excitados pela função *Blackman* (a) todos os elementos excitados, (b) décimo anel em aberto, (c) nono e décimo anéis em aberto; (d) oitavo, nono e décimo anéis em aberto.

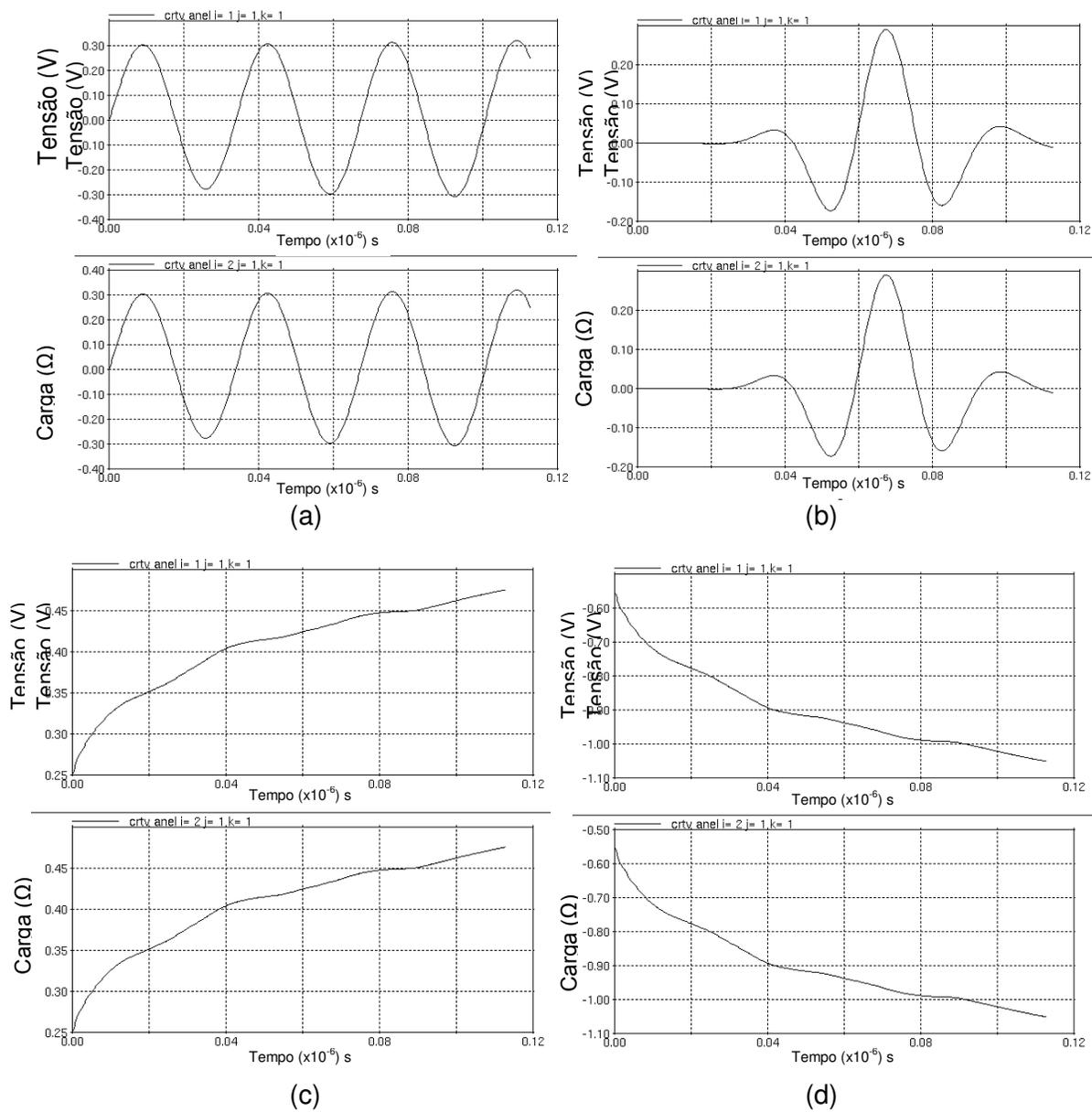


Figura 4.20 Tensão e carga nos elementos do transdutor de dez elementos ativos (a) excitados pela função seno; (b) excitados pela função *Wavelet*, (c) excitados pela função *Step*; (d) excitados pela função Gauss.

4.2.1.5 Simulação de transdutores com sete elementos (simulação 6)

A simulação do transdutor de sete elementos com 6,0 mm de raio e espaçamento de 0,3 mm entre os anéis e com todos os elementos sendo

excitados ao mesmo tempo, resultou numa pressão acústica média de aproximadamente $1,8 \times 10^7$ Pa. A projeção do campo no plano XY apresentou um feixe principal com dois lóbulos laterais; os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB apresentaram amplitudes de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para o feixe principal, e 0,3 mm, 0,41 mm e aproximadamente 15,23 mm para os dois lóbulos laterais simétricos, respectivamente, e o pico de pressão foi de $4,0 \times 10^7$ Pa. A Figura 4.21 mostra a excitação e a resposta no tempo para essa simulação.

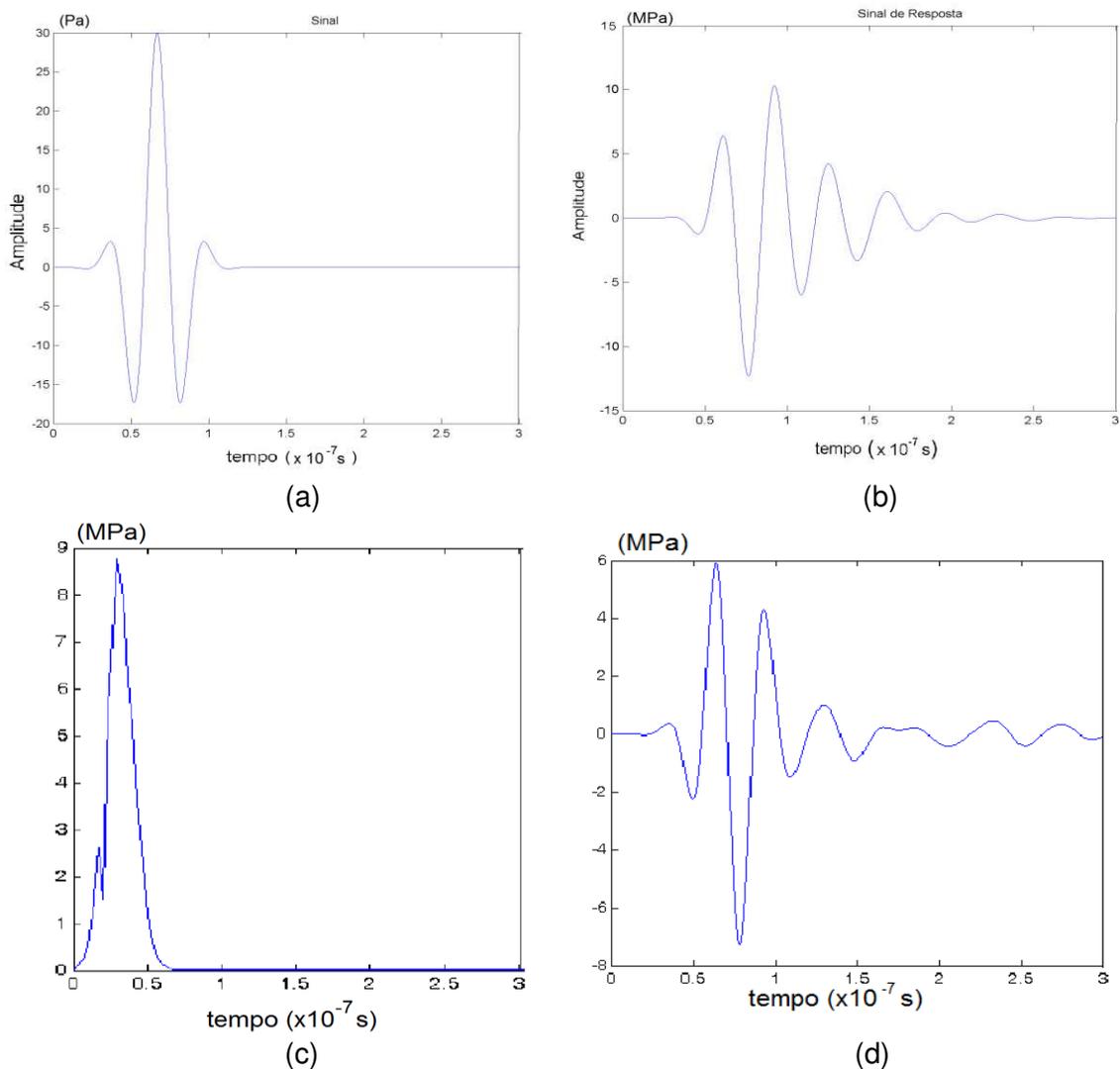


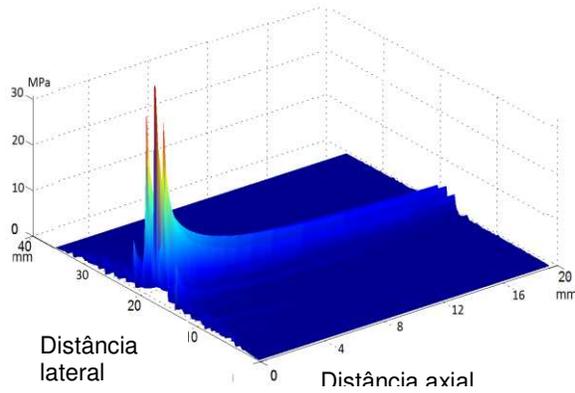
Figura 4.21 (a) Sinal aplicado a todos os elementos do transdutor simultaneamente (b) resposta ao sinal no tempo de todos os elementos excitados, (c) sinal aplicado somente no anel 7 e (d) resposta a este sinal do anel 7.

Simulando essa mesma configuração de transdutor com os elementos em aberto, a pressão média do campo acústico foi de aproximadamente $2,5 \times 10^6$ Pa e a projeção do campo acústico no plano XY apresentou um único feixe bem estreito sem lóbulos laterais. O alcance dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram de 0,41 mm, 1,22 mm e mais de 20,3 mm respectivamente e o pico de pressão acústica foi de aproximadamente $4,0 \times 10^6$ Pa.

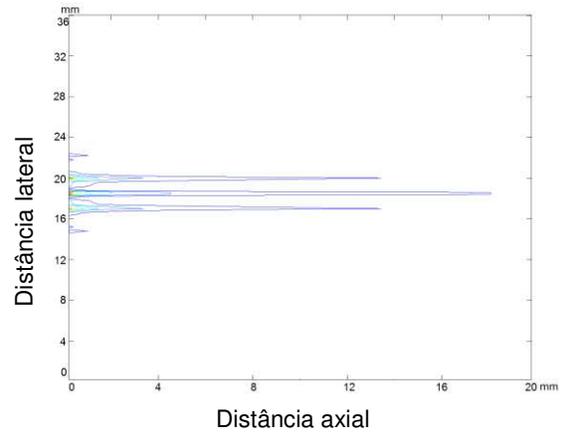
Os sinais de excitação seguiram o mesmo formato para todos os anéis e conseqüentemente a transformada de Fourier, somente a transformada do anel sete apresentou um ligeiro pico que os demais não apresentaram, vide Figura 4.22 letra c.

A simulação do transdutor de sete elementos com 6,0 mm de raio e espaçamento de 0,4 mm entre os anéis e com todos os elementos sendo excitados ao mesmo tempo, resultou numa pressão acústica média de aproximadamente $2,5 \times 10^7$ Pa; a projeção do campo no plano XY apresentou um feixe principal e lóbulos laterais simétricos, sendo dois com amplitude média e dois com amplitude baixa; o alcance dos contornos de campo acústico de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para o feixe principal, e de aproximadamente 0,30 mm 0,61 mm e aproximadamente 14,21 mm para os lóbulos laterais de amplitude média, enquanto os lóbulos laterais de amplitude baixa não apresentaram contornos de -3 dB e -6 dB e o alcance do contorno de -20 dB foi de aproximadamente 1,62 mm. O pico de pressão foi de aproximadamente $4,8 \times 10^7$ Pa.

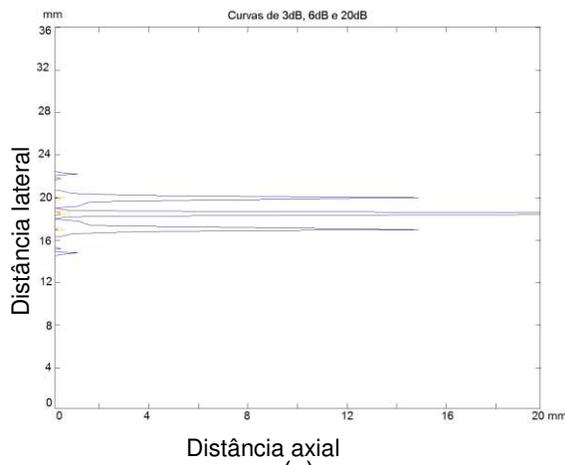
Os sinais de excitação tanto quando foram estimulados todos os anéis simultaneamente como quando os elementos foram estimulados separadamente foram semelhantes. O mesmo foi observado no sinal de resposta à excitação, com sinais de resposta também com características muito semelhantes na transformada de Fourier do sinal.



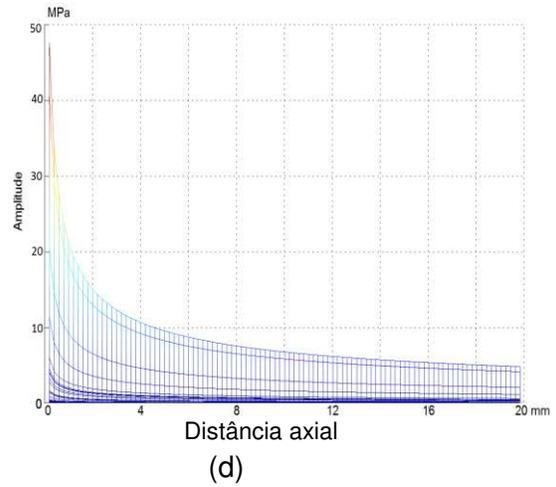
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.22 Representações do campo acústico simulado do transdutor com sete anéis ativos e espaçamento 0,4 mm. (a) 3D, (b) 2D no plano XY, Em (b) azul anil estão representados os contornos de campo com amplitude -20 dB abaixo da máxima, em azul claro de -10 dB, em amarelo de -6 dB e em vermelho de -3 dB. (c) contornos de -3 dB (vermelho), -6 dB (amarelo), -10 dB (azul claro) e -20 dB (azul anil) e (d) visualização do campo para determinação do pico de pressão.

Quando foi simulado o transdutor com sete elementos ativos concêntricos com 6,0 mm de diâmetro e espaçamento físico entre os elementos de 0,50 mm, com todos os elementos excitados e obtendo o valor da pressão em cada um deles, se obteve uma amplitude média de $2,5 \times 10^7$ Pa. A projeção do campo acústico no plano XY apresentou um feixe principal e vários lóbulos laterais simétricos, dois com amplitude média e dois com amplitude baixa. Os contornos

de -3 dB, -6 dB e -20 dB apresentaram profundidades de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm, nessa ordem, para o feixe principal, 0,30 mm, 0,61 mm e aproximadamente 13,0 mm, respectivamente, para os lóbulos de amplitude média, e aproximadamente 2,44 mm para o contorno de -20 dB para os lóbulos de amplitude baixa, sendo que esses não apresentaram os contornos de -3 dB e -6 dB. O pico de amplitude de pressão do campo acústico foi de aproximadamente 5×10^7 Pa.

Simulando a configuração do transdutor descrita acima com atraso entre os elementos a amplitude média da pressão acústica foi de aproximadamente $2,5 \times 10^6$ Pa, o perfil do campo acústico no plano XY foi de um feixe estreito sem lóbulos laterais, com uma base um pouco maior. Os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram de 0,41 mm, 1,32 mm e mais de 20,3 mm respectivamente, e a amplitude do pico de pressão foi de 4×10^6 Pa.

A Figura 4.23 mostra os gráficos do campo acústico do transdutor simulado com sete elementos ativos, com espaçamento físico entre os elementos de 0,5 mm.

Os sinais de excitação aplicados a cada elemento individualmente são semelhantes, assim como são semelhantes ao sinal de estimulação aplicado a todos os elementos simultaneamente. E, em consequência, as respostas também são parecidas, ou seja, independente do elemento estimulado, isoladamente ou em grupo, a transformada de Fourier segue o sinal de estimulação, sendo todas muito parecidas.

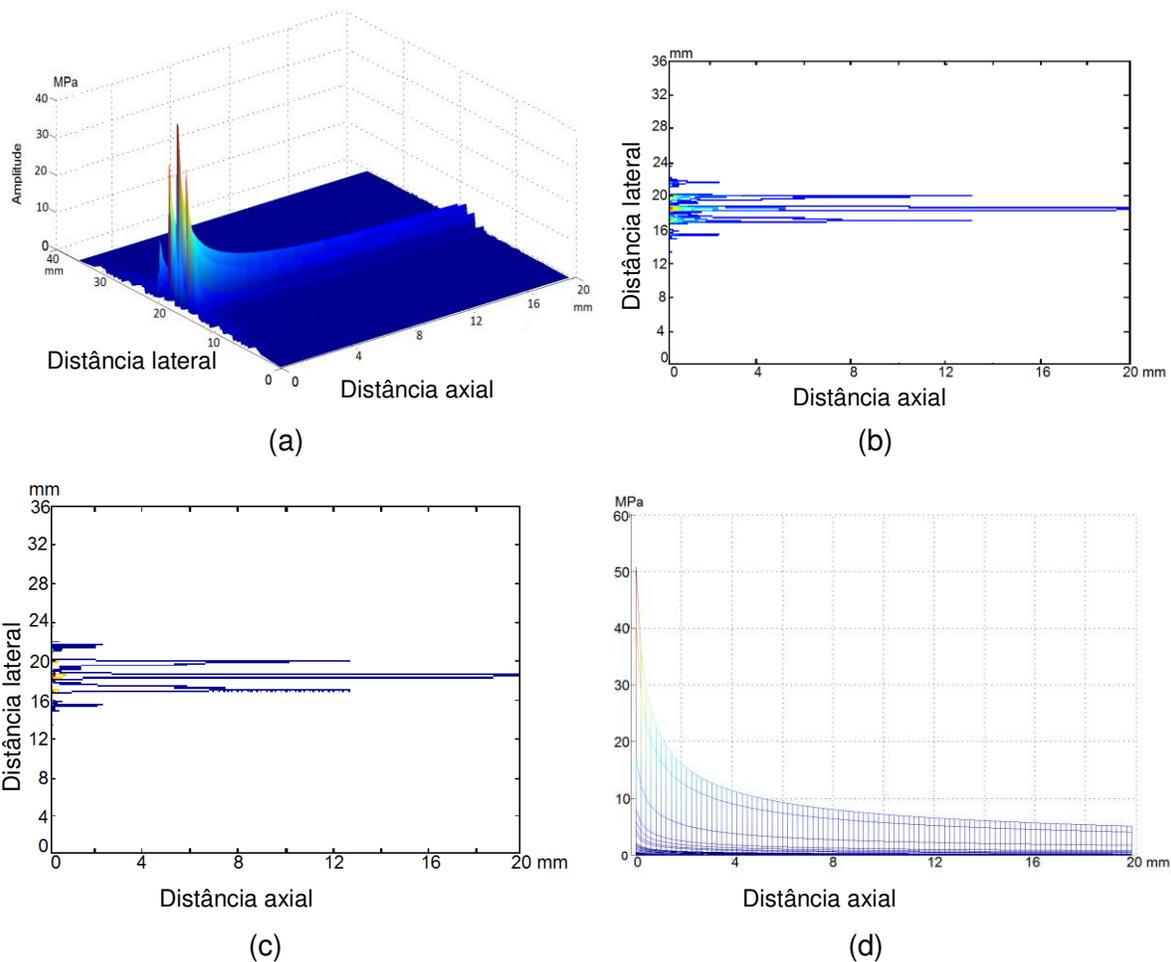


Figura 4.23 Campo acústico simulado do transdutor de sete anéis e espaçamento 0,5 mm. (a) campo em 3D, (b) perfil do campo no plano XY, (c) contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB e (d) pico de pressão.

4.2.2 Simulações de transdutores de mesma área *kerfless*

Os resultados das simulações do campo acústico dos transdutores compostos de anéis concêntricos de mesma área, sem esculpir os anéis, mantendo o substrato de PZT-5H intacto, estão resumidos nas Tabelas 4.5 e 4.6.

Tabela 4.5. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área *kerfless*, com alteração da função de excitação.

Nº de Anéis	Função	Pico de Pressão (MPa)	Amplitude Média (MPa)	Profundidade (mm)
5	Blackman	3,200	1,800	8,12
	Gauss	0,003	0,002	7,714
	Seno	2,920	1,700	7,105
	Step	1,290	0,750	9,135
	Wavelet	0,699	0,420	10,15
6	Blackman	2,600	1,400	6,09
	Gauss	0,002	0,001	20,3
	Seno	6,810	4,100	10,15
	Step	0,950	0,590	18,27
	Wavelet	2,610	1,500	6,09
7	Blackman	1,350	0,680	9,135
	Gauss	0,001	0,006	20,3
	Seno	3,410	2,000	10,15
	Step	0,466	0,280	17,255
	Wavelet	0,130	0,800	9,135
8	Blackman	2,400	1,400	6,09
	Gauss	0,002	0,001	19,894
	Seno	6,300	3,800	8,12
	Step	0,860	0,640	15,225
	Wavelet	2,400	1,500	6,09
10	Blackman	2,100	1,200	20,3
	Gauss	0,002	0,001	15,225
	Seno	5,520	3,200	20,3
	Step	2,100	0,480	12,18
	Wavelet	0,769	1,200	20,3

4.2.2.1. Simulações variando a função de excitação dos transdutores (simulação 7)

Em todas as simulações, a amplitude do campo acústico foi maior para a excitação dos anéis com a função seno; porém, a profundidade do campo foi menor, exceto para a configuração com dez anéis. Quando a excitação dos

transdutores foi feita com a função Gauss, as profundidades de alcance do campo resultaram maiores, porém com amplitudes bem menores que nos demais casos.

As Figuras 4.24 e 4.25 mostram as representações 3D dos campos simulados para o transdutor com oito anéis excitado pelas funções *Blackman*, Gauss, Seno, *Step* e *Wavelet*.

A Tabela 4.6 mostra resumidamente os resultados obtidos variando a função de excitação dos transdutores *kerfless*.

