

**MARO JINBO**

**IMAGENS ULTRA-SÔNICAS EM MODO-B COM TÉCNICAS DE  
ABERTURA FOCAL SINTÉTICA - SAFT**

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

**São Paulo**

**2007**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**MARO JINBO**

**IMAGENS ULTRA-SÔNICAS EM MODO-B COM TÉCNICAS DE  
ABERTURA FOCAL SINTÉTICA - SAFT**

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

**Área de Concentração:  
Engenharia Mecatrônica**

**Orientador:  
Prof. Dr. Flávio Buiochi**

**São Paulo**

**2007**

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

**São Paulo, 25 de abril de 2007.**

**Assinatura do autor** \_\_\_\_\_

**Assinatura do orientador** \_\_\_\_\_

## FICHA CATALOGRÁFICA

**Jinbo, Maro**

**Imagens ultra-sônicas em modo-B com técnicas de abertura focal sintética - SAFT / M. Jinbo. -- ed.rev. -- São Paulo, 2007.  
110 p.**

**Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.**

**1. Ensaaios não destrutivos 2. Processamento de sinais acústicos 3. Ultra-sonografia I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II. t.**

Dedico este trabalho à minha família  
em especial à Márcia.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. Dr. Flávio Buiochi, pela sua dedicação e paciência na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Júlio César Adamowski pela infra-estrutura de laboratório disponível no LUS (Laboratório de Ultra-Som da Escola Politécnica da USP) que possibilitou a confecção e experimentos com transdutores matriciais na geração de imagens acústicas.

Ao meu amigo Prof. Juan Carlos Guglielmo Benitez e ao Magnífico Reitor da Universidade do Contestado Werner José Bertoldi, responsáveis pela implantação do curso de Engenharia Mecatrônica no campus Curitibaanos o que motivou a busca pelo mestrado.

Aos meus amigos da USP, em especial ao Mestre Marco Aurélio Brizzotti, pelo auxílio prestado ao meu trabalho de pesquisa, na confecção de transdutores e realização de experimentos em laboratório.

Ao Diretor Presidente Pedro Paulo Rodrigues e à Diretora Administrativa Inara Balbinotti, da Universidade do Contestado, pelo apoio financeiro na realização deste trabalho.

"A melhor maneira de ter uma boa idéia   ter muitas idéias."  
Linus Pauling.

## RESUMO

Este trabalho trata do estudo e aplicação da técnica de abertura focal sintética (SAFT) na geração de imagens por ultra-som em modo-B com transdutores matriciais lineares, para aplicação em ensaios não destrutivos. Sinais em modo-A são adquiridos e armazenados correspondentes ao meio inspecionado. Implementaram-se duas estratégias de processamento baseadas no método SAFT. A primeira consiste em um elemento central do *array* emitindo e todos recebendo, resultando em imagens com uma baixa energia acústica envolvida. A outra estratégia considera cada um dos elementos do *array* emissores e receptores gerando imagens de melhor qualidade, mas requer um maior tempo de processamento. Aplicaram-se técnicas de processamento digital de sinais como: filtragem, extração da envoltória, retificação, compressão logarítmica, interpolação e janelas de ponderação. Arquivos de dados foram gerados com um *array* de 128 elementos pelos pesquisadores da Universidade de Michigan e disponibilizados no site. Esses foram utilizados para a elaboração e otimização dos algoritmos no Matlab<sup>R</sup>. As imagens obtidas foram analisadas com relação a alguns parâmetros como a resolução axial e lateral, o contraste e o tempo de processamento. Foi confeccionado, no Laboratório de Ultra-Som da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, transdutor *array* de 16 elementos. Realizaram-se experimentos, adquirindo-se sinais que foram processados, gerando imagens referentes ao meio inspecionado.

Palavras-chave: Ensaios não destrutivos. Imagens acústicas. Transdutores matriciais lineares.

## **ABSTRACT**

This work deals with the study and application of the synthetic aperture focusing technique (SAFT) for generating ultrasonic images in mode-B with linear array transducers for nondestructive testing applications. Mode-A signals are acquired and stored corresponding to the inspected medium. It was implemented two processing strategies based on SAFT. The first one consists of an array emitting with the central element and receiving with all the elements, resulting in images with a low acoustic energy involved. The second considers each one of the emitting and receiving elements of the array, generating images of better quality but requiring a longer processing time. Digital signal processing techniques were applied such as: filtering, envelope detection, rectification, logarithmic compression, interpolation, and weighting windows. Data were generated with a 128-element array by researchers from the University of Michigan and made available at the institution website. These data were used for elaborating and optimizing the algorithms using Matlab<sup>R</sup>. The acquired images were analyzed regarding some parameters as axial and lateral resolution, contrast and the processing time. A 16-element array was confectioned in the Ultrasound Laboratory of the School of Engineering at the University of São Paulo. Experiments were conducted and signals were acquired and processed, resulting in images of the inspected medium.