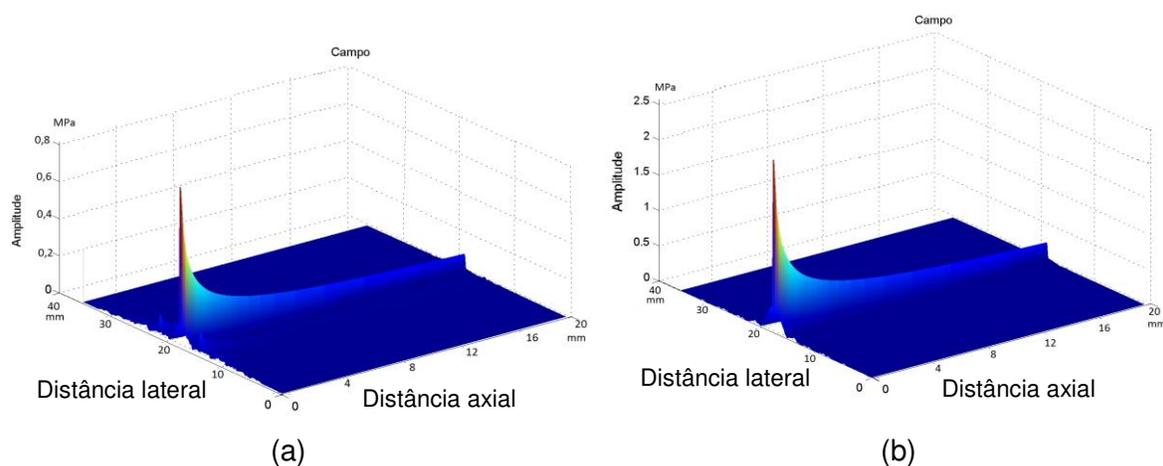


Figura 4.24 Representações 3D do campo acústico do transdutor de oito anéis simulado com as funções (a) *Step* e (b) *Wavelet*.

4.2.2.2- Simulações variando o número de elementos excitados (simulação 8)

Para todas as configurações simuladas, a amplitude do campo acústico resultante sempre era maior quando todos os eletrodos eram acionados, mas nem sempre a profundidade também era maior.

O modelo com sete anéis apresentou um campo acústico com bastante energia na região próxima à face do transdutor, distribuída ao longo da distância lateral, mas o restante do campo bem estreito, quando era excitado com a função

Blackman, independente do material da camada de retaguarda utilizado na simulação.

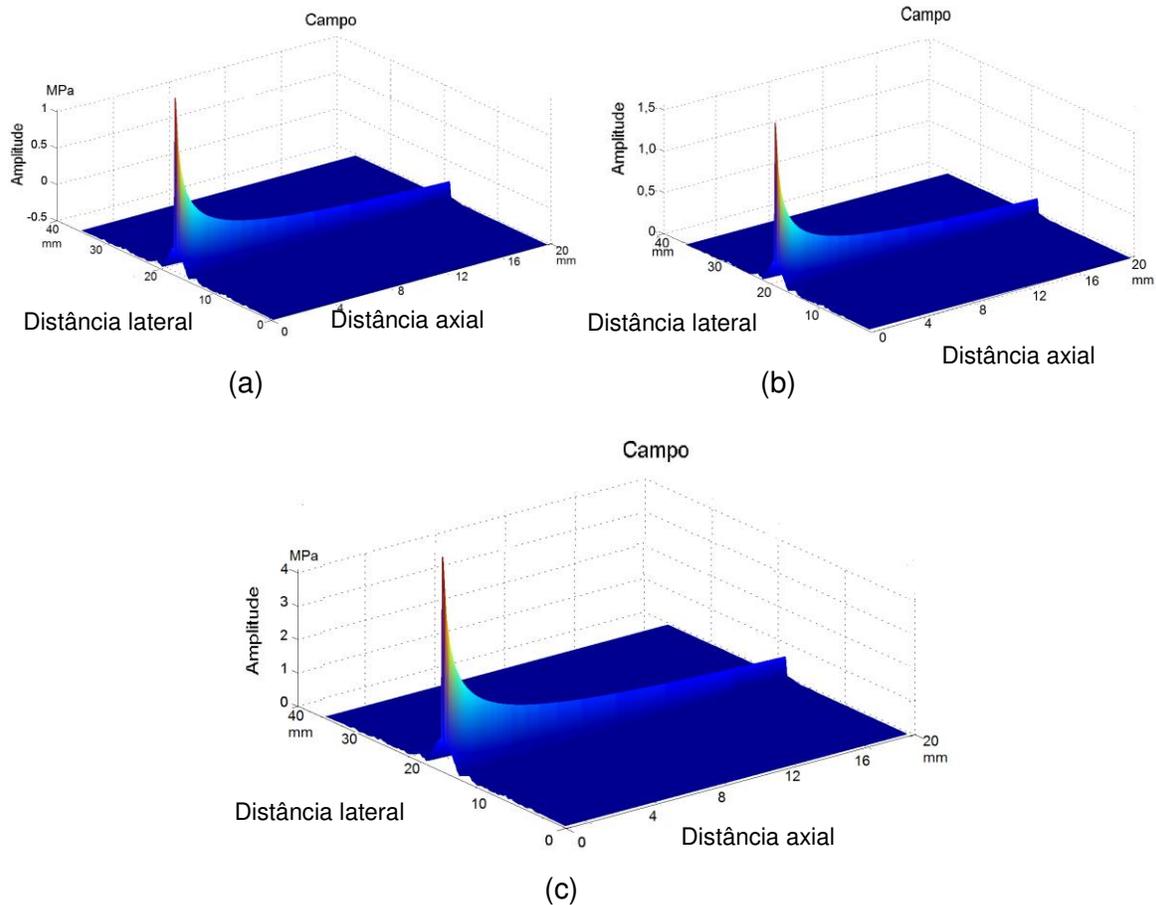


Figura 4.25 Representações 3D do campo acústico do transdutor de oito anéis simulado com as funções (a) *Blackman*, (b) Gauss e (c) Seno.

O modelo com oito anéis também apresentou campo estreito e sem lóbulos laterais com energia concentrada na região próxima à face do transdutor e ao longo da distância axial, quando era excitado com a função *Blackman*. Quando só os dois primeiros elementos anulares (centrais) foram excitados pela função *Blackman*, o campo resultante foi estreito com lóbulos laterais não significativos.

A Tabela 4.6 apresenta os resultados das simulações alterando o número de elementos ativos excitados e com elementos em circuito aberto.

Tabela 4.6. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área *kerfless*, com alteração do número de elementos estimulados.

Nº de Anéis	Elementos em aberto	Pico de Pressão (MPa)	Amplitude Média (MPa)	Profundidade (mm)
5	5	0,172	0,090	15,23
	5,4	0,128	0,075	9,14
	5,4,3	0,170	0,090	15,23
	5,4,3,2	0,130	0,080	10,15
6	6	1,010	0,580	20,30
	6,5	1,550	0,800	12,59
	6,5,4	1,550	0,800	12,18
	6,5,4,3	1,400	0,800	10,15
	6,5,4,3,2	1,150	0,700	20,30
7	7	0,790	0,480	12,18
	7,6	0,730	0,420	11,17
	7,6,5	0,670	0,400	9,14
	7,6,5,4	0,600	0,370	20,30
	7,6,5,4,3	0,500	0,280	20,30
	7,6,5,4,3,2	0,380	0,230	12,18
8	8	1,400	0,800	11,17
	8,7	1,500	0,700	12,18
	8,7,6	1,580	0,750	12,18
	8,7,6,5	1,610	0,800	14,21
	8,7,6,5,4	1,800	1,000	16,24
	8,7,6,5,4,3,	1,850	1,100	17,26
	8,7,6,5,4,3,2	1,650	0,800	14,21
10	10	1,250	0,870	9,14
	10,9	1,420	0,850	10,15
	10,9,8	1,600	0,800	13,20
	10,9,8,7	1,530	0,750	12,18
	10,9,8,7,6,	0,000	0,750	11,17
	10,9,8,7,6,5	1,210	0,700	8,12
	10,9,8,7,6,5,4	1,210	0,700	8,53
	10,9,8,7,6,5,4,3	0,920	0,460	17,26
	10,9,8,7,6,5,4,3,2	0,680	0,410	10,15

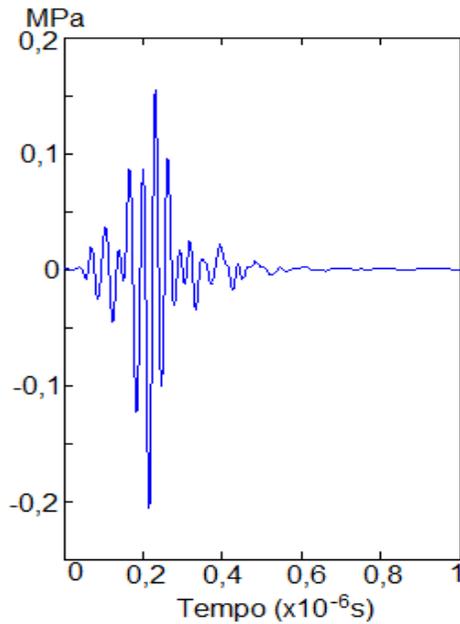
4.2.2.3. Simulações de transdutores *kerfless* de sete elementos (simulação 9)

Ao simular o transdutor do tipo *kerfless* com diâmetro 6,0 mm, com sete elementos ativos distanciados de 0,3 mm e todos os elementos sendo excitados simultaneamente com a função *Blackman*, obteve-se um campo acústico com amplitude média de $1,8 \times 10^7$ Pa. O perfil do campo acústico no plano XY mostrou os dois lóbulos laterais mais intensos que o feixe central, e não foram observados outros lóbulos laterais. Os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB, para o feixe central, alcançaram respectivamente 0,41 mm, 0,82 mm e aproximadamente 16,04 mm, e para os lóbulos laterais os alcances foram respectivamente de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm. A amplitude do pico de pressão do campo acústico foi de aproximadamente $4,3 \times 10^7$ Pa, e ocorreu próximo à face do transdutor.

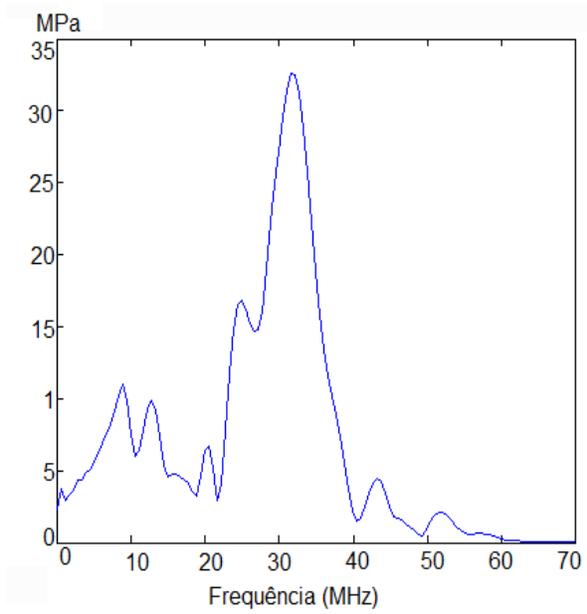
Aplicando a função *Blackman* para excitação em cada anel separadamente, os sinais de estimulação foram os mesmos em cada anel individualmente e conseqüentemente suas respostas. A transformada de Fourier da função de excitação apresentou uma distribuição simétrica, enquanto as dos anéis individuais foram assimétricas.

Com essa mesma configuração de transdutor os elementos ativos foram estimulados independentemente, com a função *Blackman*. Quando somente o primeiro elemento foi estimulado a amplitude média do sinal de pressão acústica foi aproximadamente $6,5 \times 10^6$ Pa e o perfil do campo acústico mostrou um feixe central estreito e sem lóbulos laterais; os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB estenderam-se por 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm respectivamente, e a amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente 11×10^6 Pa. O sinal resultante no primeiro anel e sua função de transferência foram semelhantes ao esperado para a função de excitação usada; nos demais anéis, que estavam em circuito aberto, e que idealmente não deveriam ser excitados, foram obtidos sinais acústicos com amplitudes bem menores que no anel um. A Figura 4.26 mostra o

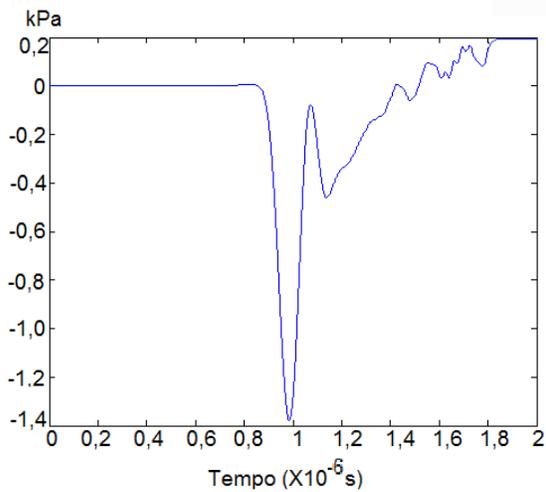
sinal no anel dois, vizinho ao anel um, e sua transformada de Fourier e o sinal e respectiva transformada no anel cinco, mais distante do primeiro anel.



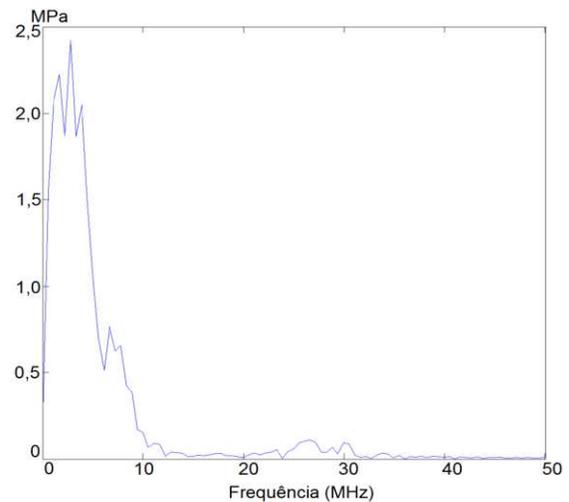
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.26 (a) Sinal acústico e (b) transformada de Fourier no anel dois; (c) sinal anel cinco e (d) transformada no anel cinco. Em ambos os casos o primeiro anel foi excitado com a função *Blackman*.

Para essa mesma configuração, excitando agora o segundo elemento ativo, os resultados foram: amplitude média da pressão no campo acústico aproximadamente $2,1 \times 10^6$ Pa, o perfil do campo acústico apresentou dois feixes simétricos e dois lóbulos laterais, os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente de 0,41 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm, e a amplitude do pico de pressão foi aproximadamente $3,6 \times 10^6$ Pa. A Figura 4.27 (a) mostra o perfil do campo acústico no plano XY.

Quando somente o terceiro elemento ativo do transdutor foi excitado o campo acústico apresentou dois feixes principais, com amplitude média aproximadamente $1,2 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo no plano XY não mostrou lóbulos laterais, vide Figura 4.27 (b), as profundidades dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram 0,41 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm, nessa ordem e o pico de pressão foi aproximadamente $1,9 \times 10^6$ Pa.

Acionando somente o quarto anel, a amplitude média do campo acústico foi aproximadamente $1,3 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico no plano XY apresentou dois feixes principais, dois lóbulos laterais de média amplitude e dois lóbulos laterais de baixa amplitude; os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB estenderam-se por respectivamente 0,41 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm para os dois feixes principais, e 0,30 mm, 0,82 mm e aproximadamente 14,21 mm para os lóbulos de amplitude média; os lóbulos de amplitude baixa apresentaram somente o contorno de -20 dB com profundidade de aproximadamente 4,47 mm. A amplitude do pico de pressão do campo acústico foi aproximadamente $2,3 \times 10^6$ Pa. A Figura 4. 27 (c) mostra o perfil do campo acústico dessa simulação.

Quando o quinto elemento foi excitado a amplitude média do campo foi aproximadamente $0,8 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico apresentou um feixe principal bem largo na região próxima à face do transdutor, vários lóbulos laterais, e uma falha no centro do transdutor (ausência de pressão acústica), como pode ser visto na Figura 4.27 (d); os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB estenderam-se

por 0,41 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm respectivamente, e o pico de pressão foi de $1,8 \times 10^6$ Pa.

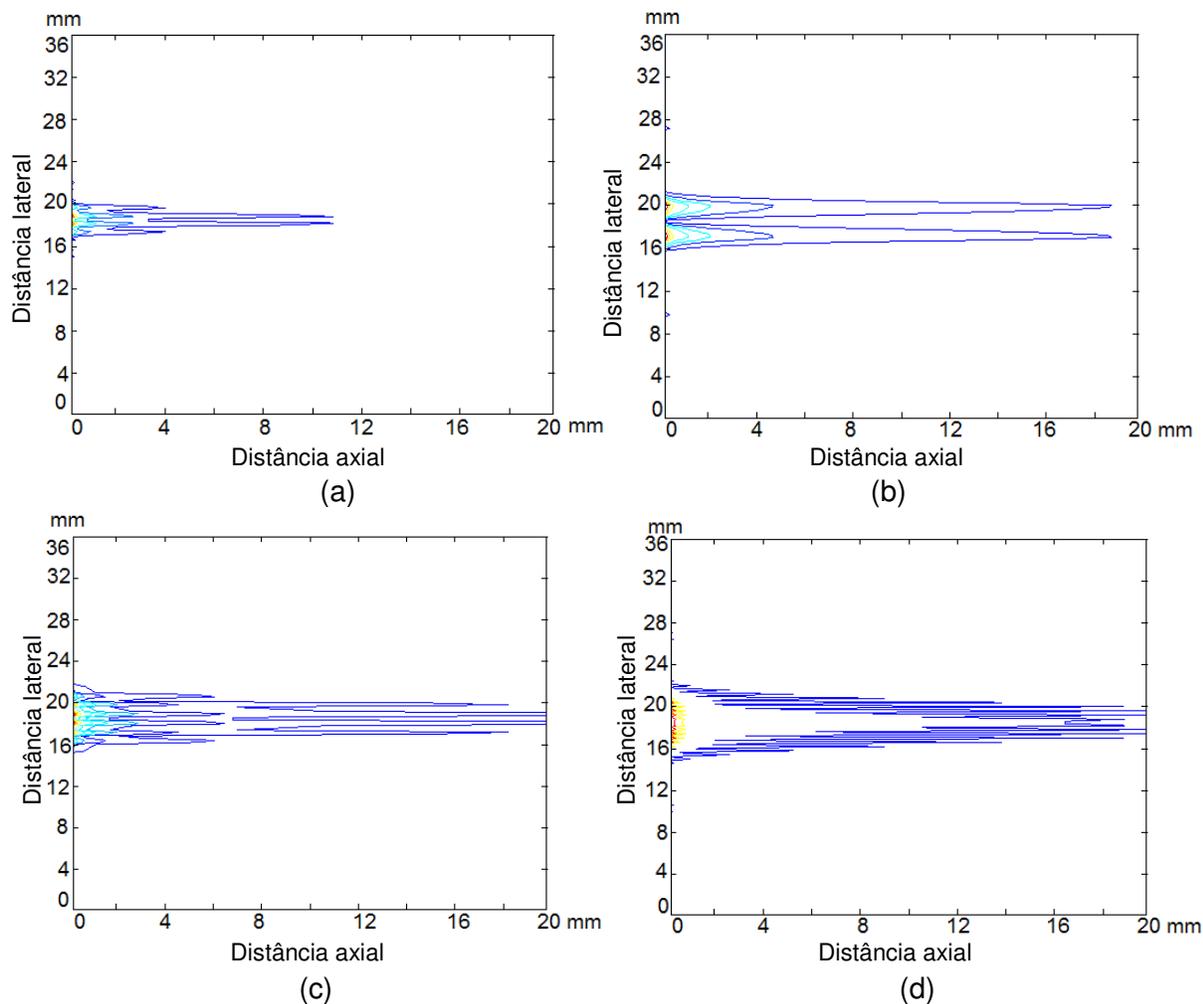


Figura 4.27 Variação do perfil do campo acústico no plano XY quando apenas o (a) segundo elemento (b) terceiro elemento, (c) quarto elemento e (d) quinto elemento do transdutor é acionado.

Acionando o sexto elemento ativo obteve-se amplitude média de pressão do campo acústico aproximadamente $1,2 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico mostra um campo bem espalhado, com três elementos centrais muito estreitos e pelo menos quatro lóbulos laterais; os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente de 0,41 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm para os feixes de maior amplitude; a amplitude do pico de pressão do

campo acústico foi de $2,0 \times 10^6$ Pa. A Figura 4.28 (a) mostra o perfil deste campo acústico.

E finalmente, quando apenas o sétimo elemento foi excitado, a amplitude média de pressão do campo acústico foi $1,0 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe principal e dois lóbulos laterais, vide Figura 4.28 (b); os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB alcançaram 0,63 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm respectivamente, e o pico de pressão foi $1,8 \times 10^6$ Pa.

Em todas essas simulações foi observado o mesmo comportamento do sinal acústico nos elementos independentes: os elementos que estavam próximos ao elemento excitado apresentaram um sinal muito parecido com o que era esperado para aquela função de excitação; e nos elementos mais distantes do elemento estimulado, o sinal acústico resultante observado era mais distorcido. A transformada de Fourier, conseqüentemente, também apresentava o mesmo comportamento.

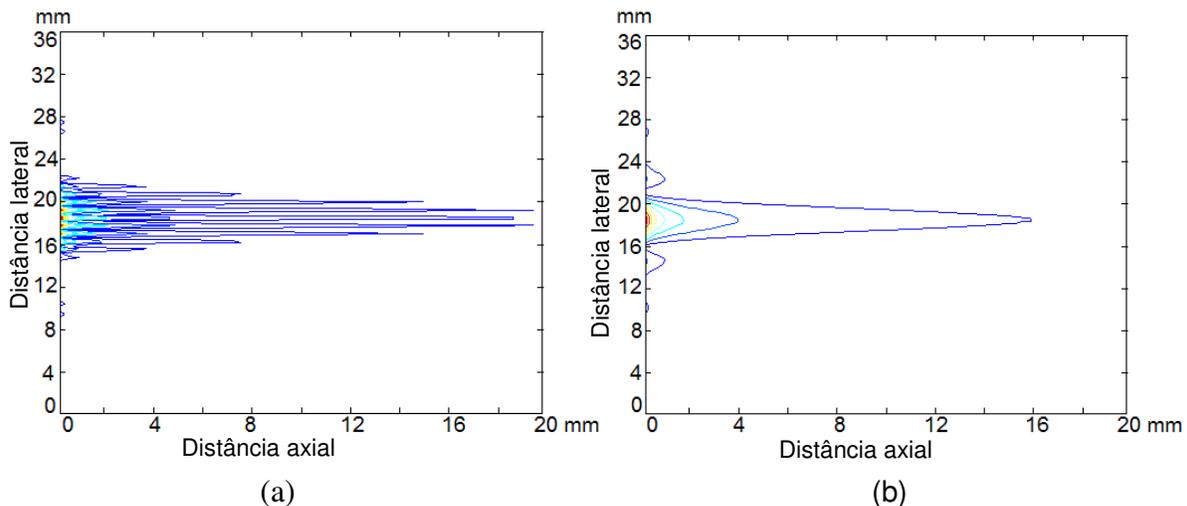


Figura 4.28 Perfil do campo acústico do transdutor *kerfless* de sete anéis no plano XY: quando somente o segundo anel (a) sexto elemento ou o (b) sétimo elemento é estimulado.