Key words: Nondestructive testings. Acoustic images. Linear arrays.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1	Técnica de aproximação monoestática para aquisições de sinais com transdutor monoelemento, armazenagem e processamento digital.....	2
Figura 1.2	O transdutor <i>array</i> linear. ....	3
Figura 1.3	<i>Phased array</i> com focalização e deflexão.....	4
Figura 1.4	Diagrama de blocos do sistema de aquisição de sinais com <i>phased array</i> .....	5
Figura 3.1	Transdutor monoelemento.....	14
Figura 3.2	Limite entre o campo próximo e distante.....	14
Figura 3.3	Transdutor <i>array</i> linear 1-D.....	15
Figura 3.4	Transdutor <i>array</i> 2-D com $8 \times 8 = 64$ elementos.....	16
Figura 4.1	Princípio de um sinal em modo-A ultra-sônico.....	18
Figura 4.2	Imagem em modo-B.....	18
Figura 4.3	Diagrama de blocos do processamento digital de sinais para formação da imagem em modo-B.....	20
Figura 4.4	Filtro FIR Passa Faixa: a) Magnitude; b) Fase.....	21
Figura 4.5	Janelas de ponderação.....	25
Figura 4.6	Perfil lateral do feixe para $d = \lambda/2$ .....	31
Figura 4.7	Perfil lateral do feixe com $d > \lambda/2$ . Lóbulos de espaçamento ( <i>grating lobes</i> ).....	32
Figura 5.1	Atrasos inseridos na emissão produzindo: (a) Feixe sem deflexão e sem focalização; (b) Feixe com deflexão e sem focalização; (c) Feixe focalizado e sem deflexão; (d) Feixe defletido e focalizado.....	33
Figura 5.2	Princípio físico da focalização na emissão.....	34
Figura 5.3	Geometria de um <i>array</i> na deflexão e focalização no ponto $(R, \theta)$ .....	36
Figura 5.4	Geometria de um <i>array</i> na deflexão e focalização cilíndrica no ponto $(R, \theta)$ .....	38
Figura 5.5	Geometria de um <i>array</i> na deflexão e focalização diédrica no ponto $(R, \theta)$ .....	39
Figura 5.6	Campo acústico gerado por um <i>array</i> de 16 elementos, feixe focalizado no eixo a 30mm de profundidade. (a) Leis de focalização cilíndrica; (b) Leis de focalização diédrica.....	40

Figura 5.7	<p>Campo acústico gerado por um <i>array</i> de 16 elementos, feixe defletido a 20° e focalizado a 30mm de profundidade.</p> <p>(a) Leis de focalização cilíndrica; (b) Leis de focalização diédrica.....40</p>
Figura 5.8	Subabertura de transmissão e subabertura recepção M-SAFT.....43
Figura 5.9	Varredura setorial e amostras do sinal coerente para um determinado setor da imagem.....45
Figura 5.10	Varredura retangular e amostras do sinal coerente para uma linha da imagem.....46
Figura 6.1	Geometria do <i>wire phantom</i> .....49
Figura 6.2	Geometria do <i>cyst phantom</i> .....50
Figura 6.3	<p>Espetros de Frequências de um sinal em modo-A do <i>wire phantom</i> :</p> <p>(a) sinal original; (b) sinal filtrado.....51</p>
Figura 6.4	Resolução Lateral Teórica do <i>wire phantom</i> .....53
Figura 6.5	<p>Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B numa faixa de 100dB e setores com:</p> <p>(a) 2453 focos; (b) 154 focos.....54</p>
Figura 6.6	Perfil lateral do <i>wire phantom</i> , setores com: (a) 2453 focos; (b) 154 focos.....55
Figura 6.7	<p>Medidas da Resolução Lateral (RL) do <i>wire phantom</i> com 2453 focos por setor para cada uma das seis profundidades: (a) Z=34,5mm; RL=1,44mm;</p> <p>(b) Z=50,2mm; RL=1,93mm; (c) Z=68mm;RL=2,78mm; (d) Z=86,7mm; RL=2,92mm;</p> <p>(e) Z=105,9mm; RL=4,01mm; (f) Z=125mm; RL=5,23mm.....56</p>
Figura 6.8	<p>Curvas da Resolução Angular e Lateral do <i>wire phantom</i>, setores com:</p> <p>(a) 2453 focos; (b) 1227 focos; (c) 307 focos; (d) 154 focos.....57</p>
Figura 6.9	<p>Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B numa faixa de 100dB com 1839 focos com:</p> <p>(a) 121 setores; (b) 601 setores.....58</p>
Figura 6.10	Perfil lateral do <i>wire phantom</i> com 1839 focos: (a)121 setores; (b) 601 setores.....59
Figura 6.11	<p>Resolução Angular e Lateral do <i>wire phantom</i> com 1839 focos com: (a) 121 setores;</p> <p>(b) 601 setores.....60</p>
Figura 6.12	<p>Imagem do <i>wire phantom</i> em modo-B numa faixa de 100dB com <b>700</b> focos por setor com: (a) compressão logarítmica e retificação; (b) extração da envoltória.....61</p>
Figura 6.13	Perfil Axial do <i>wire phantom</i> com 2453 focos para 181 setores.....62
Figura 6.14	<p>Imagens do <i>cyst phantom</i> em modo-B numa faixa de 100dB, setores com:</p> <p>(a) 1227 focos; (b) 307 focos.....63</p>
Figura 6.15	Contraste do <i>cyst phantom</i> , setores com: (a) 1227 focos; (b) 307 focos.....63

Figura 6.16	Imagem do <i>cyst phantom</i> em modo-B numa faixa de 100dB com 1500 focos por setor com: (a) retificação; (b) extração da envoltória.....	64
Figura 6.17	Contrastes do <i>cyst phantom</i> com 1500 focos por setor com: (a) retificação; (b) extração da envoltória.....	64
Figura 6.18	Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B numa faixa de 145dB e 181 setores com: (a) 2453 focos; (b) 307 focos; (c) 307 focos interpolado com fator 2 vezes (137dB).....	66
Figura 6.19	Perfil lateral do <i>wire phantom</i> , setores com: (a) 2453 focos; (b) 307 focos.....	67
Figura 6.20	Resolução Angular e Resolução Lateral do <i>wire phantom</i> setores com: (a) 2453 focos; (b) 307 focos.....	68
Figura 6.21	Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B numa faixa de 145dB e 1839 focos com: (a) 121 setores; (b) 601 setores.....	68
Figura 6.22	Resolução Angular e Resolução Lateral do <i>wire phantom</i> e 1839 focos com: (a) 121 setores; (b) 601 setores.....	69
Figura 6.23	Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B com 2453 focos e 181 setores: (a) Focalização exata (147dB); (b) Focalização cilíndrica (147dB); (c) Focalização diédrica (138dB).....	70
Figura 6.24	Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B numa faixa de 145dB e 614 focos por setor com: (a) compressão logarítmica e retificação; (b) extração da envoltória.....	72
Figura 6.25	Perfil Axial do <i>wire phantom</i> com 154 focos para 181 setores.....	72
Figura 6.26	Geometria com os emissores virtuais dispostos em um semicírculo.....	74
Figura 6.27	Imagens do <i>wire phantom</i> em modo-B com 2453 focos e 181 setores: (a) Focalização exata (115 dB); (b) Emissão cilíndrica convexa (110dB).....	74
Figura 6.28	Imagens do <i>cyst phantom</i> em modo-B com 1227 focos e 181 setores: (a) Focalização exata (140dB); (b) Focalização cilíndrica (138dB); (c) Focalização diédrica (dB); (d) Focalização exata com 307 focos e 181 setores (138dB).....	76
Figura 6.29	Contrastes do <i>cyst phantom</i> e setores com: (a) 1227 focos; (b) 307 focos.....	76
Figura 6.30	(a) Protótipo de um <i>array</i> com 16 elementos; (b) Sinal emitido por um dos elementos do <i>array</i> , medido experimentalmente com um hidrofone pontual de diâmetro 0,6mm (JP WEIGHT- Ultrasonic Instrumentation), posicionado a uma distância de 5mm do elemento emissor.....	78
Figura 6.31	Geometria do experimento com <i>array</i> de 16 elementos e um <i>phantom</i> com 4 fios de nylon.....	79
Figura 6.32	Imagem do <i>phantom</i> com 4 fios de nylon gerada pelo transdutor reconstruído com SAFT-N Emissores com focalização exata.....	79