Quando um transdutor *kerfless* de sete elementos com 6,0 mm de diâmetro e distância entre anéis de 0,4 mm foi simulado, com todos os elementos excitados simultaneamente se obteve amplitude média do campo acústico de aproximadamente $1,1 \times 10^7$ Pa, com lóbulos laterais mais intensos que o feixe central. O perfil do campo acústico no plano XY mostrou que os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB apresentaram profundidade de 0,41 mm, 0,82 mm e 17,25 mm, nessa ordem, para o feixe principal; e 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para os lóbulos laterais. O pico de pressão acústica foi aproximadamente $3,2 \times 10^7$ Pa e ocorreu próximo à face do transdutor.

Utilizando a configuração acima foram feitas simulações em que os elementos foram acionados independentemente uns dos outros. Acionando somente o primeiro anel, a amplitude média de pressão acústica do feixe foi aproximadamente $1,4 \times 10^7$ Pa, o perfil do campo acústico no plano XY mostrou um único feixe bem colimado, os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente 0,41 mm, 1,23 mm e mais de 20,3 mm, e o pico de pressão foi $2,5 \times 10^7$ Pa.

Acionando somente o segundo elemento ativo, a amplitude média do campo acústico foi aproximadamente $3,8 \times 10^6$ Pa, e o perfil do campo acústico no plano XY mostrou dois feixes principais e dois lóbulos laterais; próximo à face do transdutor o campo mostra-se bem largo; os alcances dos contornos de campo acústico de -3 dB, -6 dB e -20 dB dos feixes principais foram 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm, nessa sequência, e os lóbulos laterais apresentaram somente o contorno de -20 dB com aproximadamente 0,82 mm; o pico de amplitude do campo acústico foi $8,1 \times 10^6$ Pa.

Estimulando somente o terceiro anel, os resultados obtidos foram: amplitude de pressão média do campo acústico aproximadamente $2,3 \times 10^6$ Pa; dois feixes bem delineados e com pequenos lóbulos laterais foram observados no perfil do campo acústico no plano XY; as profundidades de 0,41 mm, 1,02 mm e

mais de 20,3 mm determinaram os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB respectivamente; o pico de pressão do campo acústico atingiu aproximadamente $4,5 \times 10^6$ Pa.

Ao excitar apenas o quarto elemento, a amplitude de pressão do campo acústico obtida foi $3,0 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico no plano XY apresentou dois feixes principais, dois lóbulos laterais de amplitude alta e dois lóbulos laterais de amplitude média; os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para os feixes principais; 0,24 mm, 0,51 mm e 4,57 mm para os lóbulos laterais de amplitude alta; e os lóbulos laterais de amplitude média apresentaram somente o contorno de -20 dB com 0,41 mm. O pico de amplitude do campo acústico foi de $5,8 \times 10^6$ Pa.

Quando o quinto anel foi excitado se obteve um campo acústico com amplitude média aproximadamente igual a $1,8 \times 10^6$ Pa e um campo bem espalhado próximo à face do transdutor; o perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe principal largo; os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm respectivamente; o pico de pressão foi de aproximadamente $4,2 \times 10^6$ Pa.

Excitando o sexto elemento do transdutor a amplitude média de pressão do campo acústico foi $2,4 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico no plano XY apresentou um feixe principal central e dois feixes laterais de mesma amplitude que o principal, dois lóbulos laterais simétricos de alta amplitude, dois de média amplitude e dois de baixa amplitude. O feixe central apresentou profundidades de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB respectivamente; os dois feixes laterais apresentaram as mesmas profundidades para os contornos de -3 dB e -6 dB, porém para o contorno de -20 dB foi de 19,89 mm; os lóbulos laterais de alta amplitude apresentaram as profundidades de 0,3 mm, 0,61 mm e 13,8 mm para os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB, nessa ordem; os lóbulos laterais de amplitude média apresentaram as profundidades de

0,22 mm e 5,68 mm respectivamente para os contornos de -6 dB e -20 dB; e os lóbulos laterais de baixa amplitude apresentaram somente o contorno de -20 dB em 1,23 mm. O pico de amplitude do campo acústico foi de $4,8 \times 10^6$ Pa.

Para a estimulação do sétimo anel a amplitude média de pressão do campo acústico foi de aproximadamente $2,0 \times 10^6$ Pa no feixe principal; o perfil do campo acústico no plano XY mostrou, além do feixe principal largo, e dois lóbulos laterais; no feixe principal os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB alcançaram 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm e os lóbulos laterais apresentaram somente o contorno de -20 dB com 2,03 mm; o pico de pressão foi de aproximadamente $3,9 \times 10^6$ Pa.

As Figuras 4.29 e 4.30 mostram o campo acústico em 3-D dessas simulações. Quanto ao sinal de estimulação aqui também foi observado o mesmo comportamento descrito quando o espaçamento era de 0,3 mm. O sinal aplicado no anel do transdutor estimulado repetia a função de excitação, e nos demais anéis sofria deformações, sendo que quanto mais perto do elemento estimulado menor era a deformação e quanto mais distante mais deformado era o sinal.

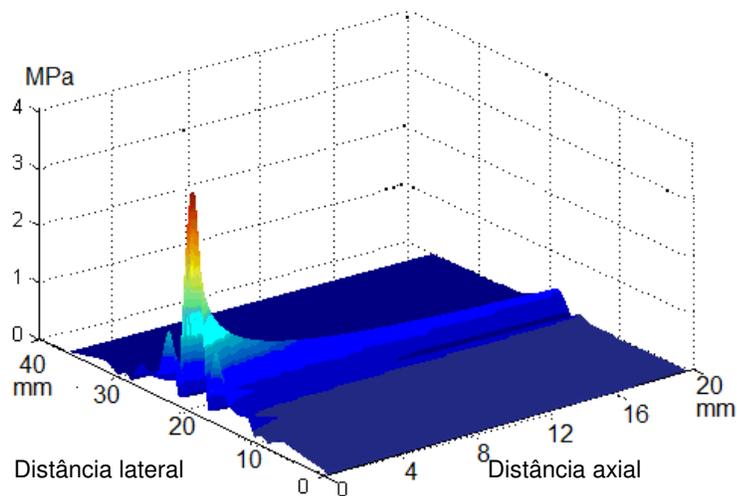


Figura 4.29 Campo acústico 3-D do transdutor quando apenas o sétimo elemento era estimulado.

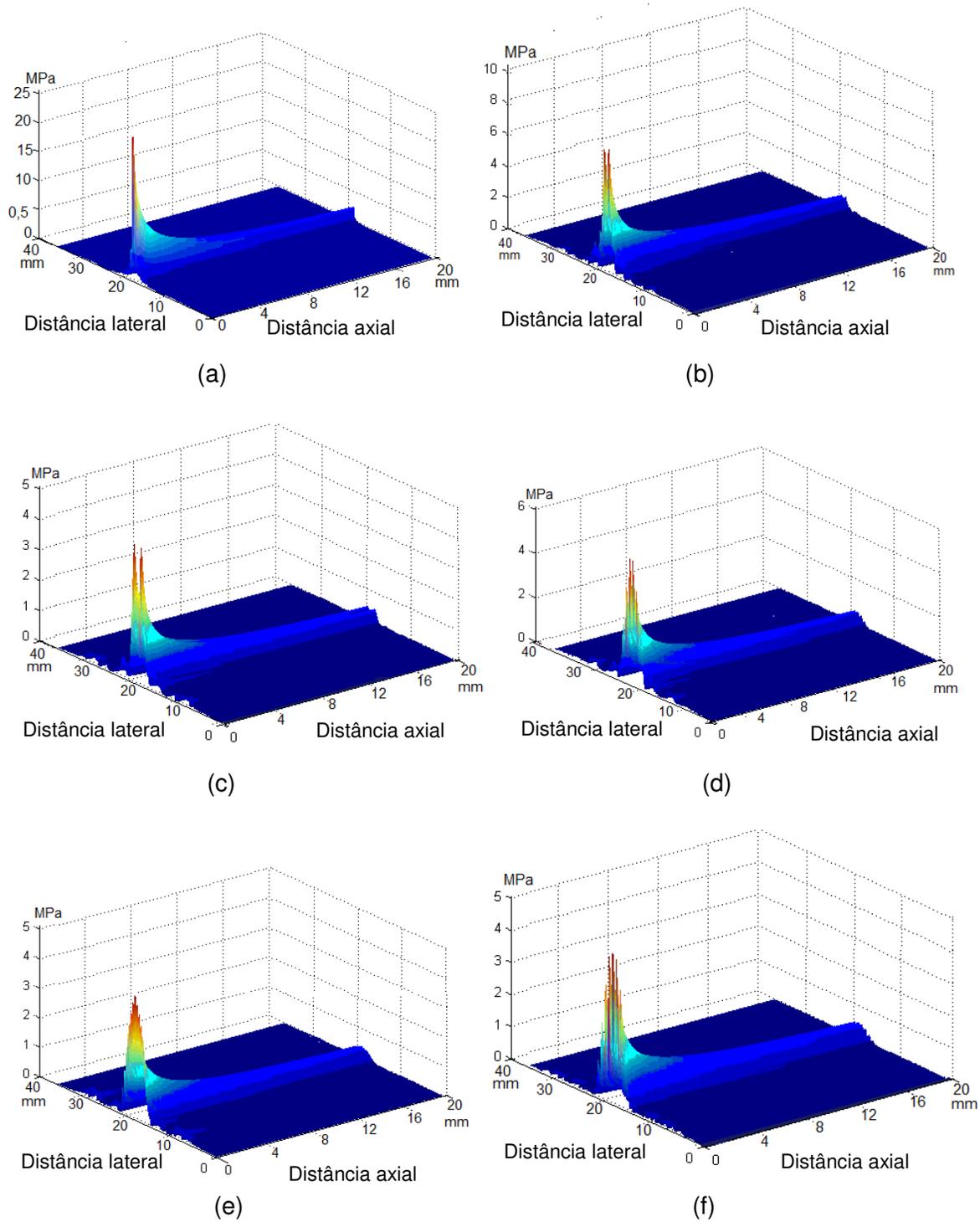


Figura 4.30 Campo acústico 3-D do transdutor quando somente o (a) primeiro elemento, (b) segundo elemento, (c) terceiro elemento, (d) quarto elemento, (e) quinto elemento ou (f) sexto elemento foi acionado.

Também foram feitas simulações de um transdutor com 6,0 mm de diâmetro e sete elementos ativos, sem espaçamento físico entre os elementos e 0,5 mm de distância entre os elementos. Com todos os elementos excitados simultaneamente, a partir da pressão obtida em todos eles apresentou uma amplitude média de pressão de aproximadamente 2×10^7 Pa, com os lóbulos laterais simétricos mais intensos que o feixe central. O perfil do campo acústico no plano XY apresentou dois lóbulos laterais de amplitude alta, o feixe central, e dois lóbulos laterais de amplitude baixa. Os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB para o feixe central se estenderam até 0,35 mm, 0,61 mm e 14,0 mm, nessa sequência, enquanto os lóbulos laterais de amplitude alta alcançaram 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm; e os de amplitude baixa apresentaram apenas o contorno de -20 dB, com alcance de 1,01 mm. O pico de amplitude de pressão foi de $5,0 \times 10^7$ Pa e ocorreu próximo à face do transdutor.

Para essa configuração também foram feitas simulações com excitação independente dos anéis, observando as características do campo acústico, e o sinal elétrico em cada um dos elementos, excitados e não excitados e sua respectiva função de transferência. Acionando apenas o primeiro anel a amplitude média da pressão do campo acústico foi aproximadamente $5,8 \times 10^6$ Pa; o perfil do campo acústico no plano XY apresentou um único feixe central colimado, sem lóbulos laterais; os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB apresentaram respectivamente profundidades de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm; e o pico de amplitude do campo acústico foi de aproximadamente 11×10^6 Pa.

Ao excitar somente o segundo elemento ativo a amplitude média de pressão do campo acústico foi de aproximadamente $1,8 \times 10^6$ Pa, nos dois feixes principais; o perfil do campo acústico no plano XY mostrou dois feixes principais, dois lóbulos laterais de média amplitude e dois lóbulos laterais simétricos de amplitude baixa, e próximo à face do transdutor o campo era bem largo; os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB apresentaram profundidades de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm, respectivamente, para os feixes principais e 0,3 mm

e 7,5 mm, nessa ordem, para os contornos de -6 dB e -20 dB nos lóbulos laterais. O pico de amplitude do campo acústico foi de aproximadamente $3,7 \times 10^6$ Pa e ocorreu próximo à face do transdutor.

Estimulando somente o terceiro anel os resultados obtidos foram: amplitude média de pressão do campo acústico de aproximadamente $1,0 \times 10^6$ Pa; dois feixes de amplitudes iguais e alguns lóbulos laterais de amplitude muito baixa foram observados no perfil do campo acústico no plano XY; 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm foram respectivamente as profundidades obtidas dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB; a amplitude de pico de pressão do campo foi de aproximadamente $1,8 \times 10^6$ Pa.

Ao excitar somente o quarto anel, a amplitude média de pressão do sinal do campo acústico foi de aproximadamente $1,1 \times 10^6$ Pa nos feixes principais; o perfil do campo acústico mostrou dois feixes principais, dois lóbulos laterais simétricos de alta amplitude e dois lóbulos laterais de baixa amplitude; nos feixes principais os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm; os lóbulos laterais de alta amplitude apresentaram alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB de 0,35 mm, 0,61 mm e 14,4 mm respectivamente; já os lóbulos laterais de baixa amplitude apresentaram somente o contorno de -20 dB com alcance de 4,87 mm. A amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente $2,3 \times 10^6$ Pa.

Quando somente o quinto elemento ativo foi acionado, o campo acústico apresentou vários feixes e vários lóbulos laterais de diversas amplitudes, mostrando-se bastante largo no seu início; a amplitude média da pressão acústica foi de aproximadamente $1,7 \times 10^6$ Pa. O perfil do campo acústico no plano XY mostrou um feixe central de baixa amplitude, acompanhado de feixes simétricos com amplitude bem mais alta; e também vários lóbulos laterais. Os quatro feixes de maior amplitude apresentaram os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB em 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm respectivamente; para os dois

feixes centrais que também apresentavam amplitudes altas, os contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB alcançaram, nessa sequência, 0,41 mm, 0,82 mm e 19,08 mm; nos feixes laterais de amplitude alta, os mesmos contornos alcançaram 0,3 mm; 0,61mm e 19,08 mm. O pico de amplitude de pressão foi de aproximadamente $1,8 \times 10^6$ Pa.

Excitando somente o sexto elemento do *array* o campo acústico apresentou vários feixes e vários lóbulos laterais; a amplitude média do campo acústico foi de aproximadamente $9,0 \times 10^5$ Pa. O perfil do campo acústico no plano XY apresentou um feixe central com amplitude menor que os dois feixes laterais simétricos adjacentes e lóbulos laterais de amplitudes altas, médias e baixas. Os alcances dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente de 0,41 mm, 0,82 mm e 19,49 mm para o feixe central; de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para os feixes laterais adjacentes; 0,41 mm, 0,82 mm e 15,63 mm para os lóbulos laterais de amplitude alta; 0,35 mm; 0,71 mm e 8,20 mm para os lóbulos laterais de média amplitude; e 0,41 mm e 4,10 mm respectivamente para os contornos de -6 dB e -20 dB nos lóbulos laterais de baixa amplitude. A amplitude do pico de pressão foi de aproximadamente $2,0 \times 10^6$ Pa.

E finalmente, ao estimular somente o sétimo anel (sétimo elemento do transdutor), o campo acústico apresentou um feixe principal, não colimado, de amplitude média de pressão aproximadamente $8,0 \times 10^5$ Pa, com alguns lóbulos laterais. Um feixe principal e dois lóbulos laterais de baixa amplitude foram observados no perfil do campo acústico no plano XY. Os alcances contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB foram respectivamente de 0,41 mm, 0,82 mm e mais de 20,3 mm para o feixe central e os lóbulos laterais apresentaram somente o contorno de -20 dB com profundidade de 1,23 mm. O pico de pressão do campo acústico foi $1,8 \times 10^6$ Pa.

Em todas as simulações o sinal resultante de acionamento do elemento ativo foi muito similar à função de excitação escolhida, e em todos os demais

elementos resultou algum sinal de acionamento, porém, com distorção; a distorção aumentava com a distância entre um dado anel e o elemento estimulado. As Figuras 4.31 e 4.32 mostram o perfil do campo acústico dos transdutores simulados com a configuração descrita acima.

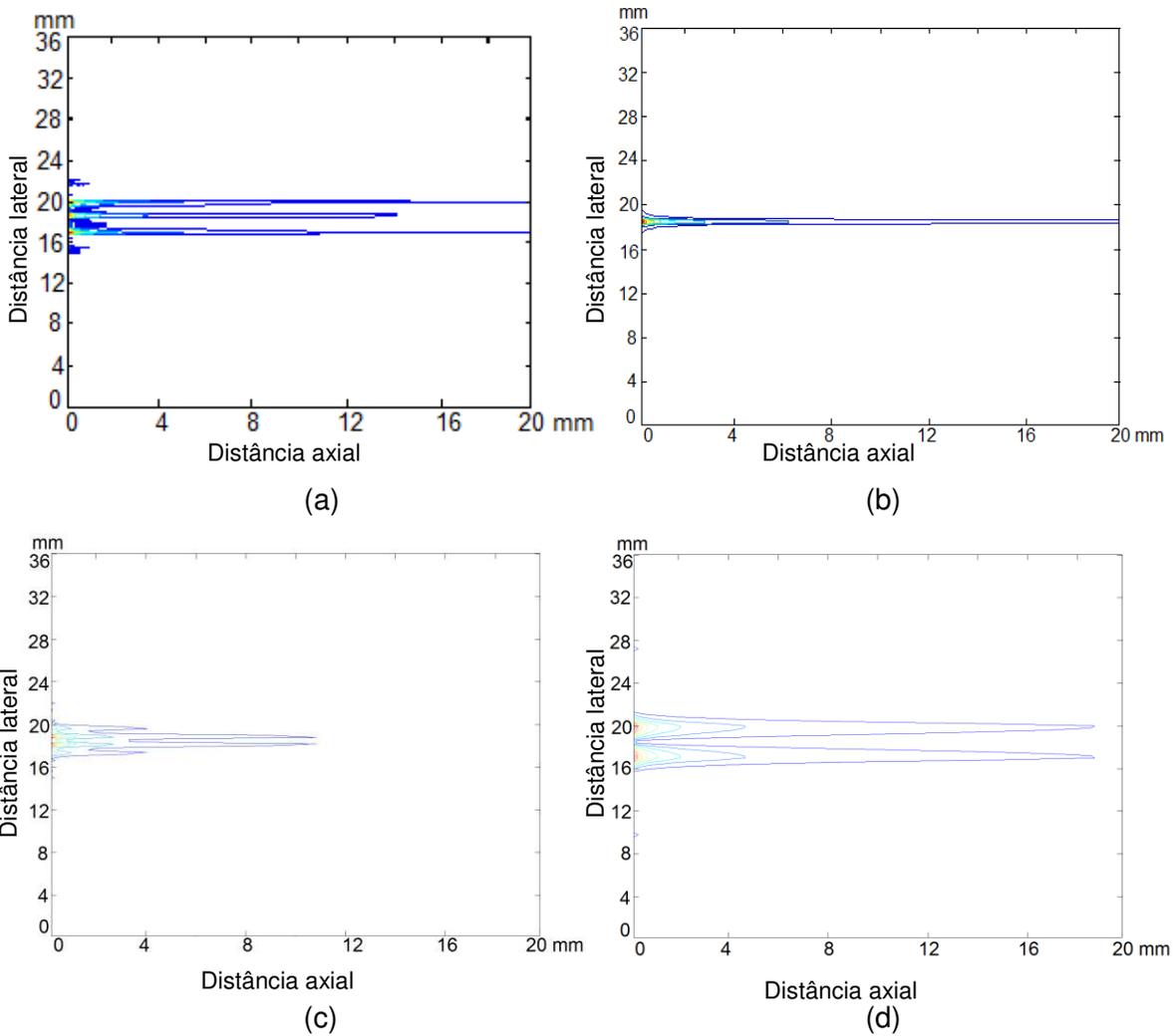


Figura 4.31 Perfil do campo acústico do transdutor quando (a) todos os elementos foram estimulados; (b) somente o primeiro elemento foi acionado; (c) somente o segundo elemento foi acionado; e (d) somente o terceiro elemento foi acionado.