Figura 6.33	Geometria do experimento no interior do polímero.....	80
Figura 6.34	Imagens do <i>phantom</i> no interior de um sólido de Delrin <sup>R</sup> : a) SAFT - N Emissores e focalização exata; b) SAFT com 4 emissores centrais; c) SAFT com 4 elementos centrais em emissão plana; d) SAFT com 4 elementos centrais em emissão cilíndrica convexa.....	81
Figura 6.35	Imagem do <i>phantom</i> no interior de um sólido de Delrin <sup>R</sup> processado com SAFT 4 emissores excitados simultaneamente, frente de onda plana.....	82

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Expressões matemáticas das janelas de ponderação.....	24
Tabela 6.1 – Tempo de processamento requerido para reconstrução das imagens do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-Um Emissor.....	54
Tabela 6.2 – Resoluções angulares em graus do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-Um Emissor.....	60
Tabela 6.3 – Resoluções laterais em mm do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-U Emissor.....	60
Tabela 6.4 – Resoluções axiais em mm do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-Um Emissor.....	62
Tabela 6.5 – Contrastes do <i>cyst phantom</i> de acordo com o número de focos por setor obtidos com SAFT-Um Emissor.....	65
Tabela 6.6 – Tempo de processamento requerido para reconstrução das imagens do <i>cyst phantom</i> com SAFT-Um Emissor.....	65
Tabela 6.7 – Tempo de processamento requerido para reconstrução das imagens do <i>wire phantom</i> com SAFT-N Emissores.....	65
Tabela 6.8 – Resoluções angulares em graus do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-N Emissores.....	71
Tabela 6.9 – Resoluções laterais em mm do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-N Emissores.....	71
Tabela 6.10 – Resoluções axiais em mm do <i>wire phantom</i> obtidas com SAFT-N Emissores.....	73
Tabela 6.11 – Contrastes do <i>cyst phantom</i> de acordo com o número de focos por setor obtidos com SAFT-N Emissores.....	76
Tabela 6.12 – Tempo de processamento requerido para reconstruções das imagens do <i>cyst phantom</i> com SAFT-N Emissores.....	77
Tabela 7.1 – Tempo de processamento requerido.....	83
Tabela 7.2 – Média dos valores medidos da Resolução Lateral do <i>wire phantom</i> .....	84
Tabela 7.3 – Média dos valores de contrastes medidos do <i>cyst phantom</i> .....	85

## LISTA DE ABREVIATURAS

1-D	Unidimensional
2-D	Bidimensional
A/D	Analógico/Digital
<i>BUL-UM</i>	<i>Biomedical Ultrasonics Laboratory</i> da Universidade de Michigan
<i>CSIC</i>	<i>Consejo Superior de Investigaciones Cientificas</i>
<i>DAISY</i>	<i>Digital Acoustic Imaging System</i>
END	Ensaios Não Destrutivos
<i>FIR</i>	<i>Finite Impulse Response</i>
<i>FWHM</i>	<i>Full Width Half Maximum</i>
LUS-EPUSP	Laboratório de Ultra-som da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
<i>M-SAFT</i>	<i>Multi-Synthetic Aperture Focusing Technique</i>
<i>PMN-PT</i>	<i>lead magnesium niobate-lead titanate</i>
<i>PSF</i>	<i>Point Spread Function</i>
<i>PVDF</i>	<i>polyvylidene fluoride</i>
<i>PZN-PT</i>	<i>lead zinc niobate-lead titanate</i>
<i>PZT</i>	titanato zinconato de chumbo
RA	Resolução angular
<i>RAM</i>	<i>Random Access memory</i>
RF	Rádio Freqüência
RL	Resolução Lateral
<i>SAFT</i>	<i>Synthetic Aperture Focusing Technique</i>
<i>SAFT-N</i>	<i>Synthetic Aperture Focusing Technique</i> - N Emissores
<i>SAFT-Um</i>	<i>Synthetic Aperture Focusing Technique</i> - Um Emissor
<i>SAFT-UT</i>	<i>Synthetic Aperture Focusing Technique for Ultrasonic Testing</i>
<i>SF</i>	<i>Synthetic Focusing</i>
<i>SNR</i>	<i>Signal to Noise Relation</i>
<i>STA</i>	<i>Synthetic Transmit Aperture</i>

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\Delta x$	resolução lateral
$\Delta \theta$	resolução angular
$\Delta d$	resolução axial
$c$	velocidade de propagação da onda no meio
$C$	contraste
$D$	abertura do transdutor
$d$	distância entre dois elementos adjacentes do <i>array</i>
$d_e$	distância do emissor ao foco
$d_r$	distância do receptor ao foco
$f$	freqüência
$h$	distância do centro do transdutor ao elemento virtual na emissão em semicírculo
$k$	número de amostras do sinal
$L$	largura do transdutor <i>array</i> linear
$M$	tamanho da janela de ponderação
$MB$	o valor médio da amplitude do sinal fora do <i>phantom</i>
$M_L$	número de linha que forma a varredura
$MP$	valor médio da amplitude do sinal dentro da região do <i>phantom</i>
$N$	número de elementos de um <i>array</i>
$n(t)$	ruído
$r$	raio
$R$	distância do centro do transdutor ao foco
$R_i$	distância do centro do transdutor a um foco genérico de um setor
$R_n$	distância entre o n-ésimo elemento e o foco
$S(t)$	sinal em modo-A
$S_i$	valor médio da amplitude dos pixels dentro da região do <i>phantom</i>
$S_n$	sinal com atraso do n-ésimo elemento do <i>array</i>
$S_o$	valor médio da amplitude fora da região do <i>phantom</i> .

$t$	tempo
$T_L$	tempo de processamento de uma linha
$T_D$	constante positiva de atraso
$T_{er}$	tempo de voo
$T_n$	atraso relativo ao n-ésimo elemento
$T_o$	tempo adicional entre pulsos
$T_p$	tempo de duração do pulso ultra-sônico
$w$	janela de ponderação
$x$	direção longitudinal
$X_j$	coordenada longitudinal de um foco genérico
$x_n$	distância do centro do transdutor ao n-ésimo elemento
$xn$	distância do n-ésimo elemento ao centro do <i>array</i>
$z$	profundidade axial
$Z_i$	coordenada axial de um foco genérico
$Z_S$	limite entre campo próximo e distante
$\alpha$	variável da função de Bessel
$\beta$	variável da função de Bessel
$\gamma$	ângulo de deflexão do elemento virtual em relação ao eixo acústico na emissão em semicírculo
$\varepsilon$	desvio padrão
$\theta$	ângulo de deflexão
$\theta_j$	ângulo de deflexão de um setor para um foco genérico
$\lambda$	comprimento de onda
$\mu_C$	média da intensidade do <i>phantom</i>
$\mu_S$	média da amplitude dentro do <i>speckle</i>
$\sigma_S$	desvio padrão dentro do <i>speckle</i>
$\tau$	atraso

# SUMÁRIO

CAPÍTULO 1.....	1
INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Introdução.....	1
1.2 Objetivos.....	6
1.3 Organização.....	7
CAPÍTULO 2.....	9
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	9
CAPÍTULO 3.....	13
TRANSDUTORES ULTRA-SÔNICOS.....	13
3.1 Materiais piezelétricos.....	13
3.2 Transdutores monoelemento.....	14
3.3 Transdutores Matriciais.....	16
CAPÍTULO 4.....	18
IMAGENS ULTRA-SÔNICAS.....	18
4.1 Modos de Imagem.....	18
4.2 Processamento Digital de Sinais.....	20
4.2.1 Filtro de Sinais.....	21
4.2.2 Envoltória do sinal.....	23
4.2.3 Compressão logarítmica.....	23
4.2.4 Conversão de varredura.....	23
4.2.5 Interpolação.....	24
4.2.6 Janelas de Ponderação ou Apodização.....	24
4.2.7 Tempo de Processamento Requerido.....	27
4.3 Critérios para Avaliar a Qualidade de uma Imagem.....	27
4.3.1 Resolução Lateral ou Transversal.....	27
4.3.2 Resolução Axial ou Longitudinal.....	28
4.3.3 Contraste.....	29
4.3.4 Resolução Temporal.....	30
4.3.5 Relação sinal-ruído.....	31
4.3.6 Perfil do feixe da onda ultra-sônica.....	31
CAPÍTULO 5.....	34
TÉCNICAS DE ABERTURA FOCAL SINTÉTICA (SAFT).....	34
5.1 Formação de Feixes Ultra-Sônicos com <i>Phased Arrays</i> Lineares.....	34
5.2 Técnicas de Focalização com <i>Phased Arrays</i> Lineares.....	35
5.2.1 Focalização na emissão.....	35