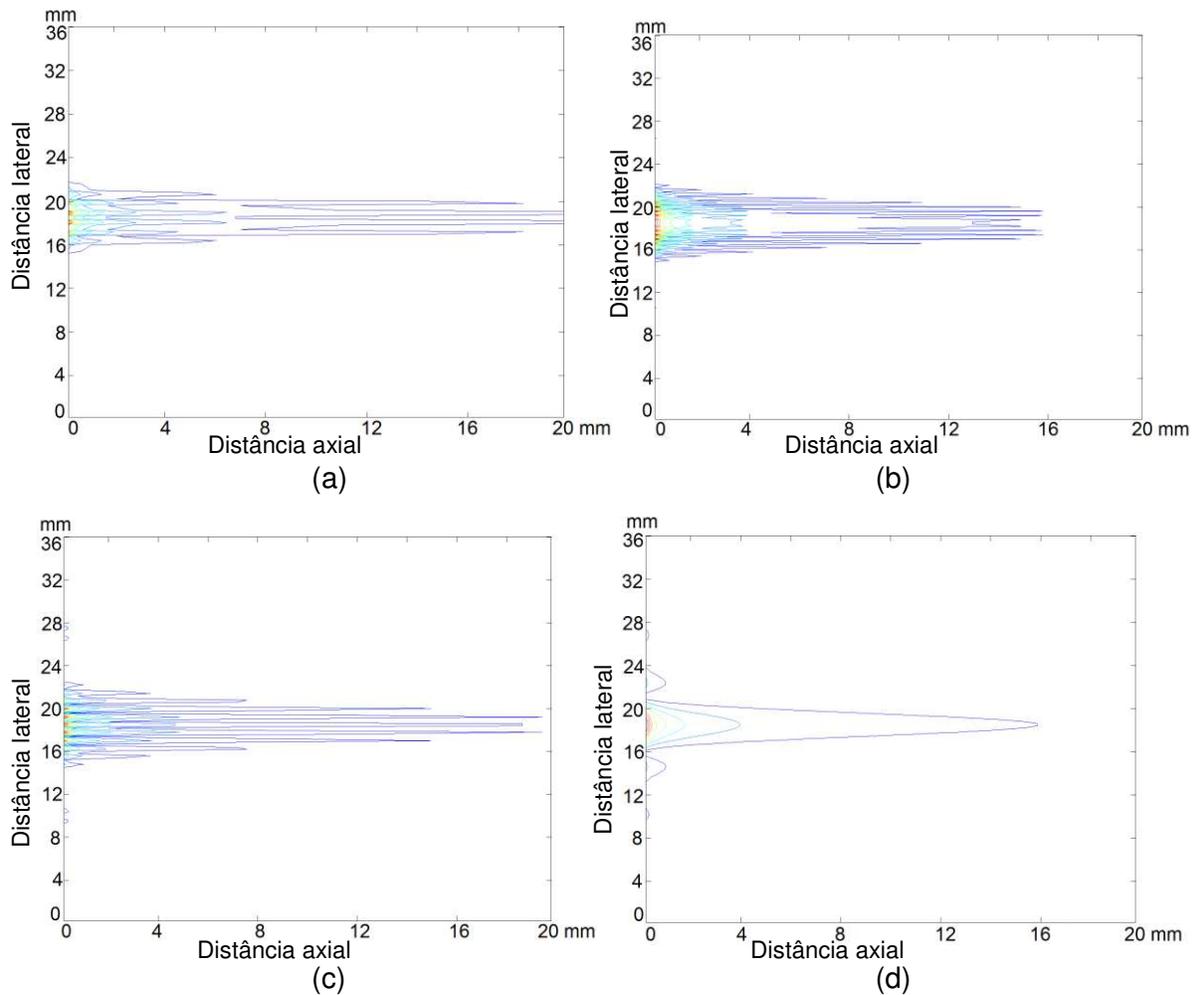


Figura 4.32 Perfil do campo acústico do transdutor variando o elemento ativo. Acionando somente o (a) quarto elemento; (b) quinto elemento; (c) sexto elemento; e (d) sétimo elemento.

4.2.3. Simulações com elementos anulares de mesma área de PVDF (simulação 10)

A Tabela 4.7 apresenta os resultados das simulações dos campos acústicos dos transdutores de *array* anular sendo o elemento piezoelétrico um filme de PVDF, os valores de pressão são dados em pascal, e a profundidade do campo em milímetro. O *array* é definido pelos eletrodos que são formados pela

deposição de uma camada metálica no filme (Brown *et al.*, 2004). Nessas simulações foram feitas variações no número de elementos do *array* e também da composição do material da camada de retaguarda, tendo todos os anéis a mesma área.

Nas simulações feitas para transdutor com cinco anéis o campo acústico resultou bem estreito e o maior pico de pressão do campo e a maior amplitude média do campo foram obtidos com camada de retaguarda composta por epóxi e Araldite®; a menor amplitude média, o menor pico de pressão e a maior profundidade do campo foram obtidos com camada de retaguarda de ferro, e a menor profundidade foi obtida quando esta camada era composta apenas de epóxi MY753.

Para o transdutor com seis anéis, as simulações mostraram um campo acústico colimado; o maior pico de pressão foi obtido com a camada de retaguarda de epóxi e Araldite®, seguido do valor obtido com camada de retaguarda de tungstênio; o maior valor da amplitude média do campo foi obtido com camada de retaguarda de tungstênio, seguido do valor obtido para camada de epóxi e Araldite®; os menores valores do pico de pressão e da amplitude média do campo foram obtidos com a camada de retaguarda do material descrito por Auld (1973), que utilizava um polímero; e a menor profundidade do campo resultou quando a camada era composta de epóxi e Araldite®.

As simulações do campo acústico do transdutor com sete anéis também resultaram em campo acústico estreito. Os maiores valores do pico de pressão e da amplitude média do campo resultaram nas simulações em que a camada de retaguarda era de ferro, epóxi e Araldite® e tungstênio (valores próximos). A menor amplitude média, o menor pico de pressão e a menor profundidade do campo foram obtidos com a camada de retaguarda definida por Auld (1973).

Tabela 4.7. Resultados das simulações dos transdutores de anéis de mesma área de PVDF, com alteração da camada de retaguarda.

Nº de Anéis	Material do Backing	Pico de Pressão (MPa)	Amplitude Média (MPa)	Profundidade (mm)
5	Epóxi (Auld, 1973)	0,632	0,440	8,12
	Epóxi e Araldite®	1,200	0,800	7,31
	Alumina	0,665	0,460	8,93
	Epóxi MY753	0,297	0,210	7,11
	Ferro	0,104	0,070	20,30
	Tungstênio	0,190	0,136	18,37
	Madeira	0,670	0,480	9,14
6	Epóxi (Auld, 1973)	0,554	0,390	20,30
	Epóxi e Araldite®	1,200	0,800	7,31
	Alumina	1,100	0,760	20,30
	Epóxi MY753	1,010	0,660	20,30
	Ferro	1,110	0,760	20,30
	Tungstênio	1,160	0,820	20,30
	Madeira	1,100	0,740	20,30
7	Epóxi (Auld, 1973)	0,302	0,200	7,41
	Epóxi e Araldite®	0,642	0,440	8,32
	Alumina	0,546	0,370	20,30
	Epóxi MY753	0,540	0,360	20,30
	Ferro	0,646	0,450	8,53
	Tungstênio	0,638	0,440	8,32
	Madeira	0,541	0,370	20,30
8	Epóxi (Auld, 1973)	0,498	0,350	20,30
	Epóxi e Araldite®	1,080	0,750	20,30
	Alumina	0,916	0,640	17,05
	Epóxi MY753	0,905	0,630	16,65
	Ferro	1,000	6,700	20,30
	Tungstênio	0,107	0,720	20,30
	Madeira	0,908	0,630	16,75
10	Epóxi (Auld, 1973)	0,605	0,400	7,41
	Epóxi e Araldite®	1,130	0,790	20,30
	Alumina	0,944	0,660	18,07
	Epóxi MY753	0,931	0,650	17,66
	Ferro	1,040	0,700	20,30
	Tungstênio	1,120	0,790	20,30
	Madeira	0,934	0,650	17,66

O campo acústico simulado com o transdutor de oito anéis mostrou-se bem colimado. Os maiores valores do pico de pressão do campo foram obtidos nas simulações com a camada de retaguarda composta por ferro e epóxi junto com Araldite®. O menor valor do pico de pressão do campo foi obtido com a camada de retaguarda de tungstênio; e a menor profundidade do campo foi obtida com a camada de retaguarda de epóxi MY753.

As simulações do campo acústico gerado pelo transdutor com dez anéis mostraram os maiores valores do pico de pressão do campo com as camadas de retaguarda de epóxi e Araldite®, tungstênio e ferro, respectivamente (valores próximos). O maior valor da amplitude média do campo foi observado quando a camada de retaguarda era composta de epóxi e Araldite® e de tungstênio. O menor valor de profundidade, de amplitude média e pico de pressão do campo acústico foi obtido quando a camada de retaguarda era do material definido por Auld (1973).

Capítulo 5 – Discussão e Conclusão

5.1. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com elementos anulares de PZT- 5H de mesma largura (simulação 1)

Nas simulações de transdutores com anéis de mesma largura, a normalização da intensidade do campo acústico dificultou as comparações do desempenho dos transdutores simulados, quanto à intensidade e pico de pressão do campo acústico e alcance dos contornos de -3 dB, -6 dB e -20 dB. Porém foi possível observar, para todas as configurações de transdutores simuladas, que em uma determinada faixa de frequências, o campo acústico apresentava menos lóbulos laterais que no restante (vide resultados da simulação 1 mostrados no item 4.1 do capítulo 4), mostrando que a frequência de excitação influencia o comportamento do campo acústico em transdutores formados por *arrays* anulares. Esse comportamento também é citado por Angelsen *et al.* (1995), Bourriot *et al.* (1997); Norton (2002); Ketterling *et al.* (2005).

Para as configurações com anéis de mesma largura não foram feitas mais simulações, e a geometria dos anéis foi alterada, priorizando transdutores com elementos anulares de mesma área. Os testes iniciais foram úteis para familiarização com o programa PZFlex®, e para testar os códigos que foram criados para as simulações no mesmo *software*, além da geração de arquivos que seriam utilizados no Matlab®.

5.2. Simulações de *arrays* tipo *kerf* e *kerfless* com elementos anulares de mesma área de PZT-5H

Após as primeiras simulações, passou-se a simular transdutores com elementos ativos formados por anéis de mesma área, devido às vantagens já citadas no capítulo 3. Para esta geometria foram feitas variações no material piezoelétrico que foi simulado com PZT-5H e filme de PVDF, no processo de construção dos anéis – com separação física entre os elementos e sem espaçamento físico entre os elementos, além da variação da composição da camada de retaguarda, do número de elementos excitados, da função de excitação e da excitação não simultânea dos elementos.

5.2.1. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação da frequência de excitação (simulação 2)

Os resultados obtidos com simulações de transdutores com anéis cerâmicos de PZT-5H, de mesma área, com separação física entre os elementos e variando somente a frequência de estimulação, mostraram campos acústicos com intensidade da ordem de mega pascal e não se observou qualquer comportamento associado ao aumento da frequência. Os campos acústicos de transdutores com cinco, seis, oito e dez anéis e excitação igual a 50 MHz apresentam intensidade menor que nas demais frequências; nas simulações com seis e oito elementos ativos, a maior intensidade do campo ocorreu para frequência de 30 MHz, enquanto os campos dos transdutores com cinco e dez anéis ativos apresentaram amplitude maior em 40 MHz.

A simulação com o transdutor com sete anéis apresentou a mesma intensidade para excitação em 30 MHz e 40 MHz, e intensidade maior na frequência de 50 MHz. Em nenhuma dessas simulações se observou o comportamento de região de campo próximo, de intensidade de campo variável

com presença de picos e vales, resultantes de interferências construtivas e destrutivas, respectivamente. Independente do número de elementos ativos que compunha o *array* anular (5, 6, 7, 8 ou 10 anéis), na frequência de 30 MHz o campo acústico não apresentou lóbulos laterais; este comportamento de campo acústico também é descrito por Brown e Lockwood (2005). Em 40 MHz o campo acústico dos transdutores simulados com cinco, oito e dez anéis apresentou lóbulos laterais, e em 50 MHz somente o transdutor simulado com sete elementos ativos não apresentou lóbulos laterais. O campo acústico do transdutor simulado com sete anéis mostrou-se diferente das demais simulações, pois o campo era mais largo próximo à face do transdutor e menos colimado que nas outras simulações ao longo do eixo longitudinal, e também não apresentou lóbulos laterais em nenhuma frequência de excitação. Os resultados apresentados nessas simulações estão de acordo com aqueles descritos por Snook e Shrout (2003) e por Brown e Lockwood (2005).

5.2.2. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação do material da camada de retaguarda (simulação 3)

Nas simulações em que a principal variação foi a composição da camada de retaguarda dos transdutores, quando a camada era composta de uma mistura de epóxi e Araldite®, as intensidades dos campos acústicos foram menores que com as demais composições, exceto para o transdutor simulado com dez elementos ativos, no qual a menor intensidade foi com a camada de retaguarda composta de tungstênio. Os resultados de intensidade de campo obtidos com as camadas de retaguarda compostas de epóxi e madeira apresentaram, para todas as configurações de transdutores simulados, valores próximos, pois esses materiais possuem características de impedância acústica semelhantes. Os *arrays* anulares compostos de cinco e dez elementos ativos apresentaram lóbulos laterais de baixa intensidade para todas as camadas de

retaguarda usadas, enquanto o transdutor simulado de seis anéis não apresentou lóbulos laterais para nenhuma composição da camada de retaguarda. As simulações dos transdutores com sete anéis apresentaram campo acústico diferenciado dos demais, sendo menos colimado e mais largo na base (próximo à face do transdutor), apresentando lóbulos laterais quando as camadas de retaguarda eram de epóxi e tungstênio. O campo acústico do *array* composto por oito anéis concêntricos apresentou lóbulos laterais na simulação da camada de retaguarda composta de ferro. As características acústicas dos materiais usados na camada de retaguarda justificam os resultados encontrados: madeira e epóxi são materiais porosos que causam atenuação da pressão acústica; El-Tantawy e Sung (2003) encontram resultados semelhantes para materiais com maior porosidade. Os resultados obtidos estão de acordo com Jain *et al.* (1998) que observou amplitudes de pressão acústica acima de 3 MPa com esses materiais na camada de retaguarda. Grewe *et al.* (1990), Wang *et al.* (2001) descreveram resultados semelhantes de dependência do campo conforme a impedância acústica dos materiais que compõem a camada de retaguarda.

5.2.3. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 4)

Nos transdutores simulados com separação física entre os elementos de PZT-5H, anéis de mesma área e com todos os elementos ativados simultaneamente por funções de excitação variadas, quando a função era senoidal, a intensidade do campo acústico resultou maior que com as demais funções. Isso pode ser explicado pelo fato dessa função ser contínua no tempo, e com isso, os elementos permanecerem ativados por um tempo maior que com outras funções, delimitadas no tempo (vide Figuras 3.4, 3.6 e 3.7). A amplitude de pressão acústica foi menor nas simulações com a função de excitação Gauss, para todos os transdutores.

5.2.4. Simulações de *arrays* tipo *kerf* com variação do número de elementos ativos (simulação 5)

Quando foram simulados transdutores com espaçamento físico entre os elementos de mesma área, sem variar a camada de retaguarda e com excitação independente dos elementos ativos do transdutor, deixando gradativamente os elementos em circuito aberto, só se observou lóbulos laterais para o transdutor composto de dez anéis concêntricos, quando apenas o primeiro elemento foi deixado em circuito aberto. Como era esperado, quando todos os elementos foram estimulados simultaneamente, a pressão do campo acústico foi maior do que nas demais configurações em que havia elementos em circuito aberto. Porém não se observou linearidade quanto ao número de elementos deixados em aberto, ou seja, a intensidade do campo acústico não aumentou proporcionalmente com o gradativo aumento de elementos ativados no transdutor; somente as simulações do transdutor com sete anéis apresentaram pressão do campo acústico decrescente conforme se aumentava o número de elementos sem estímulo. Snook e Shrout (2003) encontraram um *crosstalk* entre os elementos do array anular entre -22 dB e -40 dB em toda a banda passante, com o valor máximo em torno 40 MHz, confirmando os resultados encontrados.

Nessas simulações também foi observada a resposta de tensão e carga nos elementos segundo a função de excitação. As funções de excitação *Blackman*, *Seno* e *Wavelet* resultaram em respostas de tensão e carga nos elementos similares, enquanto as respostas para a função *step* foram em forma de uma rampa de amplitude crescente como era esperado, pois a rampa é a integral da função degrau (Ogata, 1993). As respostas de carga e tensão quando a estimulação era feita com a função Gauss se apresentaram como uma rampa com declividade negativa de acordo com Crombie *et al.* (1997); San Emeterio *et al.* (2004), Lockwood e Foster (1994).

5.2.5. Simulação de *arrays* tipo *kerf* com sete elementos com variação no espaçamento dos anéis e do número de elementos ativos (simulação 6)

Nas simulações de transdutores com sete anéis concêntricos se observou que os sinais acústicos obtidos nos elementos individualmente seguiram a função de excitação, e as transformadas de Fourier dos sinais tinham espectro de frequência similar ao da função de estimulação. Quanto às características do campo acústico, quando era aplicado um atraso entre os elementos durante a excitação, a pressão acústica do campo era maior e sem lóbulos laterais, quando o espaçamento entre os anéis era de 0,30 mm; o comportamento inverso foi observado quando o espaçamento era de 0,50 mm e se observou a presença de muitos lóbulos laterais nessas simulações. Brown e Lockwood (2005) observaram efeito semelhante causado pelo aumento do espaçamento entre os elementos em um *array* anular de dez elementos.

5.2.6. Simulações de *arrays* com variação da função de excitação dos transdutores (simulação 7)

Os resultados das simulações do campo acústico dos transdutores compostos de anéis concêntricos de mesma área, *kerfless*, variando a função de excitação, mostraram que a função de excitação seno foi a que resultou nos maiores valores de pressão do campo acústico, enquanto os menores valores foram obtidos com a função Gauss. Este comportamento foi o mesmo observado com os transdutores com espaçamento físico entre os elementos, confirmando que a função de excitação não implica em alterações no acoplamento eletromecânico dos elementos.

5.2.7. Simulações de *arrays* com variação do número de elementos ativos (simulação 8)

Nas simulações de transdutores com elementos de mesma área, sem espaçamento físico entre os elementos, e com variação na excitação dos elementos, pode-se observar que quando todos os elementos eram excitados, a amplitude do pico de pressão foi maior do que quando alguns elementos não eram estimulados. Não se observou um comportamento linear da intensidade de campo quanto ao número de elementos excitados, excetuando a simulação com o transdutor de sete elementos, na qual, à medida que mais elementos iam ficando em circuito aberto, menor era a pressão do campo acústico. Esses resultados são similares aos dos transdutores *kerfless* simulados, mostrando que este aspecto de construção do transdutor não influencia esse comportamento (Démoré e Lockwood, 2005; Démoré *et al.*, 2006; Morton e Lockwood, 2002).

5.2.8. Simulações de *arrays* com sete elementos (simulação 9)

Para a simulação com transdutores de sete anéis de mesma área, sem espaçamento físico entre eles, e distância entre os eletrodos de 0,3 mm, 0,4 mm e 0,5 mm, com todos os elementos estimulados simultaneamente, o campo acústico apresentou dois lóbulos laterais maiores que o feixe principal. Este comportamento é bem diverso do observado com a mesma configuração de transdutor com espaçamento físico entre os anéis, indicando que o acoplamento eletromecânico interfere na geração do campo acústico. Efeitos semelhantes de *crosstalk* e do espaçamento entre os elementos de um *array* anular *kerfless* foram descritos por Démoré e Lockwood, (2005) e Démoré *et al.* (2006).

Na simulação dos transdutores de sete anéis de mesma área, sem espaçamento físico entre eles, independente da distância entre os eletrodos dos elementos ativos, com os elementos estimulados independentemente uns dos

outros, foi observada a presença de muitos lóbulos laterais; essa característica era mais evidente para um número par de anéis excitados. Para um número ímpar de elementos ativos obteve-se um feixe principal mais intenso e definido do que com número par de anéis excitados. Quando o terceiro anel foi estimulado, o campo apresentou dois feixes principais bem definidos e sem lóbulos laterais. Também pode ser notado o acoplamento eletromecânico entre os elementos, ao se visualizar o sinal de pressão em cada elemento do transdutor. Como pode ser observado nos transdutores *kerfless*, quando somente um elemento era excitado, em todos os demais se registrava um sinal, indicando que há interferência entre os elementos; além disso, esse sinal era maior nos elementos mais próximos ao anel estimulado do que nos elementos mais distantes. Quando todos os elementos eram estimulados simultaneamente, a pressão acústica no campo foi maior que com os elementos estimulados individualmente, como era esperado. Brown, Morton e Lockwood (2003) observaram um bom padrão de radiação do campo acústico, apesar de um grande acoplamento elétrico e mecânico em *array* anular *kerfless* de sete elementos. E de modo semelhante ao que ocorreu nos transdutores com espaçamento físico entre os elementos, quando os elementos foram excitados individualmente, não se observou um comportamento padrão em relação à intensidade do campo acústico; a amplitude de pressão do campo mostrou a tendência de diminuir conforme os anéis iam se afastando do centro, porém o 3º. e o 5º. anéis tinham amplitudes menores que o 4º. e o 6º., respectivamente. Não foram observadas diferenças no comportamento do campo acústico quanto à variação do espaçamento entre os anéis, mostrando que a distinção fica somente na facilidade de construção do transdutor com espaçamentos maiores.

5.3. Simulações de *arrays* com elementos anulares de PVDF (simulação 10)

Os resultados das simulações dos campos acústicos dos transdutores de *array* anular, com elemento piezoelétrico de filme de PVDF, mostraram campos com perfil colimado, sem lóbulos laterais. Quanto à análise da amplitude de pressão do campo acústico, quando o material da camada de retaguarda era composto por uma mistura de epóxi (com as características dadas por Auld, 1973) a amplitude era menor que os demais materiais, exceto para o transdutor composto por cinco anéis, que foi com a camada de ferro. A camada de retaguarda composta por uma mistura de epóxi e Araldite (Shaulov *et al.*, 1989) foi a que resultou nos maiores valores de intensidade de pressão do campo, exceto para o transdutor simulado com sete anéis com camada de ferro. Ketterling *et al.* (2005) obtiveram resultados semelhantes com a camada de retaguarda de epóxi. Ackermann e Schmitz (2012) descreveram resultados semelhantes quanto à profundidade de campo.

5.4. Conclusão

Devido ao fato da simulação do transdutor com sete anéis (*kerfless*) ter apresentado o melhor comportamento do campo acústico em relação ao número de elementos ativos (5, 6, 8 e 10), quando eram analisados a intensidade do campo, a presença de lóbulos laterais, e o perfil do campo acústico no plano XY, esta configuração foi a mais estudada, resultando em simulações específicas para este tipo de *array*. Quanto ao material da camada de retaguarda, como a mistura de epóxi e Araldite® apresentou valores mais elevados de amplitude do campo acústico, esse foi o material utilizado nas simulações dos transdutores com sete anéis. Quanto à frequência de excitação, a opção por 30 MHz foi em função das restrições da relação diâmetro / espessura da cerâmica PZT-5H. Em relação à função de excitação, a escolha pela função *Wavelet* foi devido às características das respostas obtidas quando os elementos eram estimulados por essa função.

Portanto, a partir dos resultados obtidos nas simulações feitas neste trabalho, a configuração indicada para a construção de um transdutor *array* anular de alta frequência para caracterização de tecidos é o *array* anular *kerfless* com sete elementos ativos de PZT-5H, excitado na frequência de 30MHz com a função *Wavelet*, com camada de retaguarda de epóxi e Araldite® (características dadas por Jain *et al.*,1998), podendo acionar todos os elementos simultaneamente ou com atraso.

A contribuição deste trabalho está nos resultados das simulações do campo acústico gerado por transdutores do tipo *array* anular construídos com e sem espaçamento entre os anéis, com camadas de retaguarda constituídas de diversos materiais, com diferentes configurações de número de anéis e do espaçamento entre anéis, excitados em diferentes modos (todos os anéis e combinações de número de anéis ativados), por variados formatos de onda e defasagens no tempo na ordem de ativação dos elementos; também foram estudados dois tipos de materiais piezoelétricos: cerâmico, PZT-5H e polímero PVDF.