5.2.2 Focalização na recepção.....	36
5.2.3 Cálculo dos atrasos de focalização e deflexão exatos e aproximados para lentes cilíndrica e diédrica.....	36
5.3 Técnicas de Abertura Focal Sintética.....	41
5.4 Varredura Setorial e Retangular.....	45
<b>CAPÍTULO 6.....</b>	<b>48</b>
<b>RESULTADOS SIMULADOS E EXPERIMENTAIS.....</b>	<b>48</b>
6.1 Introdução.....	48
6.2 Resultados Simulados com <i>phased array</i> linear de 128 elementos.....	49
6.2.1 Arquivos de dados para simulação.....	49
6.2.2 Filtragem de sinais.....	51
6.2.3 Interpolação.....	52
6.2.4 Estratégias de Processamento de Sinais.....	52
6.2.5 Resoluções Laterais Teóricas do <i>wire phantom</i> .....	52
6.2.6 Resoluções Laterais Medidas do <i>wire phantom</i> obtidos com SAFT–Um Emissor.....	53
6.2.7 Imagem do <i>wire phantom</i> em modo-B com compressão logarítmica.....	61
6.2.8 Resoluções Axiais Medidas do <i>wire phantom</i> obtidos com SAFT–Um Emissor.....	61
6.2.9 Contrastes do <i>cyst phantom</i> obtidos com SAFT–Um Emissor.....	62
6.2.10 Resoluções Laterais Medidas do <i>wire phantom</i> obtidos com SAFT–N Emissores.....	65
6.2.11 Imagens do <i>wire phantom</i> com SAFT – N Emissores obtidas com focalizações exatas e aproximadas (cilíndrica e diédrica).....	69
6.2.12 Imagem do <i>wire phantom</i> em modo-B com compressão logarítmica.....	71
6.2.13 Resoluções Axiais Medidas do <i>wire phantom</i> com SAFT–N Emissores.....	72
6.2.14 Imagens do <i>wire phantom</i> com SAFT obtidas com emissores centrais dispostos em um semicírculo.....	73
6.2.15 Imagens do <i>cyst phantom</i> com SAFT–N Emissores obtidas com focalizações exata, cilíndrica e diédrica.....	75
6.3 Resultados Experimentais com <i>phased array</i> linear 16 elementos.....	78
6.3.1 Experimento com fios de nylon submerso em água.....	78
6.3.2 Experimento com <i>phantom</i> no interior de um sólido de polímero de Delrin <sup>R</sup> .....	80
<b>CAPÍTULO 7.....</b>	<b>83</b>
<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>83</b>
7.1 Conclusões.....	83
7.2 Trabalhos Futuros.....	86
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>87</b>

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Introdução

Na época da Primeira Guerra Mundial (1914-1918) iniciaram-se as pesquisas de tecnologias de imagens acústicas. A força naval francesa necessitava detectar submarinos alemães e designou Paul Langevin para desenvolver um sistema que resultou no sonar. Langevin foi o pioneiro a obter êxito no desenvolvimento de transdutores piezelétricos que produzissem um sinal elétrico de intensidade razoável, a partir dos ecos refletidos em obstáculos. Entre meados de 1920 e meados de 1950, o cientista russo Sokolov utilizou o som como um meio de codificar informações de imagens de tal forma que pudesse ser observada em tempo-real.

As imagens de ultra-som são produzidas por ondas acústicas cujas frequências estão acima do limite superior da frequência audível, onde aplicações iniciais datam da década de 1940. Geralmente, utilizam-se transdutores em banda larga, cuja frequência central de vibração está na faixa de 1 a 10MHz para obtenção de imagens. Frequências maiores podem ser utilizadas, resultando em imagens de maior qualidade, mas são necessárias técnicas mais apuradas na fabricação desses transdutores, além de a profundidade de varredura diminuir, devido à atenuação (Cannata *et al.*, 2003).

A partir de 1970, as imagens ultra-sônicas vêm sendo amplamente utilizadas em diagnósticos médicos, para observar a anatomia interna de forma não invasiva. Destacaram-se em algumas áreas da Medicina como a obstetrícia, pediatria, cardiologia, complementando os sistemas de raio-X e ressonância magnética, mas relativamente com baixo custo, sem emissão de radiação ionizante e em tempo-real.

O ultra-som, desde a década de 1980, teve grandes avanços na geração de imagens acústicas em tempo-real para END (Ensaio Não Destrutivo), na inspeção de estruturas na indústria aeronáutica, aeroespacial, nuclear, petrolífera e outras. Assegurando a qualidade dos componentes fabricados como partes de turbinas, realizando inspeções em tubulações petrolíferas, proporcionando a verificação de partes de aeronaves em sua rotina de manutenção, de forma eficiente e rápida.

As imagens em modo-B são geradas a partir da composição dos sinais em modo-A cujos sinais podem ser adquiridos com transdutores monoelemento ou matricial (*array*). Um transdutor monoelemento obtém imagens de um plano, ou seja, imagens bidimensionais de uma seção transversal da região inspecionada. Nessa técnica, o transdutor monoelemento deve ser deslocado ao longo de uma linha, com passos determinados, e realiza-se a aquisição de sinal para cada posição. Essa técnica é denominada de aproximação monoestática (Ylitalo, 1994). No sistema de aproximação monoestático, uma possível configuração está ilustrada na Fig.1.1. O transdutor emite um pulso ultra-sônico e recebe o eco na mesma posição, para isso o sistema possui um demultiplexador para comutar entre emissão e recepção. O filtro limita a faixa de frequência, eliminando ruídos indesejáveis. O sinal é adquirido com o uso de um osciloscópio digital (ou um conversor A/D) e é armazenado na memória de um computador. Através de técnicas de processamento de sinais como a técnica de abertura focal sintética SAFT (*Synthetic Aperture Focusing Technique*), a imagem é reconstruída e apresentada em um monitor de vídeo. O SAFT consiste no controle do feixe ultra-sônico através da inserção de atrasos nos sinais adquiridos e armazenados.

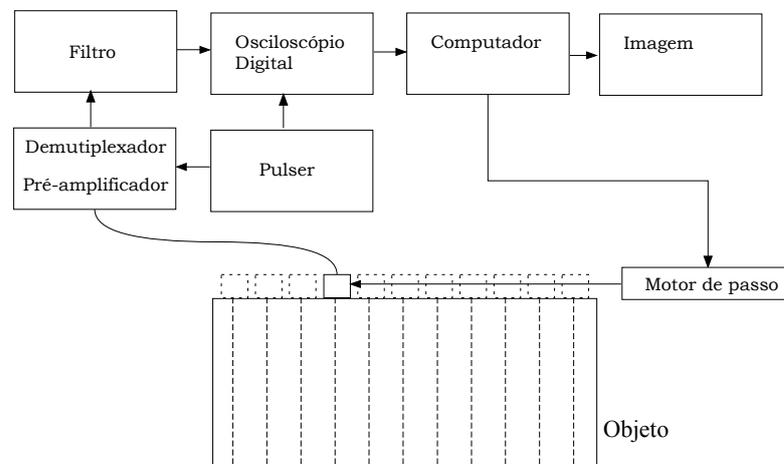


Figura 1.1 – Técnica de aproximação monoestática para aquisições de sinais com transdutor monoelemento, armazenagem e processamento digital.

Um sistema de imagens ultra-sônicas requer geralmente um transdutor matricial composto por um conjunto de elementos com características piezelétricas que podem servir como emissores e receptores de ondas acústicas. O transdutor matricial pode ser 1D (*array* linear ou unidimensional) ou 2D (*array* bidimensional) realizando a varredura em um plano perpendicular ou em um volume piramidal, respectivamente. Parte integrante deste sistema consiste na eletrônica para excitação e recepção de sinais elétricos dos elementos transdutores. Através do controle eletrônico se consegue realizar a formação do feixe de onda acústica para

uma determinada direção desejada, profundidade de foco e lente acústica. Além disso, o sistema de imagens é composto por um sistema de processamento digital de sinais e de visualização da imagem.

O *array* linear é operado através da aplicação de pulsos de tensão para grupos de elementos simultaneamente e em seqüência e o feixe ultra-sônico é movido ao longo da face do transdutor eletronicamente como se pode observar na Fig.1.2, produzindo imagens similares às obtidas com transdutores monoelemento manualmente. Se o sequenciamento for rápido o suficiente (20 imagens por segundo) produzirá imagens em tempo-real. Os *arrays* lineares geralmente possuem 5cm de comprimento ou menos e 1cm de largura, compostos com 128 a 512 elementos.

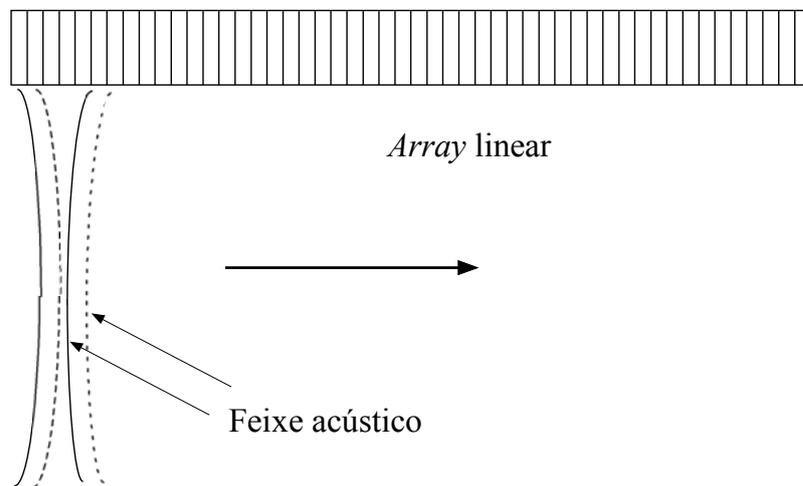


Figura 1.2 – O transdutor *array* linear.