Como não foi possível construir o transdutor simulado nos laboratórios da Ruhr-Universität Bochum, durante o período de um ano de vigência da bolsa, e no Brasil não havia disponibilidade de material e tecnologia para sua construção, fica a sugestão de, em trabalhos futuros, se construir transdutores com a configuração definida neste trabalho e realizar a caracterização dos mesmos, para viabilizar a comparação de medições reais com os resultados das simulações executadas.

Capítulo 6 – Referências

ABBOUD, N.N.; WOJCIKK, G.L.; VAUGHAN, D.K.; MOULD, J.; POWELL, D.J.; NIKODYM, L. Finite Element Modeling for Ultrasonic Transducers. **Proc. SPIE Int. Symp. Medical Imaging 1998**, San Diego, feb 21-27, 1998, 24p.

ACKERMANN, D.; SCHMITZ, G. Investigation of kerfless PZT and PVDF based ultrasound arrays. **Biomedizinische Technik / Biomedical Engineering**, vol. 57(5), pp 119-122, 2012.

AERO-TECH REPORTS - Ultrasonic Transducer Performance Parameters. Effects on Diagnostic Imaging: Multiple Matching Layer Theory and Application., 4 p, 1980.

ANGELSEN, B.A.J.; TORP, H.; HOLM, S., KRISTOFFERSEN, K., WHITTINGHAM, T.A. Which Transducer Array is Best?. **European Journal of Ultrasound**, vol. 2, pp 151-164, 1995.

ASTM E-1065 (1999). **Standard Guide for Evaluating Characteristics of Ultrasonic Search Units**, 121p.

ATTIYA, Ahmed M.; EL-DIWANY, Essam A.; SHAARAWI, Amr M. Propagation of X-wave in a planar layered medium. In: 16th National Radio Science Conference, NRSC'99- Ain Shams University, Feb. 23-25, 1999, Cairo, Egypt 1999, pp. B2-1-B2-11.

AULD, Bertram A. **Acoustic Field and Waves in Solids**, New York: John Wiley and Sons, 1973.

BERSON, M.; GRÉGOIRE, J.M.; GENS, F.; RATEAU, J.; JAMET, F.; VAILLANT, L.; TRANQUART, F.; POURCELOT, L. High Frequency (20 MHz) Ultrasonic Devices: Advantages and Application. In: **European Journal of Ultrasound**, vol. 10, 1999, pp. 53-63, 1999.

BRONZINO, Joseph D. **Biomedical engineering and instrumentation: Basic concepts and applications**. ed. By PWS Engineering, Boston, 481p, 1986.

BROWN, J.A.; MORTON, C.E.; LOCKWOOD, G.R. Fabrication and performance of 40-60 MHz annular arrays. In: **Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 869-872, 2003.

BROWN, J.A.; DÉMORÉ, C.E.M.; LOCKWOOD, G.R. Design and Fabrication of Annular Arrays for High-Frequency Ultrasound. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 51, no.8, pp 1010-1017, 2004.

BROWN, J.A.; LOCKWOOD, G.R. Design of Sparse Annular Arrays for High-Frequency Imaging. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 125-128, 2005.

BOURRIOT, N.; BALLANDRAS, S.; STEICHEN, W.; PIWAKOWSKI, B.; GELLY, J.F.; PIRANDA, B.; MÜKSCH, R. Design and Fabrication of a Miniaturized Annular Array. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp 1713-1716, pp 1713-1716, 1997.

CANNATA, J.M.; RITTER, T. A.; CHEN, W. H.; SILVERMAN, R.H.; SHUNG, K.K. Design of Efficient, Broadband Single-Element (20-80MHz) Ultrasonic Transducers for Medical Imaging Applications. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 50, n. 11, pp. 1548-1557, 2003.

CHAN, K. **Pzflex Beginner's Guide**. Weidlinger Associates, [SI], [S.n.], 2011.

CHEN, S.Y.; LIU, J.H.; LI, P.C. Frequency-adjusted Fresnel lens design for a broadband transducer with varying thickness. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp 1789-1792, 2008.

CHEN, W.H.; SNOOK, K.A.; CAO, P.; SHUNG, K.K. Design and Development of a 30MHz Six-Channel Annular Array Ultrasound Backscatter Microscope. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp 621-624, 2002.

CHRISTENSEN, D. A. **Ultrasonic Bioinstrumentation**, New York, John Wiley & Sons. 235p. 1988.

CROMBIE, P.; BASCOM, P.A.J.; COBBOLD, R.S.C. Calculating the Pulse Response of Linear Arrays: Accuracy Versus Computational Efficiency. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 44, n.5, pp. 997-1009, 1997.

DÉMORÉ, C. E. M.; LOCKWOOD, G. R. An investigation of the effective width of elements in kerfless annular arrays. In: **Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 113-116, 2005.

DÉMORÉ, C.E.M.; BROWN, J.A.; LOCKWOOD, G.R. Investigation of Cross Talk in Kerfless Annular Arrays for High-Frequency Imaging. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 53, n. 5, pp. 1046-1056, 2006.

DUPENLOUP, F.; CHAPELON, J.Y.; CATHIGNOL, D.J.; SAPOZHNIKOV, O.A. Reduction of the Grating Lobes of Annular Arrays Used in Focused Ultrasound

Surgery. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 43, no. 6, pp. 991-998, 1996.

EL-TANTAWY, F.; SUNG, Y.K. A novel ultrasonic transducer backing from porous epoxy resin–titanium–silane coupling agent and plasticizer composites. In: **Materials Letters**, vol. 58, pp 154-158, 2003.

FELEPPA, E. J.; YAREMKO, M.M. Ultrasonic Tissue Characterization for Diagnosis and Monitoring. In: **IEEE- Engineering in Medicine and Biology Magazine**, December 1987, pp 18 –26, 1987.

FOSTER, F.S.; HARASIEWICZ, K.A.; SHERAR, M.D. A History of Medical and Biological Imaging with Polyvinylidene Fluoride (PVDF) Transducers. In: **IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol.47, no6, pp 1363-1371, 2000.

GOTTLIEB, E.J.; CANNATA, J.M.; HU, C.H.; SHUNG, K.K. Development of High-Frequency (>50MHz) Copolymer Annular-Array, Ultrasound Transducer. In: **IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol.53, no. 5, pp 1037-1045, 2006.

GREWE, M.G.; GURURAJA, T.R.; SHROUT, T.R.; NEWNHAM, R.E. Acoustic Properties of particle/polymer composites for ultrasonic transducer backing applications. In: **IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol.37, no. 6, pp 506-514, 1990.

HAYKIN, S.; VAN VEEN, B.; SANTOS, J. C. B. (tradução). **Sinais e Sistemas**. Porto Alegre, ed. Bookman, 2001.

HOLM, S. Bessel and Conical Beams and Approximation with Annular Arrays. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 45, no.3, pp 712-718, 1998, 1998.

JAIN, S.K.; GUPTA, R.; CHANDRA, S. Evaluation of Acoustical Characteristics of Ultrasonic Transducer Backing Materials at High Hydrostatic Pressures. In: **Ultrasonics**, vol.36, pp 37-40, 1998.

JENSEN, J.A. **Users' guide for the Field II program**. Lyngby, Denmark, 2001. Disponível em <<http://www.es.oersted.dtu.dk/staff/jaj/field/>>, acessado em 07/05/2007.

JENSEN, J.A.; SVENDSEN, N.B. Calculation of Pressure Fields from Arbitrarily Shaped, Apodized, and Excited Ultrasound Transducers. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol.39, no. 2, pp 262-267, 1992.

KASPRZAK, H. T.; ISKANDER, D. R. Ultrasonic Measurement of Fine Head Movements in a Standard Ophthalmic Headrest. In: **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, vol. 59, no.1, pp 164-170, 2010.

KETTERLING, J.A.; ARISTIZÁBAL, O.; TURNBULL, D.H.; LIZZI, F.L. Design and Fabrication of a 40MHz Annular Array Transducer. In: **IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, 2005, pp 672-681, 2005.

KINSLER, L.E.; FREY, A.R.; COPPENS, A.B.; SANDERS, J.V. **Fundamentals of Acoustics**. 4th.ed., ed. By John Wiley & Sons, 548p, 2000.

KÖCIS, S.; FIGURA, Z. **Ultrasonic Measurements and Technologies**, London, ed. Chapman & Hall, 218p, 1996.

LACH,M.; PLATTE, M.; RIES, A. Piezoelectric material for ultrasonic probes. In NDTnet, vol. 1., no. 09, 5p, 1996.

LeDET, E.G.; ZANELLI, C.I. A Novel, Rapid Method to Measure the Effective Aperture of Array Elements. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 1077-1080, 1999.

LOCKWOOD, G.R.; FOSTER, F.S. Modeling and Optimization of High-Frequency Ultrasound Transducers. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v.41, n.2, pp. 225-230, 1994.

LU, J. Y.; GREENLEAF, J. F. Nondiffracting X waves-exact solutions to free-space scalar wave equation and their finite aperture realizations. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v.39, n.1, pp.19-31. 1992.

LU, J.; GREENLEAF, J.F. A study of Two-Dimensional Array Transducers for Limited Diffraction Beams. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 41, no.5, pp 724-739, 1994.

MAMOU, J.; ARISTIZABAL, O.; SILVERMAN, R. H.; KETTERLING, J.A. A perspective on high-frequency ultrasound for medical applications. In: **Physics Procedia**, vol. 3, pp 289-295, 2010.

MAMOU, J.; KETTERLING, J.A. Coded Excitation and Annular Arrays for High-Frequency Ultrasound Imaging. In: **Proceedings of the 28th. IEEE EMBS Annual International Conference**, pp 2408-2411, 2006.

MCDICKEN, W. N. **Diagnostic Ultrasound Principles and Use of Instruments**. p.381. 1981.

MORTON, C.E.; LOCKWOOD, G.R. Design of a 40MHz Annular Array. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 1135-1138, 2001.

NAESHOLM, S.P.; JOHANSEN, T.F.; ANGELSEN, B.A.J. An Annular Array Design Proposal with Multiple Geometric Pre-foci. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 56, no. 1, pp 146-155, 2009.

NGUYEN, N.T.; LETHIECQ, M.; KARLSSON, B.; PATAT, F. Highly Attenuative Rubber Modified Epoxy for Ultrasonic Transducer Backing Applications. In: **Ultrasonics**, vol.34, pp 669-675, 1996.

NORTON, Stephen J. Synthetic Aperture Imaging with Arrays of Arbitrary Shape - Part II: The Annular Array. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 49., no.4, 2002, pp 404-408, 2002.

OGATA, Katsuhiko. **Engenharia de Controle Moderno**. 2ª edição, ed. by Editora Prentice Hall do Brasil Ltda., Rio de Janeiro, 1993.

OLYMPUS, 2013a. Disponível em <<http://www.olympus-ims.com/pt/ndt-tutorials/transducers/pa-beam/steering>>. Acessado em 25/06/2013.

OLYMPUS, 2013b. Disponível em <<http://www.olympus-ims.com/pt/ndt-tutorials/transducers/characteristics/>>. Acessado em 25/06/2013.

OLYMPUS, 201c. Disponível em <<http://www.olympus-ims.com/pt/ndt-tutorials/transducers/inside/>>. Acessado em 25/06/2013.

OLYMPUS, 201d. Disponível em <http://www.olympus-ims.com/data/Image/EffectiveAperture_group.jpg>. Acessado em 25/06/2013.

OLYMPUS, 201e. Disponível em <<http://www.olympus-ims.com/pt/ndt-tutorials/transducers/pa-beam/steering>>. Acessado em 25/06/2013.

PANG, G.; SAYER, M.; LOCKWOOD, G.R.; WATT, M. Fabrication on PZT Sol Gel Composite Ultrasonic Transducers Using Batch Fabrication Micromolding. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 53, no. 9, pp 1679-1684, 2006.

PZFLEX, 2013. Disponível em <www.pzflex.com>. Acessado em 15/05/2013.

QIAN, Y.; HARRIS, R.; BEEBY, S.P. Design of a Novel High Frequency Ultrasound Annular Array. In: **Procedia Chemistry**, vol.1, pp 413-416, 2009.

RAMACHANDRAN, S.; KETTERLING, J.A. A Comparison of Acoustic Beam Properties of a High-Frequency Annular and Linear Array. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp 1689-1692, 2007.

RAMACHANDRAN, S.; KETTERLING, J.A.; LIZZI, F.L.; ARISTIZÁBAL, O.; TURNBULL, D.H. Implementation of Digital Synthetic Aperture Technique for a High Frequency Annular Array Transducer. In: **IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference**, pp. 2065-2068, 2004.

SAN EMETERIO, J.L.; RAMOS, A.; SANZ, P.T.; RUÍZ, A.; AZBAID, A. Modeling NDT piezoelectric ultrasonic transmitters. In: **Ultrasonics**, vol. 42, pp 277-281, 2004.

SEIP, R.; CHIN, C.T.; HALL, C.S.; RAJU, B.I.; GHANEM, A.; TIEMANN, K. Targeted Ultrasound-Mediated Delivery of Nanoparticles: On the Development of a New HIFU-Based Therapy and Imaging Device. In: **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 57, no.1, pp 61-70, 2010.

SHAULOV, A.; SMITH, W.A.; ZOLA, J.; DORMAN, D. Curved Annular Array Transducers Made from Composite Piezoelectric Materials. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp 951-954, 1989.

SHUNG, K. Kirk. High Frequency Ultrasonic Imaging. In: **Journal Medical Ultrasound**, vol. 17(1), pp 25-30, 2009.

SILVERMAN, R.H.; KETTERLING, J. A.; COLEMAN, D. J. High-Frequency Ultrasonic Imaging of the Anterior Segment Using an Annular Array Transducer. In: **Ophthalmology**, vol. 114, No. 4, pp 816-822, 2006.

SNOOK, K.A.; SHROUT, T.R. Development of High Frequency Annular Arrays for Medical Imaging. In: **Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 865-868, 2003.

SONG, T.K.; PARK, S.B. A Closed-Form Field Analysis of a Broad-Band Annular Array; In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 36, no.6, pp 661- 671, 1989.

SZABO, Tomas L. **Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out**. Ed. by Academic Press, Londres, 571, 2004.

TALMAN, James R. Integrated-Circuit Implementation of a Matched-Cell Dynamic Focusing Architecture, for a 5-Channel, 50MHz Planar Annular Array. In: **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp 1109-1112, 2001.

WANG, H.; RITTER, T.; CAO, W.; SHUNG, K.K. High Frequency Properties of Passive Materials for Ultrasonic Transducers. In: **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 48, no.1, pp 78- 84, 2001.

WEBB, S. **The Physics of Medical Imaging**. p.633. 1988.

WEISS, M.D. **Medical Instruments and Apparatus; Biomedical Engineering**. Ed. by Chilton Book Co., Philadelphia, 286p,1973

WELLS, P.N.T. Current Status and Future Technical Advances of Ultrasonic Imaging. In: **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, set/oct, 2000, pp. 14-20, 2000.

APÊNDICES

E

ANEXO

APÊNDICES

A.1 - Matriz com as propriedades dos Materiais

```
c matr.val

c Parametros para simular array anular

c Define material coefficient scale factors

symb pizscal = 1. if noexist      /* scale factor for piezo stress
constants
symb stfscal = 1. if noexist      /* scale factor for stiffness
constants
symb epsscal = 1. if noexist      /* scale factor for dielectric
constants

symb freqdamp = 6.0e6 if noexist  /* specified frequency for
damping model

symb epvacm = 8.854e-12           /* dielectric constant for vacuum

c   Define baseline dielectric constants

symb bepxx = 1310.                /* dielectric constant
(constant strain)
symb bepzz = 1200.                /* dielectric constant
(constant strain)
symb brho  = 7820.                /* density
symb bqdma = 90.                  /* Mechanical Q at 1e6

c   define baseline stiffness coefficients

symb bc11 = 1.37e11                /* stiffness constant
(constant electric field)
symb bc33 = 1.26e11                /* stiffness constant
symb bc44 = 2.23e10                /* stiffness constant
symb bc12 = 0.879e11              /* stiffness constant
symb bc13 = 0.9230e11             /* stiffness constant
symb bc66 = .5 * ( $bc11 - $bc12 )
symb bc66 = 2.4779e10
```

```

c   define baseline piezoelectric coupling coefficients

symb bex5 = 16.054           /* coupling constant
symb bez1 = -9.440          /* coupling constant
symb bez3 = 22.495         /* coupling constant

symb epxx = $epvacm * $bepxx * $epsscal
symb epzz = $epvacm * $bepzz * $epsscal
symb c11 = $bc11 * $stfscal
symb c33 = $bc33 * $stfscal
symb c44 = $bc44 * $stfscal
symb c12 = $bc12 * $stfscal
symb c13 = $bc13 * $stfscal
symb c66 = $bc66 * $stfscal
symb ex5 = $bex5 * $pizscal
symb ez1 = $bez1 * $pizscal
symb ez3 = $bez3 * $pizscal

axis
defn posx car2 0. 0. 0. 1. 0. 0. 0. 1. 0.
defn negx car2 0. 0. 0. -1. 0. 0. 0. 1. 0.
defn posy car2 0. 0. 0. 0. 1. 0. 0. 0. 1.
defn negy car2 0. 0. 0. 0. -1. 0. 0. 0. 1.
defn posz car2 0. 0. 0. 0. 0. 1. 1. 0. 0.
defn negz car2 0. 0. 0. 0. 0. -1. 1. 0. 0.
end

c   Input material properties to program

matr

c   Select linear elastic material with general anisotropy

type lean

prop pzl $brho /* for PZT-5H
c   prop pzl 7600. /* for PZT-4
c   prop pzl 7750. /* for PZT-5A
c   prop pzl 7500 /* for PZT-8
$c11 $c12 $c13 0.0 0.0 0.0 $c11
$c13 0.0 0.0 0.0 $c33 0.0 0.0
0.0 $c44 0.0 0.0 $c44 0.0 $c66

c   assign material pzl dielectric properties in local system

elec pzl $epxx $epxx $epzz

piez pzl 1 5 $ex5 2 4 $ex5 3 1 $ez1 3 2 $ez1 3 3 $ez3

```

```

axis pz1 posx /* relate materials local system to global
system

wvsp on

type elas

prop back 5000. 3500. 1480. /* Properties for backing
prop mtch 2600. 2800. 1300. /* Properties for matching
prop watr 1000. 1540. 0. /* Properties for water
prop poly 1200. 2565. 1180. /* Properties for polymer

vdmp poly $freqdamp db 3. 8. 1000000. 1. 0.01
vdmp back $freqdamp db 15. 40. 3500000. 1. 0.001
vdmp mtch $freqdamp db 4. 10. 1000000. 1. 0.01
rdmp pz1 $freqdamp q 65. 65. 1000000. 1.

elec mtch $epvacm
elec back $epvacm

elec void $epvacm
elec watr $epvacm

end

```

A.2 - Código elaborado para simulação de um transdutor de oito anéis estimulados com a função seno

```
mem 712

titl anel  Flat PZT Transducer Anel8

c
c Flex input file to show modelling curved surfaces in cartesian
grid
c also shows application of electrodes in such cases
c
rest no                      /* no restart files saved

symb #get { lab1 } jobname
c
c Model parameters
c
symb wat1side = 0.5e-3        /* water width at edge
symb simtime = 0.2e-7        /* simulation runtime

symb freqint = 30.e6          /* frequency of interest
symb numelem = 20            /* Number of units per wavelength
at highest frequency of interest
symb velmin = 1500           /* Minimum velocity in materials
symb nloops = 10             /* number of pressure images to
plot during runtime

symb velo = 4350
symb slamb = $velo / $freqint

symb bck1thck = 4 * $slamb    /* backing thickness
symb blkthck = 0.5 * $slamb   /* pzt thickness
symb wat2thck = 14 * $slamb

symb dpthlens = $slamb / 4    /* matching thickness

symb raio1 = 1.22e-3          /* width of radius 1
symb raio2 = 0.50e-3          /* width of radius 2
symb raio3 = 0.38e-3          /* width of radius 3
symb raio4 = 0.32e-3          /* width of radius 4
symb raio5 = 0.28e-3          /* width of radius 5
symb raio6 = 0.25e-3          /* width of radius 6
symb raio7 = 0.23e-3          /* width of radius 7
symb raio8 = 0.21e-3          /* width of radius 8
symb blkwdthe = 30.0e-6
```

```

c symb blkwdt2 = ( $raio1 + $raio2 + $raio3 + $raio4 + $ raio5 +
$raio6 + $raio7 + $raio8 + ( $blkwdthe * 7 ) ) / 2.

symb blkwdt2 = ( 1.22e-3 + .43e-3 + 0.31e-3 + .25e-3 + .21e-3 +
.19e-3 + .17e-3 + .15e-3 + ( 7 * 30e-6 ) ) / 2
c
c Set x and y points
c
symb x1 = 0.
symb x2 = $x1 + $bck1thck
symb x3 = $x2 + $blkthck
symb x4 = $x3 + $dpthlens
symb x5 = $x4 + $wat2thck

symb y1 = 0.
symb y2 = $y1 + $raio1
symb y3 = $y2 + $blkwdthe
symb y4 = $y3 + $raio2
symb y5 = $y4 + $blkwdthe
symb y6 = $y5 + $raio3
symb y7 = $y6 + $blkwdthe
symb y8 = $y7 + $raio4
symb y9 = $y8 + $blkwdthe
symb y10 = $y9 + $raio5
symb y11 = $y10 + $blkwdthe
symb y12 = $y11 + $raio6
symb y13 = $y12 + $blkwdthe
symb y14 = $y13 + $raio7
symb y15 = $y14 + $blkwdthe
symb y16 = $y15 + $raio8
symb y17 = $y16 + $wat1side

c Generate rough box size from frequency, velocities and number of
elements/wavelength
c
symb freqmax = 2.0 * $freqint /* Maximum frequency of interest
symb freqdamp = $freqint /* Set damping frequency

symb wavemin = $velmin / $freqmax /* Calculate minimum
wavelength
symb boxx = $wavemin / $numelem /* Calculate element size

symb i1 = 1
symb i2 = $i1 + max ( 1 , nint ( ( $x2 - $x1 ) / $boxx ) )
symb i3 = $i2 + max ( 1 , nint ( ( $x3 - $x2 ) / $boxx ) )
symb i4 = $i3 + max ( 1 , nint ( ( $x4 - $x3 ) / $boxx ) )
symb i5 = $i4 + max ( 1 , nint ( ( $x5 - $x4 ) / $boxx ) )
symb indgrd = $i5
symb j1 = 1

```

```

symb j2 = $j1 + max ( 1 , nint ( ( $y2 - $y1 ) / $boxx ) )
symb j3 = $j2 + max ( 1 , nint ( ( $y3 - $y2 ) / $boxx ) )
symb j4 = $j3 + max ( 1 , nint ( ( $y4 - $y3 ) / $boxx ) )
symb j5 = $j4 + max ( 1 , nint ( ( $y5 - $y4 ) / $boxx ) )
symb j6 = $j5 + max ( 1 , nint ( ( $y6 - $y5 ) / $boxx ) )
symb j7 = $j6 + max ( 1 , nint ( ( $y7 - $y6 ) / $boxx ) )
symb j8 = $j7 + max ( 1 , nint ( ( $y8 - $y7 ) / $boxx ) )
symb j9 = $j8 + max ( 1 , nint ( ( $y9 - $y8 ) / $boxx ) )
symb j10 = $j9 + max ( 1 , nint ( ( $y10 - $y9 ) / $boxx ) )
symb j11 = $j10 + max ( 1 , nint ( ( $y11 - $y10 ) / $boxx ) )
symb j12 = $j11 + max ( 1 , nint ( ( $y12 - $y11 ) / $boxx ) )
symb j13 = $j12 + max ( 1 , nint ( ( $y13 - $y12 ) / $boxx ) )
symb j14 = $j13 + max ( 1 , nint ( ( $y14 - $y13 ) / $boxx ) )
symb j15 = $j14 + max ( 1 , nint ( ( $y15 - $y14 ) / $boxx ) )
symb j16 = $j15 + max ( 1 , nint ( ( $y16 - $y15 ) / $boxx ) )
symb j17 = $j16 + max ( 1 , nint ( ( $y17 - $y16 ) / $boxx ) )
symb jndgrd = $j17

```

```
grid $indgrd $jndgrd
```

```
c Setup geometry
```

```
geom
```

```

xcrd $x1 $x2 $i1 $i2
xcrd $x2 $x3 $i2 $i3
xcrd $x3 $x4 $i3 $i4
xcrd $x4 $x5 $i4 $i5

```

```
c
```

```

ycrd $y1 $y2 $j1 $j2
ycrd $y2 $y3 $j2 $j3
ycrd $y3 $y4 $j3 $j4
ycrd $y4 $y5 $j4 $j5
ycrd $y5 $y6 $j5 $j6
ycrd $y6 $y7 $j6 $j7
ycrd $y7 $y8 $j7 $j8
ycrd $y8 $y9 $j8 $j9
ycrd $y9 $y10 $j9 $j10
ycrd $y10 $y11 $j10 $j11
ycrd $y11 $y12 $j11 $j12
ycrd $y12 $y13 $j12 $j13
ycrd $y13 $y14 $j13 $j14
ycrd $y14 $y15 $j14 $j15
ycrd $y15 $y16 $j15 $j16
ycrd $y16 $y17 $j16 $j17
end

```

```
symb #read matr.vall
```

```
symb roc = 0
```

```
c Determine centre of cylinder for lens 'cutout'
```

```
symb y2a = 0.
```

```
symb xcent1 = $x3 + ( $roc - $dpthlens )
```

```
symb #get { icent1 j2a } clselem $xcent1 $y2a
```

```
c Select material locations
```

```
site
```

```
regn back $i1 $i2 $j1 $j17
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j1 $j2
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j2 $j3
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j3 $j4
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j4 $j5
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j5 $j6
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j6 $j7
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j7 $j8
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j8 $j9
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j9 $j10
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j10 $j11
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j11 $j12
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j12 $j13
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j13 $j14
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j14 $j15
```

```
regn pz1 $i2 $i3 $j15 $j16
```

```
regn pz1 $i1 $i3 $j16 $j17
```

```
regn mtch $i3 $i4 $j1 $j17
```

```
regn watr $i4 $i5 $j1 $j17
```

```
c Plot materials
```

```
c
```

```
grph
```

```
nview 1
```

```
ttitle 1
```

```
Flat Anell PZT Element Simulation
```

```
map watr 3
```

```
map poly 4
```

```
mirror y
```

```
line off
```

```
plot matr
```

```
end
```

```
c Calculate pressures
```

```
calc
```

```
pres
```

```
end
```

```

c Select driving function - use Blackman Harris wave for
demonstration purposes

func sine $freqint 1.

symb ascale = 1.0 /* area scaling factor for electrodes, set to
model depth

circ
  defn opct8
  elem rest sers 1.0
  defn opcb8
  elem rest sers 1.0
  end

c Specify piezoelectric window and electrodes
c use 'nod2' subcommand to select nodes between 2 materials for
electrode

c Ensure all materials within electric window have associated
permittivity

piez
  wndo $i2 $i3 $j1 $j16
  defn top1 $ascale
  node $i3 $i3 $j1 $j2
  defn bot1 $ascale
  node $i2 $i2 $j1 $j2
  defn top2 $ascale
  node $i3 $i3 $j3 $j4
  defn bot2 $ascale
  node $i2 $i2 $j3 $j4
  defn top3 $ascale
  node $i3 $i3 $j5 $j6
  defn bot3 $ascale
  node $i2 $i2 $j5 $j6
  defn top4 $ascale
  node $i3 $i3 $j7 $j8
  defn bot4 $ascale
  node $i2 $i2 $j7 $j8
  defn top5 $ascale
  node $i3 $i3 $j9 $j10
  defn bot5 $ascale
  node $i2 $i2 $j9 $j10
  defn top6 $ascale
  node $i3 $i3 $j11 $j12
  defn bot6 $ascale
  node $i2 $i2 $j11 $j12
  defn top7 $ascale

```

```

node $i3 $i3 $j13 $j14
defn bot7 $ascale
node $i2 $i2 $j13 $j14
defn top8 $ascale
node $i3 $i3 $j15 $j16
defn bot8 $ascale
node $i2 $i2 $j15 $j16

```

```

bc top1 volt func .5
bc bot1 grnd
bc top2 volt func .5
bc bot2 grnd
bc top3 volt func .5
bc bot3 grnd
bc top4 volt func .5
bc bot4 grnd
bc top5 volt func .5
bc bot5 grnd
bc top6 volt func .5
bc bot6 grnd
bc top7 volt func .5
bc bot7 grnd
conn top8 opct8 open
conn bot8 opcb8 open
calc elec
end

```

c Extrapolacao para gerar o campo

```

extr
  ref in $x1 $y1 0
  defn kirk
  node $i3+10 $i3+10 $j1 $j16 0 0
  end

```

c Boundary conditions

```

c
boun
  side 1 absr
  side 2 absr
  side 3 symm
  side 4 absr
end

```

c Select data for time histories
c Take pressure at focal point

pout

```

hist func
hist crtv 1 2 1 1 1 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
hist crtq 1 2 1 1 1 1
end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95
prcs

c Run in loops, plotting pressure each loop
symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run

symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 1.2 ) )
do loop n 1 $nloops
exec $nrun
symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step ) /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / $nloops ) /* number of steps per
loop

c Create plotting procedure (macro)
proc plot save
exec $nexec2

grph
nview 4
line off
colr tabl 6
ttl 1 /* title
Annular Array Simulation
view 1
plot pres rang -0.9e3 0.9e3 /* plot pressure
view 2
plot 2
view 3
plot piez_voltage
view 4
plot 4
end

end$ proc
proc plot $nloops
end$ loop
c Save variables and exit
symb #save symb.ring8kvo8sn
stop

```

A.3 - Código com as propriedades e que gera a matriz para simulações em PVDF

```
c Matriz PVDF valeria
c
symb pizscal = 1. if noexist      /* scale factor for coupling
coefficients
symb stfscal = 1. if noexist      /* scale factor for stiffness
coefficients
symb epsscal = 1. if noexist      /* scale factor for dielectric
coefficients
c
c symb freqdamp = 30000000. if noexist      /* specified frequency
for damping model
c
symb epvacm = 8.854e-12          /* dielectric constant for vacumn
c
c   define baseline dielectric coefficients
c
c symb bepxx = 12000.
symb bepxx = 6                    /* pvdf dielectric constant
symb bepzz = 13.                  /* pvdf dielectric constant
c
c   define baseline stiffness coefficients
c
symb bc11 = 12.60e10              /* pvdf stiffness constant
symb bc33 = 12.60e10              /* pvdf stiffness constant
symb bc44 = 0.20e10               /* pvdf stiffness constant
symb bc12 = 0.30e10              /* pvdf stiffness constant
symb bc13 = 0.30e10              /* pvdf stiffness constant
symb bc66 = .5 * ( $bc11 - $bc12 )
c
c   define baseline piezoelectric coupling coefficients
c
symb bex5 = 17.                   /* pzt5h coupling constant
symb bez1 = -6.5                  /* pzt5h coupling constant
symb bez3 = 23.3                  /* pzt5h coupling constant
c
c   scale material coefficients for this run
c
symb epxx = $epvacm * $bepxx * $epsscal
symb epzz = $epvacm * $bepzz * $epsscal
symb c11 = $bc11 * $stfscal
symb c33 = $bc33 * $stfscal
symb c44 = $bc44 * $stfscal
symb c12 = $bc12 * $stfscal
symb c13 = $bc13 * $stfscal
symb c66 = $bc66 * $stfscal
```

```

symb ex5 = $bex5 * $pizscal
symb ez1 = $bez1 * $pizscal
symb ez3 = $bez3 * $pizscal
c
axis
  defn posx car2 0. 0. 0.    1. 0. 0.    0. 1. 0.
  defn negx car2 0. 0. 0.   -1. 0. 0.    0. 1. 0.
  defn posy car2 0. 0. 0.    0. 1. 0.    0. 0. 1.
  defn negy car2 0. 0. 0.    0. -1. 0.   0. 0. 1.
  defn posz car2 0. 0. 0.    0. 0. 1.    1. 0. 0.
  defn negz car2 0. 0. 0.    0. 0. -1.   1. 0. 0.
end
c
c   Input material properties to program
c
matr
c
c   select linear elastic material with general anisotropy
c
  type lean
c
  prop pz1 1780.
  $c11      $c12      $c13      0.0    0.0    0.0    $c11
  $c13      0.0        0.0        0.0    $c33    0.0    0.0
  0.0      $c44      0.0        0.0    $c44    0.0    $c66
  prop pz2 1780.
  $c11      $c12      $c13      0.0    0.0    0.0    $c11
  $c13      0.0        0.0        0.0    $c33    0.0    0.0
  0.0      $c44      0.0        0.0    $c44    0.0    $c66
c
c   assign material pz1 dielectric properties in local system
c
  elec pz1 $epxx $epxx $epzz
  elec pz2 $epxx $epxx $epzz
c
  piez pz1 1 5 $ex5 2 4 $ex5 3 1 $ez1 3 2 $ez1 3 3 $ez3
  piez pz2 1 5 $ex5 2 4 $ex5 3 1 $ez1 3 2 $ez1 3 3 $ez3
c
c   define which local system the material constants were defined
in
  axis pz1 posx /* relate materials local system to global
system
  axis pz2 negx
c
c   select linear elastic material model
c
  type elas
c

```

```

prop vacm 0. 0. 0.

wvsp on
c
c   define properties for base, matching and lens type materials

prop lens 1500. 1000. 0.0 /* lens material with
viscoelastic damping
prop len2 1500. 1000. 0.0 /* lens material with stiffness
prop. damping
prop len 1500. 1000. 0.0 /* lens material with no damping
prop mtch 1400. 2800. 1300. /* matching layer material
prop back 2600. 3200. 1500. /* backing material
prop watr 1000. 1540. 0.0 /* water (has no shear wave
speed)
prop poly 1200. 2565. 1180. /* Properties for polymer
c
vdmp lens $freqdamp db .3 0. 1000000. 1. 0.001
vdmp mtch $freqdamp q 25 25 1000000. 1.
vdmp back $freqdamp q 10 10 1000000. 1.

c   add stiffness proportional damping to match damping at
'freqdamp'

sdmp pz1 $freqdamp q 65. 65. 1000000. 1.
sdmp pz2 $freqdamp q 65. 65. 1000000. 1.
sdmp len2 $freqdamp db 0.3 0. 1000000. 1. 0.001

elec lens $epvacm
elec len2 $epvacm
elec mtch $epvacm
elec back $epvacm
elec watr $epvacm
elec vacm $epvacm

elec void $epvacm
elec poly $epvacm

end

```

A.4 - Exemplo do código do transdutor simulado com dez anéis de PVDF

```
mem 712

titl anel Flat PZT Transducer Anell

c Flex input file to show modelling curved surfaces in cartesian
grid
c also shows application of electrodes in such cases
rest no /* no restart files saved

symb #get { lab1 } jobname

c Model parameters

symb wat1side = 0.5e-3 /* water width at edge
symb simtime = 0.2e-7 /* simulation runtime

symb freqint = 30.e6 /* frequency of interest
symb numelem = 20 /* Number of elements per
wavelength at highest frequency of interest
symb velmin = 1500 /* Minimum velocity in materials
symb nloops = 10 /* number of pressure images to
plot during runtime

symb velo = 4350
symb slamb = $velo / $freqint
symb bck1thck = 4 * $slamb /* backing thickness
symb blkthck = 0.5 * $slamb /* pzt thickness
symb wat2thck = 8 * $slamb
symb dpthlens = $slamb / 4 /* matching thickness

symb raio1 = 0.55e-3 /* width of radius 1
symb raio2 = 0.20e-3 /* width of radius 2
symb raio3 = 0.15e-3 /* width of radius 3
symb raio4 = 0.12e-3 /* width of radius 4
symb raio5 = 0.10e-3 /* width of radius 5
symb raio6 = 0.09e-3 /* width of radius 6
symb raio7 = 0.08e-3 /* width of radius 7
symb raio8 = 0.07e-3 /* width of radius 8
symb raio9 = 0.07e-3 /* width of radius 9
symb raio10 = 0.06e-3 /* width of radius 10
symb blkwdthe = 110.0e-6

c symb blkwdt2 = ( $raio1 + $raio2 + $raio3 + $raio4 + $ raio5 +
$raio6 + $raio7 + $raio8 + ( $blkwdthe * 7 ) ) / 2.
```

```

c symb blckwdt2 = ( 1.22e-3 + .43e-3 + 0.31e-3 + .25e-3 + .21e-3 +
.19e-3 + .17e-3 + .15e-3 + ( 7 * 30e-6 ) ) / 2
symb blckwdt2 = 2.48e-3

```

```

c Set x and y points

```

```

symb x1 = 0.
symb x2 = $x1 + $bck1thck
symb x3 = $x2 + $blckthck
symb x4 = $x3 + $dpthlens
symb x5 = $x4 + $wat2thck

```

```

symb y1 = 0.
symb y2 = $y1 + $raio1
symb y3 = $y2 + $blckwdthe
symb y4 = $y3 + $raio2
symb y5 = $y4 + $blckwdthe
symb y6 = $y5 + $raio3
symb y7 = $y6 + $blckwdthe
symb y8 = $y7 + $raio4
symb y9 = $y8 + $blckwdthe
symb y10 = $y9 + $raio5
symb y11 = $y10 + $blckwdthe
symb y12 = $y11 + $raio6
symb y13 = $y12 + $blckwdthe
symb y14 = $y13 + $raio7
symb y15 = $y14 + $blckwdthe
symb y16 = $y15 + $raio8
symb y17 = $y16 + $blckwdthe
symb y18 = $y17 + $raio9
symb y19 = $y18 + $blckwdthe
symb y20 = $y19 + $raio10
symb y21 = $y20 + $wat1side

```

```

c Generate rough box size from frequency, velocities and number of
elements/wavelength

```

```

symb freqmax = 2.0 * $freqint /* Maximum frequency of interest
symb freqdamp = $freqint /* Set damping frequency
symb wavemin = $velmin / $freqmax /* Calculate minimum
wavelength
symb boxx = $wavemin / $numelem /* Calculate element size

```

```

symb i1 = 1
symb i2 = $i1 + max ( 1 , nint ( ( $x2 - $x1 ) / $boxx ) )
symb i3 = $i2 + max ( 1 , nint ( ( $x3 - $x2 ) / $boxx ) )
symb i4 = $i3 + max ( 1 , nint ( ( $x4 - $x3 ) / $boxx ) )
symb i5 = $i4 + max ( 1 , nint ( ( $x5 - $x4 ) / $boxx ) )
symb indgrd = $i5

```

```

symb j1 = 1
symb j2 = $j1 + max ( 1 , nint ( ( $y2 - $y1 ) / $boxx ) )
symb j3 = $j2 + max ( 1 , nint ( ( $y3 - $y2 ) / $boxx ) )
symb j4 = $j3 + max ( 1 , nint ( ( $y4 - $y3 ) / $boxx ) )
symb j5 = $j4 + max ( 1 , nint ( ( $y5 - $y4 ) / $boxx ) )
symb j6 = $j5 + max ( 1 , nint ( ( $y6 - $y5 ) / $boxx ) )
symb j7 = $j6 + max ( 1 , nint ( ( $y7 - $y6 ) / $boxx ) )
symb j8 = $j7 + max ( 1 , nint ( ( $y8 - $y7 ) / $boxx ) )
symb j9 = $j8 + max ( 1 , nint ( ( $y9 - $y8 ) / $boxx ) )
symb j10 = $j9 + max ( 1 , nint ( ( $y10 - $y9 ) / $boxx ) )
symb j11 = $j10 + max ( 1 , nint ( ( $y11 - $y10 ) / $boxx ) )
symb j12 = $j11 + max ( 1 , nint ( ( $y12 - $y11 ) / $boxx ) )
symb j13 = $j12 + max ( 1 , nint ( ( $y13 - $y12 ) / $boxx ) )
symb j14 = $j13 + max ( 1 , nint ( ( $y14 - $y13 ) / $boxx ) )
symb j15 = $j14 + max ( 1 , nint ( ( $y15 - $y14 ) / $boxx ) )
symb j16 = $j15 + max ( 1 , nint ( ( $y16 - $y15 ) / $boxx ) )
symb j17 = $j16 + max ( 1 , nint ( ( $y17 - $y16 ) / $boxx ) )
symb j18 = $j17 + max ( 1 , nint ( ( $y18 - $y17 ) / $boxx ) )
symb j19 = $j18 + max ( 1 , nint ( ( $y19 - $y18 ) / $boxx ) )
symb j20 = $j19 + max ( 1 , nint ( ( $y20 - $y19 ) / $boxx ) )
symb j21 = $j20 + max ( 1 , nint ( ( $y21 - $y20 ) / $boxx ) )
symb jndgrd = $j21

```

```
grid $indgrd $jndgrd
```

```
c Setup geometry
```

```
geom
```

```

xcrd $x1 $x2 $i1 $i2
xcrd $x2 $x3 $i2 $i3
xcrd $x3 $x4 $i3 $i4
xcrd $x4 $x5 $i4 $i5

```

```
c
```

```

ycrd $y1 $y2 $j1 $j2
ycrd $y2 $y3 $j2 $j3
ycrd $y3 $y4 $j3 $j4
ycrd $y4 $y5 $j4 $j5
ycrd $y5 $y6 $j5 $j6
ycrd $y6 $y7 $j6 $j7
ycrd $y7 $y8 $j7 $j8
ycrd $y8 $y9 $j8 $j9
ycrd $y9 $y10 $j9 $j10
ycrd $y10 $y11 $j10 $j11
ycrd $y11 $y12 $j11 $j12
ycrd $y12 $y13 $j12 $j13
ycrd $y13 $y14 $j13 $j14
ycrd $y14 $y15 $j14 $j15
ycrd $y15 $y16 $j15 $j16
ycrd $y16 $y17 $j16 $j17

```

```

ycrd $y17 $y18 $j17 $j18
ycrd $y18 $y19 $j18 $j19
ycrd $y19 $y20 $j19 $j20
ycrd $y20 $y21 $j20 $j21
end

symb #read matr.val3pvdfb

symb roc = 0

c Determine centre of cylinder for lens 'cutout'

symb y2a = 0.
symb xcent1 = $x3 + ( $roc - $dpthlens )
symb #get { icent1 j2a } clselem $xcent1 $y2a

c Select material locations

site
  regn back $i1 $i2 $j1 $j21
  regn pz1 $i2 $i3 $j1 $j2
  regn pz1 $i2 $i3 $j2 $j3
  regn pz1 $i2 $i3 $j3 $j4
  regn pz1 $i2 $i3 $j4 $j5
  regn pz1 $i2 $i3 $j5 $j6
  regn pz1 $i2 $i3 $j6 $j7
  regn pz1 $i2 $i3 $j7 $j8
  regn pz1 $i2 $i3 $j8 $j9
  regn pz1 $i2 $i3 $j9 $j10
  regn pz1 $i2 $i3 $j10 $j11
  regn pz1 $i2 $i3 $j11 $j12
  regn pz1 $i2 $i3 $j12 $j13
  regn pz1 $i2 $i3 $j13 $j14
  regn pz1 $i2 $i3 $j14 $j15
  regn pz1 $i2 $i3 $j15 $j16
  regn pz1 $i2 $i3 $j16 $j17
  regn pz1 $i2 $i3 $j17 $j18
  regn pz1 $i2 $i3 $j18 $j19
  regn pz1 $i2 $i3 $j19 $j20
  regn void $i1 $i3 $j20 $j21
  regn mtch $i3 $i4 $j1 $j21
  regn watr $i4 $i5 $j1 $j21

c Plot materials
grph
  nview 1
  ttl 1
Flat Anell1 PZT Element Simulation
map watr 3

```

```

    map poly 4
    mirr y
    line off
    plot matr
    end

c Calculate pressures

calc
    pres
    end

c Select driving function - use Blackman Harris wave for
demonstration purposes

func blak $freqint 1.
symb ascale = 1.0 /* area scaling factor for electrodes, set to
model depth

c Specify piezoelectric window and electrodes
c use 'nod2' subcommand to select nodes between 2 materials for
electrode

c Ensure all materials within electric window have associated
permittivity

piez
    wndo $i2 $i3 $j1 $j21
    defn top1 $ascale
    node $i3 $i3 $j1 $j2
    defn bot1 $ascale
    node $i2 $i2 $j1 $j2
    defn top2 $ascale
    node $i3 $i3 $j3 $j4
    defn bot2 $ascale
    node $i2 $i2 $j3 $j4
    defn top3 $ascale
    node $i3 $i3 $j5 $j6
    defn bot3 $ascale
    node $i2 $i2 $j5 $j6
    defn top4 $ascale
    node $i3 $i3 $j7 $j8
    defn bot4 $ascale
    node $i2 $i2 $j7 $j8
    defn top5 $ascale
    node $i3 $i3 $j9 $j10
    defn bot5 $ascale
    node $i2 $i2 $j9 $j10
    defn top6 $ascale

```

```

node $i3 $i3 $j11 $j12
defn bot6 $ascale
node $i2 $i2 $j11 $j12
defn top7 $ascale
node $i3 $i3 $j13 $j14
defn bot7 $ascale
node $i2 $i2 $j13 $j14
defn top8 $ascale
node $i3 $i3 $j15 $j16
defn bot8 $ascale
node $i2 $i2 $j15 $j16
defn top9 $ascale
node $i3 $i3 $j17 $j18
defn bot9 $ascale
node $i2 $i2 $j17 $j18
defn top10 $ascale
node $i3 $i3 $j19 $j20
defn bot10 $ascale
node $i2 $i2 $j19 $j20

```

```

bc top1 volt func .5
bc bot1 grnd
bc top2 volt func .5
bc bot2 grnd
bc top3 volt func .5
bc bot3 grnd
bc top4 volt func .5
bc bot4 grnd
bc top5 volt func .5
bc bot5 grnd
bc top6 volt func .5
bc bot6 grnd
bc top7 volt func .5
bc bot7 grnd
bc top8 volt func .5
bc bot8 grnd
bc top9 volt func .5
bc bot9 grnd
bc top10 volt func .5
bc bot10 grnd
end

```

c Extrapolacao para gerar o campo

```

extr
ref in $x1 $y1 0
defn kirk
node $i3+10 $i3+10 $j1 $j21 0 0
end

```

```

c Boundary conditions
c
boun
    side 1 absr
    side 2 absr
    side 3 symm
    side 4 absr
end

c Select data for time histories
c Take pressure at focal point

pout
    hist func
    hist pize 1 2 1 1 2 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95

prcs

c Run in loops, plotting pressure each loop

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run

symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 1.2 ) )

do loop n 1 $nloops
exec $nrun
grph
    nview 1
    line off
    colr tabl 6
    plot pres rang -0.9e3 0.9e3
end
end$ loop

c Run a few more cycles to ensure device has 'rung down'
c do not plot as main signal has passed beyond FE grid

do loop n 1 2
exec $nrun
end$ loop
c Save variables and exit
symb #save symb.ring10pvdfb
stop

```

A.5 - Exemplo de um código para simulação de transdutor *kerfless* de sete elementos com variação do número de elementos excitados.

```
mem 712

titl anel  Flat PZT Transducer Anell

c Flex input file to show modelling curved surfaces in cartesian
grid
c also shows application of electrodes in such cases
c
rest no                                /* no restart files saved

symb #get { lab1 } jobname
c
c Model parameters
c
symb wat1side = 0.5e-4                  /* water width at edge
symb simtime = 3.0e-7                   /* simulation runtime
symb freqint = 30.e6                    /* frequency of interest
symb numelem = 20                       /* Number of elements per
wavelength at highest frequency of interest
symb velmin = 1500                      /* Minimum velocity in materials
symb nloops = 10                        /* number of pressure images to
plot during runtime
symb velo = 4350
symb slamb = $velo / $freqint
symb bck1thck = 4 * $slamb               /* backing thickness
symb blkcthck = 0.5 * $slamb            /* pzt thickness
symb wat2thck = 20 * $slamb
symb dpthlens = $slamb / 4
symb raio1 = 1.60e-3                    /* width of radius 1
symb raio2 = 5.6e-4                     /* width of radius 2
symb raio3 = 4.0e-4                     /* width of radius 3
symb raio4 = 3.3e-4                     /* width of radius 4
symb raio5 = 2.8e-4                     /* width of radius 5
symb raio6 = 2.4e-4
symb raio7 = 2.2e-4
symb blkwdthe = 4.0e-4
symb blkwdt2 = 6.0e-3
c
c Set x and y points
c
symb x1 = 0.
symb x2 = $x1 + $bck1thck
symb x3 = $x2 + $blkcthck
symb x4 = $x3 + $dpthlens
```

```

symb x5 = $x4 + $wat2thck
symb y1 = 0.
symb y2 = $y1 + $raio1
symb y3 = $y2 + $blckwdthe
symb y4 = $y3 + $raio2
symb y5 = $y4 + $blckwdthe
symb y6 = $y5 + $raio3
symb y7 = $y6 + $blckwdthe
symb y8 = $y7 + $raio4
symb y9 = $y8 + $blckwdthe
symb y10 = $y9 + $raio5
symb y11 = $y10 + $blckwdthe
symb y12 = $y11 + $raio6
symb y13 = $y12 + $blckwdthe
symb y14 = $y13 + $raio7
symb y15 = $y14 + $wat1side

```

c Generate rough box size from frequency, velocities and number of elements/wavelength

c

```

symb freqmax = 2.0 * $freqint /* Maximum frequency of interest
symb freqdamp = $freqint /* Set damping frequency
symb wavemin = $velmin / $freqmax /* Calculate minimum
wavelength
symb boxx = $wavemin / $numelem /* Calculate element size

```

```

symb i1 = 1
symb i2 = $i1 + max ( 1 , nint ( ( $x2 - $x1 ) / $boxx ) )
symb i3 = $i2 + max ( 1 , nint ( ( $x3 - $x2 ) / $boxx ) )
symb i4 = $i3 + max ( 1 , nint ( ( $x4 - $x3 ) / $boxx ) )
symb i5 = $i4 + max ( 1 , nint ( ( $x5 - $x4 ) / $boxx ) )
symb indgrd = $i5

```

```

symb j1 = 1
symb j2 = $j1 + max ( 1 , nint ( ( $y2 - $y1 ) / $boxx ) )
symb j3 = $j2 + max ( 1 , nint ( ( $y3 - $y2 ) / $boxx ) )
symb j4 = $j3 + max ( 1 , nint ( ( $y4 - $y3 ) / $boxx ) )
symb j5 = $j4 + max ( 1 , nint ( ( $y5 - $y4 ) / $boxx ) )
symb j6 = $j5 + max ( 1 , nint ( ( $y6 - $y5 ) / $boxx ) )
symb j7 = $j6 + max ( 1 , nint ( ( $y7 - $y6 ) / $boxx ) )
symb j8 = $j7 + max ( 1 , nint ( ( $y8 - $y7 ) / $boxx ) )
symb j9 = $j8 + max ( 1 , nint ( ( $y9 - $y8 ) / $boxx ) )
symb j10 = $j9 + max ( 1 , nint ( ( $y10 - $y9 ) / $boxx ) )
symb j11 = $j10 + max ( 1 , nint ( ( $y11 - $y10 ) / $boxx ) )
symb j12 = $j11 + max ( 1 , nint ( ( $y12 - $y11 ) / $boxx ) )
symb j13 = $j12 + max ( 1 , nint ( ( $y13 - $y12 ) / $boxx ) )
symb j14 = $j13 + max ( 1 , nint ( ( $y14 - $y13 ) / $boxx ) )
symb j15 = $j14 + max ( 1 , nint ( ( $y15 - $y14 ) / $boxx ) )
symb jndgrd = $j15

```

```

grid $indgrd $jndgrd

c Setup geometry

geom
  xcrd $x1 $x2 $i1 $i2
  xcrd $x2 $x3 $i2 $i3
  xcrd $x3 $x4 $i3 $i4
  xcrd $x4 $x5 $i4 $i5
c
  ycrd $y1 $y2 $j1 $j2
  ycrd $y2 $y3 $j2 $j3
  ycrd $y3 $y4 $j3 $j4
  ycrd $y4 $y5 $j4 $j5
  ycrd $y5 $y6 $j5 $j6
  ycrd $y6 $y7 $j6 $j7
  ycrd $y7 $y8 $j7 $j8
  ycrd $y8 $y9 $j8 $j9
  ycrd $y9 $y10 $j9 $j10
  ycrd $y10 $y11 $j10 $j11
  ycrd $y11 $y12 $j11 $j12
  ycrd $y12 $y13 $j12 $j13
  ycrd $y13 $y14 $j13 $j14
  ycrd $y14 $y15 $j14 $j15
end

symb #read matr.vall

symb roc = 0
c Determine centre of cylinder for lens 'cutout'
c
symb y2a = 0.
symb xcent1 = $x3 + ( $roc - $dpthlens )
symb #get { icent1 j2a } clselem $xcent1 $y2a
c Select material locations
c
site
  regn back $i1 $i2 $j1 $j15
  regn pz1 $i2 $i3 $j1 $j2
  regn pz1 $i2 $i3 $j2 $j3
  regn pz1 $i2 $i3 $j3 $j4
  regn pz1 $i2 $i3 $j4 $j5
  regn pz1 $i2 $i3 $j5 $j6
  regn pz1 $i2 $i3 $j6 $j7
  regn pz1 $i2 $i3 $j7 $j8
  regn pz1 $i2 $i3 $j8 $j9
  regn pz1 $i2 $i3 $j9 $j10
  regn pz1 $i2 $i3 $j10 $j11

```

```

    regn pz1 $i2 $i3 $j11 $j12
    regn pz1 $i2 $i3 $j12 $j13
    regn pz1 $i2 $i3 $j13 $j14
    regn void $i1 $i3 $j14 $j15
    regn mtch $i3 $i4 $j1 $j15
    regn watr $i4 $i5 $j1 $j15

c Plot materials
c
grph
    nview 1
    ttl 1
Flat Anell PZT Element Simulation
    map watr 3
    map poly 4
    mirr y
    line off
    plot matr
    end

c Select driving function - use Wavelet wave for demonstration
purposes
c
func wvlt $freqint 1.
c
c Calculate pressures
c
calc
    pres
    end

symb ascale = 1.0    /* area scaling factor for electrodes, set to
model depth

circ
    defn opct1
    elem rest sers 1.0
    defn opcb1
    elem rest sers 1.0
    defn opct2
    elem rest sers 1.0
    defn opcb2
    elem rest sers 1.0
    defn opct3
    elem rest sers 1.0
    defn opcb3
    elem rest sers 1.0
    defn opct4
    elem rest sers 1.0

```

```

defn opcb4
elem rest sers 1.0
defn opct5
elem rest sers 1.0
defn opcb5
elem rest sers 1.0
defn opct6
elem rest sers 1.0
defn opcb6
elem rest sers 1.0
defn opct7
elem rest sers 1.0
defn opcb7
elem rest sers 1.0
end

```

c

piez

```

wndo $i2 $i3 $j1 $j14
defn top1 $ascale
node $i3 $i3 $j1 $j2
defn bot1 $ascale
node $i2 $i2 $j1 $j2
defn top2 $ascale
node $i3 $i3 $j3 $j4
defn bot2 $ascale
node $i2 $i2 $j3 $j4
defn top3 $ascale
node $i3 $i3 $j5 $j6
defn bot3 $ascale
node $i2 $i2 $j5 $j6
defn top4 $ascale
node $i3 $i3 $j7 $j8
defn bot4 $ascale
node $i2 $i2 $j7 $j8
defn top5 $ascale
node $i3 $i3 $j9 $j10
defn bot5 $ascale
node $i2 $i2 $j9 $j10
defn top6 $ascale
node $i3 $i3 $j11 $j12
defn bot6 $ascale
node $i2 $i2 $j11 $j12
defn top7 $ascale
node $i3 $i3 $j13 $j14
defn bot7 $ascale
node $i2 $i2 $j13 $j14

bc top1 grnd
bc bot1 volt func 50

```

```

bc top2 grnd
bc bot2 volt func 0
bc top3 grnd
bc bot3 volt func 0
bc top4 grnd
bc bot4 volt func 0
bc top5 grnd
bc bot5 volt func 0
bc top6 grnd
bc bot6 volt func 0
bc top7 grnd
bc bot7 volt func 0
calc elec
end

extr
  ref in $x1 $y1 0
  defn kirk
  node $i3+10 $i3+10 $j1 $j14 0 0
  end

c Boundary conditions
c
boun
  side 1 absr
  side 2 absr
  side 3 symm
  side 4 absr
  end

c Select data for time histories

pout
  hist func
  hist pize 1 2 1 1 2 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
  hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
  end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95

prcs

```

```

c Run in loops, plotting pressure each loop

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run
symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )

do loop n 1 $nloops
exec $nrun

symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step ) /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop

c Create plotting procedure (macro)
c
proc plot save
exec $nexec2

grph
    nview 2
    line off
    colr tabl 6
    ttl 1 /* title
Annular Array Simulation
    view 1
    plot pres rang -0.9e3 0.9e3 /* plot pressure
    view 2
    plot piez_voltage
    end

end$ proc

proc plot $nloops

c excitacao do elemento 2

func wvlt $freqint 1.

piez
    bc top1 grnd
    bc bot1 volt func 0
    bc top2 grnd
    bc bot2 volt func 50
    bc top3 grnd
    bc bot3 volt func 0
    bc top4 grnd

```

```

bc bot4 volt func 0
bc top5 grnd
bc bot5 volt func 0
bc top6 grnd
bc bot6 volt func 0
bc top7 grnd
bc bot7 volt func 0
calc elec
end

pout
hist func
hist pize 1 2 1 1 2 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
end

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run
symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )

exec $nrun

symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step ) /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop

c Create plotting procedure (macro)
c
proc plot save
exec $nexec2

grph
nview 2
line off
colr tabl 6
ttl 1 /* title
Annular Array Simulation
view 1
plot pres rang -0.9e3 0.9e3 /* plot pressure

```

```

        view 2
        plot piez_voltage
        end

end$ proc

proc plot $nloops

c excitacao do elemento 3

func wvlt $freqint 1.

piez
    bc top1 grnd
    bc bot1 volt func 0
    bc top2 grnd
    bc bot2 volt func 0
    bc top3 grnd
    bc bot3 volt func 50
    bc top4 grnd
    bc bot4 volt func 0
    bc top5 grnd
    bc bot5 volt func 0
    bc top6 grnd
    bc bot6 volt func 0
    bc top7 grnd
    bc bot7 volt func 0
    calc elec
    end

c Extrapolacao para gerar o campo
pout
    hist func
    hist pize 1 2 1 1 2 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
    end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run

```

```

symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )

exec $nrun

symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step )      /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop

c Create plotting procedure (macro)
c
proc plot save
exec $nexec2

grph
    nview 2
    line off
    colr tabl 6
    ttl 1                                /* title
Annular Array Simulation
    view 1
    plot pres rang -0.9e3 0.9e3          /* plot pressure
    view 2
    plot piez_voltage
    end

end$ proc

proc plot $nloops

c excitacao do elemento 4

func wvlt $freqint 1.

piez
    bc top1 grnd
    bc bot1 volt func 0
    bc top2 grnd
    bc bot2 volt func 0
    bc top3 grnd
    bc bot3 volt func 0
    bc top4 grnd
    bc bot4 volt func 50
    bc top5 grnd
    bc bot5 volt func 0
    bc top6 grnd
    bc bot6 volt func 0
    bc top7 grnd

```

```

bc bot7 volt func 0
calc elec
end

pout
hist func
hist pize 1 2 1 1 2 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run
symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )

exec $nrun

symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step ) /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop

c Create plotting procedure (macro)
c
proc plot save
exec $nexec2

grph
nview 2
line off
colr tabl 6
ttl 1 /* title
Annular Array Simulation
view 1
plot pres rang -0.9e3 0.9e3 /* plot pressure
view 2
plot piez_voltage
end

```

```

end$ proc

proc plot $nloops

c excitacao do elemento 5

func wvlt $freqint 1.

piez

    bc top1 grnd
    bc bot1 volt func 0
    bc top2 grnd
    bc bot2 volt func 0
    bc top3 grnd
    bc bot3 volt func 0
    bc top4 grnd
    bc bot4 volt func 0
    bc top5 grnd
    bc bot5 volt func 50
    bc top6 grnd
    bc bot6 volt func 0
    bc top7 grnd
    bc bot7 volt func 0
    calc elec
    end
pout
    hist func
    hist pize 1 2 1 1 2 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
    hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
    end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run
symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )

exec $nrun

symb #get { step } timestep

```

```

symb nexec = nint ( $simtime / $step )      /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop

c Create plotting procedure (macro)
c
proc plot save
exec $nexec2

grph
    nview 2
    line off
    colr tabl 6
    ttl 1                                /* title
Annular Array Simulation
    view 1
    plot pres rang -0.9e3 0.9e3          /* plot pressure
    view 2
    plot piez_voltage
    end

end$ proc

proc plot $nloops
c excitacao do elemento 6

func wvlt $freqint 1.

piez

    bc top1 grnd
    bc bot1 volt func 0
    bc top2 grnd
    bc bot2 volt func 0
    bc top3 grnd
    bc bot3 volt func 0
    bc top4 grnd
    bc bot4 volt func 0
    bc top5 grnd
    bc bot5 volt func 0
    bc top6 grnd
    bc bot6 volt func 50.
    bc top7 grnd
    bc bot7 volt func 0
    calc elec
    end

pout

```

```

hist func
hist pize 1 2 1 1 2 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
end

time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95

symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run
symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )

exec $nrun

symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step ) /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop

c Create plotting procedure (macro)
c
proc plot save
exec $nexec2

grph
  nview 2
  line off
  colr tabl 6
  ttl 1 /* title
Annular Array Simulation
  view 1
  plot pres rang -0.9e3 0.9e3 /* plot pressure
  view 2
  plot piez_voltage
end

end$ proc

proc plot $nloops

c excitacao do elemento 7

```

piez

```
bc top1 grnd
bc bot1 volt func 0
bc top2 grnd
bc bot2 volt func 0
bc top3 grnd
bc bot3 volt func 0
bc top4 grnd
bc bot4 volt func 0
bc top5 grnd
bc bot5 volt func 0
bc top6 grnd
bc bot6 volt func 0
bc top7 grnd
bc bot7 volt func 50
calc elec
end
```

pout

```
hist func
hist pize 1 2 1 1 2 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j2a $j2a 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j1 $j1 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j3 $j3 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j5 $j5 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j7 $j7 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j9 $j9 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j11 $j11 1
hist pres $icent1 $icent1 1 $j13 $j13 1
end
```

```
time * * 0.95 /* set time stability factor to 0.95
```

```
symb #get { step } timestep
symb nruns = nint ( $simtime / $step ) /* Number of time steps to
run
symb nrun = nint ( $nruns / ( $nloops * 14 ) )
```

```
exec $nrun
```

```
symb #get { step } timestep
symb nexec = nint ( $simtime / $step ) /* calc no. of steps
required
symb nexec2 = nint ( $nexec / ( $nloops * 2 ) ) /* number of
steps per loop
```

```
c Create plotting procedure (macro)
```

```

c
proc plot save
exec $nexec2

grph
  nview 2
  line off
  colr tabl 6
  ttl 1 /* title
Annular Array Simulation
  view 1
  plot pres rang -0.9e3 0.9e3 /* plot pressure
  view 2
  plot piez_voltage
  end

end$ proc

proc plot $nloops
end$ loop

end$ loop

c Save variables and exit
c
symb #save symb.anel7r3kerf
stop

```

Anexo 1

PZLEX – Software de Simulação

A1.1. Introdução

No início de 1980 foi desenvolvido o código FLEX™, por Weidlinger, para monitorar o Tratado de Proibição de Testes Nucleares. O nome FLEX deriva do seu foco principal, Fast Large EXplicit que era realizar simulações dinâmicas no domínio do tempo. No início da década de 1990, o escopo do software FLEX cresceu três ramos: NLFlex™, EMFlex™ e PZFlex®. FLEX tornou-se NLFlex, uma versão expandida do programa original usado para simular cargas em estruturas. EMFlex foi desenvolvido separadamente para modelar a propagação de ondas eletromagnéticas. Finalmente, com o apoio do programa Pesquisa Inovativa para Pequenas Empresas, PZFlex foi desenvolvido para análise de acoplamento eletromecânico em dispositivos piezoelétricos. O foco original do PZFlex era equipamentos de ultrassom para diagnóstico médico é usado para diversas aplicações (Chan, 2011).

No desenvolvimento de transdutores médicos é utilizado simulações com elementos finitos para os transitórios e análises em 2D e 3D. A eficácia da modelagem é proporcional à exatidão das propriedades do material, à fidelidade ao modelo geométrico, aos detalhes do processo de fabricação, e às estratégias de design (Abboud, 1998).

A1.2. Modelo de Transdutor como Oscilador Acoplado

Um transdutor médico típico tem restrições das dimensões relativas à frequência de ressonância de ressonância, por exemplo, $\lambda/2$ para o elemento piezocerâmico e $\lambda/4$ para a camada de acoplamento. Embora os modelos de oscilador não possam ser quantitativos, eles fornecem uma representação do comportamento do transdutor eletromecânico. Esse modelo equivale ao modelo massa-mola. Estes são os fundamentos eletromecânicos utilizados na modelagem utilizando os conceitos de elementos finitos (Abboud, 1998).

A1.2.1. Equações de Movimento

O antecessor do método dos elementos finitos foi a matriz análise estrutural. Esta foi a base para modelos dinâmicos aproximados, que em geral assumiam uma função específica, e distribuição de massa constante ou linear. A função de tensão era representada por equações diferenciais ordinárias no tempo, reduzindo os infinitos graus de liberdade para um número finito, enquanto o pressuposto de distribuição de massa simplificava a integração do tempo (Abboud, 1998).

Segundo Kinsler *et al.* (2000) um elemento piezoelétrico com o comprimento L e área A , com eletrodos nas extremidades e polarizado longitudinalmente. Deslocamento longitudinal $u(x, t)$ é definido pela equação diferencial parcial

$$\rho A \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial T}{\partial x} \quad (\text{A.1})$$

Onde x é a coordenada espacial, e t é o tempo, ρ é a densidade do material, e $T(x, t)$ e tensão longitudinal. As condições de fronteira são especificadas nas condições iniciais em $u(x, t)$ ou $T(x, t)$. As relações entre tensão T , a esforço S , campo elétrico E e deslocamento elétrico D são:

$$S = \frac{\partial u}{\partial x} \quad (\text{A.2})$$

$$T = c^E S - eE \quad (\text{A.3})$$

$$D = \varepsilon^S E + eS \quad (\text{A.4})$$

Onde c^E é a rigidez elástica sob campo elétrico constante, e é a constante piezoelétrica de tensão, ε^S é permissividade elétrica sob tensão constante. A condição de divergência em deslocamento elétrico na ausência de carga livre, e com $D(t)$ é uniforme ao longo do elemento é

$$\nabla \cdot D = 0 \quad (\text{A.5})$$

A aproximação mais simples da dinâmica do elemento piezoelétrico a partir do pressuposto de deformação e massa constantes é equivalente a uma mola linear com massas final igual a:

$$m = \frac{\rho AL}{2} \quad (\text{A.6})$$

Os deslocamentos finais u_1 e u_2 são os graus de liberdade, da equação (A.1) que pode ser simplificada para as equações diferenciais ordinárias:

$$m \frac{d^2 u_1}{dt^2} = F_{elástica} + F_1 \quad (\text{A.7})$$

$$m \frac{d^2 u_2}{dt^2} = -F_{elástica} + F_2 \quad (\text{A.8})$$

onde $F_{elástica}$ é a força da mola, F_1 e F_2 são forças externas aplicadas em cada extremidade.

Multiplicando (A.3) e (A.4) pela área A , tem-se a o valor da força elástica e da carga no eletrodo

$$F_{elástica} = -AT \quad (\text{A.9})$$

$$Q = AD \quad (\text{A.10})$$

A compressão da mola

$$u = u_1 - u_2 = LS \quad (\text{A.11})$$

E a tensão V em relação ao sistema piezoelétrico massa-mola

$$V = LE \quad (\text{A.12})$$

A1.3. Algoritmo de Elementos Finitos em Piezoeletricidade

Os conceitos do modelo oscilador simples são aplicados a um comportamento em 3D utilizando uma formulação com elementos finitos.

A1.3.1. Equações Diferenciais do Modelo

Cerâmicas piezoelétricas polarizados são utilizados na construção de transdutores ultrassônicos, e seu comportamento segue as relações de piezoeletricidade, mecânica e elétrica. As equações são definidas abaixo.

Equações Constitutivas são as equações (A.3) e (A.4):

$$T = c^E S - eE \quad (\text{A.3})$$

$$D = \varepsilon^S E + eS \quad (\text{A.4})$$

Equilíbrio da quantidade de movimento:

$$\rho \ddot{u} = \nabla \cdot T \quad (\text{A.13})$$

Equilíbrio Elétrico:

$$\nabla \cdot D = 0 \quad (\text{A.5})$$

Com $S = \nabla^S \cdot u$ e $E = -\nabla \phi$

Onde \mathbf{T} é a tensão mecânica, \mathbf{S} é o esforço mecânico, \mathbf{E} é o campo elétrico e \mathbf{D} é o deslocamento elétrico, \mathbf{C}^E é a matriz de constantes de rigidez no

campo elétrico constante, \mathbf{e}^s é a matriz de constantes dielétricas para uma tensão constante, \mathbf{e} é a matriz de constantes de acoplamento piezoelétrico, \mathbf{u} é o vetor deslocamento mecânico, $\ddot{\mathbf{u}}$ é a aceleração, ϕ o potencial elétrico (voltagem) (Abboud, 1998).

A1.3.2. Equações Discretas de Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é uma aproximação das equações no espaço contínuo para o espaço discreto. O MEF é baseado em uma variação e exatidão da solução no sentido de utilizar a média ponderada de pequenas sub-regiões do espaço (os elementos finitos). O limite de erro na aproximação pode sempre ser determinado e a aproximação pode ser sempre melhorada de modo que o erro ponderado tenda a zero no limite, a solução tende a elementos finitos para a solução exata. Na prática, o erro não precisa ser zero, mas um erro pequeno o bastante para ser insignificante em comparação com outras fontes de incertezas (por exemplo, erros experimentais na determinação de propriedades do material, dimensões geométricas, tolerâncias de fabricação) (Abboud, 1998).

O MEF requer o problema seja subdividido em pequenos elementos finitos discretos: quadrilátero 4 nós ou hexaedro 8 nós. A solução procurada é expressa em expansões polinomiais com os coeficientes do polinômio, sendo o valor do campo a solução ao nós do elemento finito. A solução consiste em vetores com os valores de deslocamento \mathbf{u}_i e potenciais valores ϕ_i nos nós elétricos i ; o deslocamento e a tensão elétrica em locais arbitrários dentro dos elementos são determinados por uma combinação linear de interpolação polinomial através das funções \mathbf{N}_u e \mathbf{N}_ϕ , e os valores nos nós como coeficientes:

$$u(x, y, z, t) = N_u(x, y, z)u(t) = N_u^e(x, y, z) \cdot u^e(t) \quad (\text{A.14a})$$

$$\Phi(x, y, z, t) = N_\phi(x, y, z)u(t) = N_\phi^e(x, y, z) \cdot \Phi^e(t) \quad (\text{A.14b})$$

O sobrescrito e indica a quantidade associada com um determinado elemento. As equações (A.14) destacam as seguintes características do MEF:

- Os nós desconhecidos do problema tem significado físico (por exemplo, deslocamento), e não são apenas coeficientes de expansão;
- As funções de interpolação do MEF são baseadas em elementos finitos, o que implica a solução inteiramente dentro de um elemento determinada pela solução nos nós desse elemento. É esta localização que permite operações elemento por elemento, e permite utilizar o MEF para resolver problemas complexos de grande escala.

Quando as funções de forma são linearizadas, a distribuição de tensão no elemento é constante. Nesse sentido, os elementos contínuos do quadrilátero /ou hexaedro pode ser visto como mola 2D/3D (Abboud, 1998).

A incorporação da discretização espacial nas equações (A.14) resulta em um sistema de elemento finito com equações algébricas lineares, expressas na forma de matriz:

$$M_{uu}\ddot{u} + C_{uu}\dot{u} + K_{uu}u + K_{u\phi}\phi = F \quad (\text{A.15a})$$

$$K_{u\phi}^T u + K_{\phi\phi}\phi = Q \quad (\text{A.15b})$$

Dado que:

Matriz de massa mecânica

$$M_{uu} = A_{e=1}^{nel} \int_{V^e} \rho N_u^{eT} N_u^e dV^e \quad (\text{A.16a})$$

Matriz de rigidez mecânica

$$K_{uu} = A_{e=1}^{nel} \int_{V_e} (\nabla N_u^e)^T C^E (\nabla N_u^e) dV^e \quad (\text{A.16b})$$

Matriz de acoplamento piezoelétrico

$$K_{u\phi} = A_{e=1}^{nel} \int_{V_e} (\nabla N_u^e)^T e^T (\nabla N_\phi^e) dV^e \quad (\text{3.16c})$$

Matriz rigidez dielétrica

$$K_{\phi\phi} = A_{e=1}^{nel} \int_{V_e} (\nabla N_u^e)^T \varepsilon^S (\nabla N_u^e) dV^e \quad (\text{A.16d})$$

\mathbf{C}_{uu} é a matriz de amortecimento mecânico, \mathbf{F} é o vetor de força mecânica no nó, \mathbf{Q} é o vetor de carga elétrica, respectivamente, e \mathbf{u} é o vetor de deslocamento do nó, Φ é o vetor de potencial. O esquema pelo qual as contribuições elementares são arranjadas para formar as matrizes globais do sistema é representado pela operador de montagem do elemento $A_{e=1}^{nel}$. A equação (A.15a), regula a porção mecânica ou elástica do problema, enquanto que a equação (A.15b) descreve o campo elétrico, e ambos são acoplados através da matriz de acoplamento piezoelétrico. Para materiais passivos, o acoplamento é nulo e a equação (A.15a) descreve completamente o comportamento de materiais elásticos. As equações (A.15) são denominadas como as equações de elementos finitos semidiscretas em que o espaço foi discretizado enquanto o tempo ainda é representada como uma função contínua (Abboud, 1998).

A1.3.3. Algoritmos de Solução no Tempo

a. Análise no domínio da frequência: um fenômeno dinâmico com a função periódica e frequência angular (ω), as funções no domínio podem ser usadas no domínio da frequência usando variáveis complexas:

$$u = \hat{u} e^{j\omega t} \quad (\text{A.17a})$$

$$\phi = \hat{\phi} e^{j\omega t} \quad (\text{A.17b})$$

$$\frac{\partial(\cdot)}{\partial t} = j\omega(\cdot) \quad (\text{A.17c})$$

$$\frac{\partial^2(\cdot)}{\partial t^2} = -\omega^2(\cdot) \quad (\text{A.17d})$$

A solução é determinada pela eficiência computacional, uma vez que os dados podem sempre serem vistos em qualquer domínio desejado, e também pelo pós-processamento usando a Transformada Rápida de Fourier (FFT). Muitas as implementações de elementos finitos com materiais piezoelétricos no domínio da frequência, foi devidos às aplicações em sonar.

b. Análise no domínio do tempo: Quando o interesse principal é em sinais transitórios ou de banda larga, a evolução temporal do sistema é melhor resolvida através de esquemas de integração no tempo. Há muitas maneiras de determinar a solução no tempo t_{n+1} a partir de soluções conhecidas no tempo anterior t_n , com algoritmos que envolvem tempo de ordem superior a partir de aproximações com vários níveis de tempo passado.

$$V_{n+1} = V_n + \Delta t \frac{(a_n + a_{n+1})}{2} \quad (\text{A.18a})$$

$$u_{n+1} = u_n + \Delta t V_n + \Delta t^2 \frac{[(1-\beta)a_n + \beta a_{n+1}]}{2} \quad (\text{A.18b})$$

$$a_{n+1} = -[M_{uu} \frac{\Delta t}{2} C_{uu} + \frac{\beta \Delta t^2}{2} K_{uu}]^{-1} \times [\bar{F}_{n+1} + C_{uu} \left(V_n + \frac{\Delta t}{2} a_n \right) + K_{uu} \left(u_n + \Delta t V_n + \frac{\Delta t^2}{2} (1 - \beta) a_n \right)] \quad (3.18c)$$

$$\bar{F}_{n+1} = F_{n+1} - K_{u\phi} \phi_{n+1} \quad (\text{A.18d})$$

Escolhas diferentes do parâmetro β resulta em integradores temporais otimizados.

A vantagem de esquemas implícitos é a estabilidade incondicional com relação ao tempo. Métodos implícitos são normalmente indicados para estática, ou baixa frequência (Abboud, 1998).

Métodos explícitos possuem um limite de intervalo de tempo para o qual o algoritmo torna-se instável. O limite de tempo corresponde ao menor tempo de trânsito através qualquer elemento da malha $\Delta t_{estabilidade} = \text{mínimo}(h/v)$, h é o tamanho do elemento no nó, e v é a velocidade da onda. Em fenômenos ondulatórios, a resolução e precisão desejada requerem um passo de tempo menor do que um décimo do período de maior frequência de interesse, eliminando, assim, a principal vantagem dos métodos implícitos. É este limite no tempo, e, portanto, a distância percorrida durante cada intervalo de tempo. Em cada uma das equações do sistema (A.18) podem ser integradas de forma independente. O acoplamento é dado efetivamente pelas forças no lado direito da equação. Na implementação, as matrizes mostradas em (A.18) associadas ao número de nós definidos .

Os métodos de processamento piezoelétricos acoplam processo de mecânica dinâmica (A.15a) com eletrostática (A.15b). Um esquema explícito/implícito misto melhora a eficiência computacional na solução de problemas mecânico-elétrico. Este regime misto no PZFlex demonstrou alcançar duas ordens ganho de eficiência (aceleração computacional para um determinado modelo, ou tamanho do modelo para uma dado tempo) em comparação com implementações MEF convencionais (Abboud, 1998).

c. Autovalor / Extração em Modo Próprio: a análise clássica por autovalor é usada para a extração de frequências naturais e formas modais associadas. Deve-se notar que embora análise por autovalor se torna computacionalmente difícil com a separação modal que diminui nas ressonâncias mais elevadas, e solução própria refere-se apenas a energia conservação de sistemas (não amortecida). Efeitos de atenuação não são utilizados. É preciso analisar o problema de vibração forçada (no domínio da frequência ou do tempo) e o espectro de frequências para identificar as ressonâncias e, em seguida extrair o deslocamento de campo nestas frequências.

A1.4. Modelamento por Elementos Finitos para Transdutores e Arrays

Como em qualquer análise, a qualidade das respostas obtidas não depende apenas de uma boa escolha de métodos, mas também dos parâmetros utilizados para definir o modelo. O principal deles está relacionado às propriedades constitutivas do material. Alguns dos problemas básicos de modelagem de elementos finitos para simulação de transdutores e *arrays*, serão apresentados em seguida (Chan, 2011).

A1.4.1. Discretização Espacial e Temporal

Para problemas de propagação de ondas, a discretização deve incluir o menor comprimento de onda (ou seja, a frequência mais alta) de interesse. Isto é análogo a teoria da estrutura de cristal, na qual a estrutura discreta pode ser definida como um filtro passa-baixa com a frequência de corte dada pelo comprimento de onda igual de $2h$ (em que h é o tamanho do elemento finito). Para se alcançar uma boa resolução nas bordas nas frequências de interesse, é necessário que a relação λ/h varie de 8 a 20 elementos por comprimento de onda. Quando estão envolvidas longas distâncias de propagação e de frente de onda ou limitações da distorção do pulso, malhas com 20 elementos por comprimento de onda limita o erro numérico para menos de 1%. A proporção dos elementos finitos deve permanecer perto de um, mas pode atingir com segurança 2 ou 3 para acomodar as restrições geométricas.

Além disso, por causa da dualidade do espaço e do tempo na equação de onda, o mesmo critério utilizado para discretização espacial se aplica a diferenciação no tempo, o que significa que o passo de tempo ótimo deve estar no limite de estabilidade. Na prática, porém, apenas 90-95% dos casos no limite de estabilidade lineares e 80% de casos no limite de estabilidade não-lineares são realizáveis, o que é suficiente para a análise do transdutor.

Os componentes de frequência nem sempre são fatores determinantes em problemas de vibração, muitas vezes as características geométricas e limites são mais determinantes na discretização (Chan, 2011).

A1.4.2. Materiais Atenuantes

Materiais que são atenuantes dependendo da frequência são muito utilizados na modelagem de transdutor, pois em um transdutor há muitos polímeros envolvidos, incluindo suporte, as camadas de acoplamento e retaguarda, e lentes. O amortecimento afeta não só os sinais acústicos, mas também gera calor. No domínio de frequência, o nível de amortecimento pode ser especificada em cada frequência, e utilizada na caracterização do espectro. Modelos clássicos de elementos finitos com amortecimento no domínio do tempo são definidos por suas propriedades operacionais e algoritmos usados. Estes modelos possuem restrição quanto sua dependência com a frequência, mas pode variar de um elemento para o outro (Chan, 2011).

[A] O amortecimento é proporcional a massa, a atenuação por unidade de distância é constante com a frequência, $\alpha = \alpha(f^0)$. O amortecimento crítico equivalente é uma medida de atenuação por comprimento de onda, que é inversamente proporcional a frequência ($\xi \propto 1/f$).

[B] A relação da rigidez com o amortecimento tem uma dependência quadrática de atenuação ($\alpha = \alpha(f^2)$) na frequência de amortecimento crítico ($\xi \propto f$).

[C] As equações de Rayleigh para o amortecimento permitem uma combinação linear das massas e rigidez.

[D] Três parâmetros do modelo viscoelástico fornecem um comportamento um pouco mais complexo, com a atenuação com expoentes variando de 2 a 0 a medida que a frequência aumenta.

Estes modelos proporcionam uma adaptação adequada, para uma gama de frequências. O Modelo de amortecimento de Rayleigh é versátil na medida em que fornece um parâmetro de ajuste. Uma melhoria substancial nos resultados experimentais é obtida quando as propriedades de amortecimento são especificadas de forma independente para os componentes volumétricos (ou longitudinal) e cisalhamento. Polímeros e borrachas, por exemplo, exibem muito maior atenuação das suas componentes de cisalhamento.

Modelos viscoelásticos com leis mais gerais de energia de frequência podem ser formulados, mas têm uma sobrecarga computacional elevada por causa das integrais envolvidas (Chan, 2011).

A1.4.3. Condições de Contorno

Muitas vezes é impraticável modelar um dispositivo de transdução acústico num meio circundante. Na verdade, tendo em vista que comprimentos de onda de ultrassônicos típicos estão no intervalo de milímetro, a alta resolução das simulações com elementos finitos levaria um tempo computacionalmente exorbitante, a menos que o intervalo seja restrito para a área de interesse. A utilização de uma fronteira artificial é necessária para domínios grandes em comparação com o comprimento de onda característico. Condições de contorno apropriadas precisam ser impostas na fronteira para simular o comportamento de um meio de contínuo.

Não há condições exatas de absorção aplicáveis a todas as situações sejam no domínio da frequência, no domínio do tempo, ou na propagação de ondas não-lineares. Sistemas computacionalmente atraentes são baseados em diferentes graus de aproximação, com suposições sobre a taxa de decaimento espacial da onda de radiação, o seu ângulo de incidência sobre o limite de propagação, e a sua velocidade de onda (Chan, 2011).

A parte de propagação de uma onda é dada por

$$\frac{\partial}{\partial n} = \left(\frac{-1}{c_n}\right) \frac{\partial}{\partial t} \quad (\text{A.19})$$

Em que C_n é a velocidade de fase da onda na direção normal à propagação. A equação de equilíbrio da quantidade de movimento nos limites da velocidade do nó

$$\frac{\Delta_t V}{\Delta t} = \frac{1}{\rho} \frac{\Delta_n \tau}{\Delta n} = -\frac{1}{\rho c_n} \frac{\Delta_t \tau}{\Delta t} \quad (\text{A.20})$$

Esta condição de contorno absorvente não faz suposições sobre propriedades constitutivas materiais, a geometria da fronteira, ou o ângulo de incidência da onda dispersa.

É preciso cuidado na colocação de absorvedor nas condições de contorno, eles devem ser colocados a alguma distância a partir dos elementos ativos. Isto evita também perto incidência crítica na fronteira, onde a precisão geral degrada. Os efeitos de acoplamento são de interesse, estão relacionados ao caminho da onda, que deve ser mantido na domínio computacional. Uma verificação útil consiste em traçar a pressão da onda em toda a malha e verificar que se as reflexões espúrias da fronteira estão em níveis de erro de segunda ordem. Em tais circunstâncias, as simulações servem não só para explicar os fenômenos de interação complexas, mas também para validar o modelo.

Os tratamentos da absorção não são as únicas condições de contorno do modelo. A simetria e conceitos de periodicidade são igualmente cruciais para abordagens de uma solução eficaz (Chan, 2011).

A1.4.4. Extrapolação para o Campo Próximo e Distante

Os resultados em longas distâncias do transdutor são muitas vezes de interesse, tais como padrões de feixe, eco de refletores ou pontos focais. Solução

por elementos finitos exige cálculos de campo na região entre a fonte e os pontos distantes. A solução é o cálculo da integral dos pontos de saída especificados de uma superfície delimitadora da região da fonte, o que pode ser considerado como métodos de extrapolação. Existem formulações integrais para a propagação através de meios elásticos homogêneos e até mesmo para meios elásticos multicamadas. O mais simples são equações integrais que descrevem a radiação através de meios acústicos homogêneos (Chan, 2011).

A1.4.5. Circuitos Elétricos

Os transdutores de ultrassom necessitam de circuitos eletrônicos de apoio, que pode ser ligado por um cabo coaxial. Durante o processo de definição, é necessário modelar os circuito de estimulação, de recepção e a interferência do cabo. Os elementos do circuito são representados por resistores, indutores, capacitores e transformadores.

Na abordagem no domínio do tempo, as condições elétricas de contorno nos eletrodos são substituídas por um conjunto de equações de acoplamento que relacionam a tensão e carga em todo o circuito. As condições elétricas de contorno (aberto, terra, voltagem aplicada ou corrente) são aplicadas ao circuito. Os potenciais de cada elemento do circuito estão acoplados aos valores nodais ao longo do modelo de Elementos Finitos em cada iteração.

Os eletrodos são modelados com restrição de tensão, isto é, a tensão em cada nó eletrodo está restrita a um equipotencial. Os efeitos mecânicos eletrodos são negligenciados. A massa e a rigidez do eletrodo podem ser contabilizados, mas são geralmente insignificante quando comparada com as da cerâmica (Chan, 2011).

A1.5. Parâmetros de Simulação

A1.5.1. Análise de Elementos Finitos (FEA)

A estrutura é dividida num número suficiente de pequenas regiões para moldar os elementos e somente a magnitude da tensão pode ser encontrada. As equações que governam o comportamento de cada elemento asseguram que os deslocamentos são contínuos através dos limites do elemento e que todas as condições de contorno são satisfeitas. Grande número de elementos geralmente significa uma melhor aproximação, mas nem sempre isso é necessário.

Alguns termos usados em FEA:

- Domínio - os ambientes que podem afetar o modelo.
- Nós - pontos discretos dentro do domínio que formam a estrutura do modelo ligados em conjunto numa série de elementos finitos, tendo cada um um conjunto de equações que governam as propriedades do material.
- Malhas - divisão dos volumes modelados.
- Graus de liberdade - temperatura, pressão, tensão e o deslocamento em cada um dos eixos

Segundo PZFlex (Chan, 2011) "A 'arte' da FEA é fazer com que os pressupostos corretos permitam uma solução em uma quantidade razoável de tempo, mantendo a precisão".

A estrutura de FEA pode ser dividida em três secções:

1. Pré-processamento

- Etapa de entrada da análise - geração de modelo usando os elementos, condições de contorno, e cargas adequados e selecionando de solução.

2. Solução

- Resolve a matriz gerada durante o pré-tratamento de uma forma eficiente.

3. Pós-processamento

- Análise e apresentação dos resultados.

Diferentes tipos de FEA:

- Estática - calcula o comportamento do estado estacionário de um sistema, quando uma carga constante é aplicada.
- Modal - usada para extrair as frequências naturais e modos de vibração de estruturas elásticas lineares.
- Harmônica – usada quando uma carga senoidal de amplitude e frequência conhecida é aplicada a uma estrutura.
- Transitória - calcula a resposta dinâmica de uma estrutura que é submetida a uma carga.

As informações obtidas a partir de FEA:

- Impedância elétrica e características de frequência – o resultado simulado pode ser comparado com parcela experimental obtido analisador de impedância; a impedância de entrada revela a localização de todos os modos de ressonância e antirressonância; mostra se os modos de vibração do transdutor e se está acoplado a outras ressonâncias; a eficiência do transdutor é medida pelo coeficiente de acoplamento eletromecânico k .

- Perfil de deslocamento da superfície: permite obter a magnitude e fase de deslocamento num plano do transdutor; permite visualizar o desempenho real transdutor; utilizada para determinar o perfil de pressão do campo acústico gerado pelo transdutor.

A1.5.2 Definições Gerais do Código

O PZFlex fornece um arquivo de entrada para o modelo a ser escrito dentro da estrutura geral (Chan, 2011). A estrutura geral é listada abaixo:

- Dimensões físicas: as dimensões úteis usadas para marcar os pontos-chave;
- Sistema de coordenadas X-Y-Z - utilizar as dimensões físicas para marcar os pontos-chave ao longo dos eixos;
- Tamanho do elemento - calcular o tamanho do elemento para o modelo
- Sistema de coordenadas • I-J-K – define o mapeamento da rede de nós com base nas dimensões físicas e tamanho do elemento, o comando GRID para criar rede de nós;
- Definição GEOM - associa os nós IJK com as dimensões físicas correspondentes;
- Definição de materiais - comando MATR;
- Definição de materiais do site - comando SITE, adiciona os nós para a região dos materiais através dos subcomandos REGN, CYLN, SPHR;
- Condições de Contorno – comando Boun, estabelece o comportamento nas bordas através do subcomando SIDE;
- Função de excitação - comando FUNC, define o tipo de estimulação onda;

- Cálculo das propriedades - comando CALC, seleciona as propriedades para calcular o modelo através dos subcomandos PRES e DISP;
- Campo elétrico / pressão aplicada – comandos usados PIEZ e PLOD;
- Histórico no tempo – uso comando POUT, armazena os dados específicos a serem analisados posteriormente;
- Modelo de Processo (padrão);
- Comando de Execução (Command Execution) - executa o modelo para um determinado período de tempo;
- • Plotagem – faz a análise do modelo após o termino da execução.