O transdutor matricial (*phased array*) é similar ao linear quanto à construção, mas difere quanto à operação. Os *phased arrays* são menores, possuem de 1 a 3cm de comprimento e 1cm de largura, geralmente são compostos por 64 a 256 elementos. O feixe ultra-sônico de um *phased array* pode ser focalizado e/ou defletido na transmissão ou recepção, através do controle eletrônico de atrasos. Na Fig.1.3 observa-se que o eco proveniente do foco é recebido pelos elementos do transdutor. Para cada canal é inserido no sinal um determinado atraso ( $\tau_1$  a  $\tau_8$ ) e, em seguida, realiza-se a soma coerente dos sinais resultando em um sinal onde pode-se distinguir claramente o eco da reflexão de algum defeito existente ou variação significativa da impedância acústica do meio inspecionado.

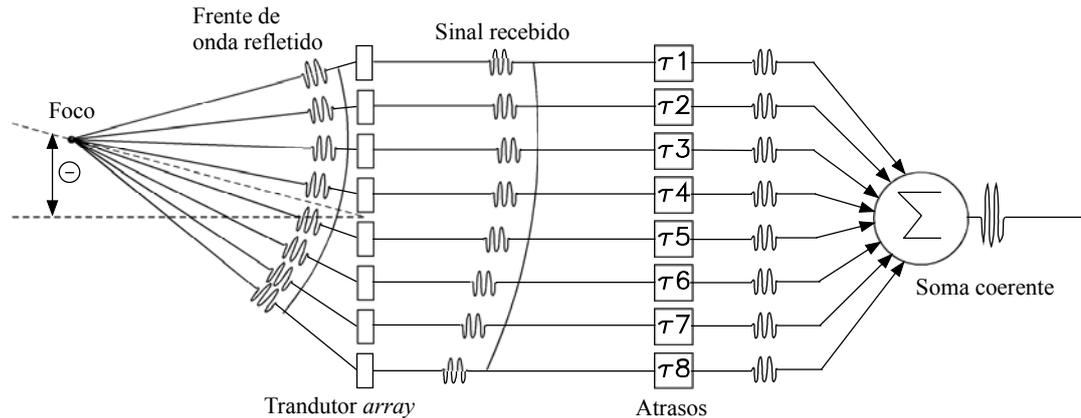


Figura 1.3 – *Phased array* com focalização e deflexão.

Para aplicações em imagens médicas ou industriais, desejam-se imagens em tempo-real. Entretanto, as imagens a serem apresentadas neste trabalho resultam do processamento de sinais armazenados em arquivos de dados, cujos tempos de processamento requerido foram registrados. Essas imagens fornecem informações bastante precisas com relação à localização e dimensão das falhas. Portanto, o *array* foi confeccionado com um espaçamento adequado entre elementos e ligações elétricas operantes e os algoritmos de processamento que foram elaborados e otimizados realizam o cálculo de atrasos de forma conveniente. Na Fig.1.4 apresenta-se um diagrama de blocos que descreve uma possível configuração de um sistema simplificado de aquisição de sinais, utilizando um *array*. O *array* está ligado ao sistema através de um multiplexador que comuta entre cada um dos elementos, para emitir e receber os sinais. O gerador de pulso é responsável pela excitação com um pulso elétrico um determinado elemento. O elemento receptor envia o sinal do eco para o amplificador, que é digitalizado através de um conversor A/D (análogo para digital), e em seguida armazenado na memória.

No sistema utilizado no LUS-EPUSP (Laboratório de Ultra-Som da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo), para aquisições de sinais, realiza-se a multiplexação manualmente. Um elemento do transdutor é excitado e o eco é recebido pelo mesmo elemento ou um outro elemento, de acordo com a estratégia de aquisição previamente definida. Os blocos ilustrados na Fig.1.4, gerador de pulso e amplificador são partes integrantes de um mesmo equipamento, o Pulser/Receiver da Panametrics Model 5072PR. Esse equipamento possui um canal que pode ser utilizado para emitir e receber o pulso analógico e um outro canal receptor. O conversor A/D (análogo para digital) consiste em uma placa montada em um microcomputador, assim, pode-se realizar a digitalização do sinal, seguido da armazenagem em memória.

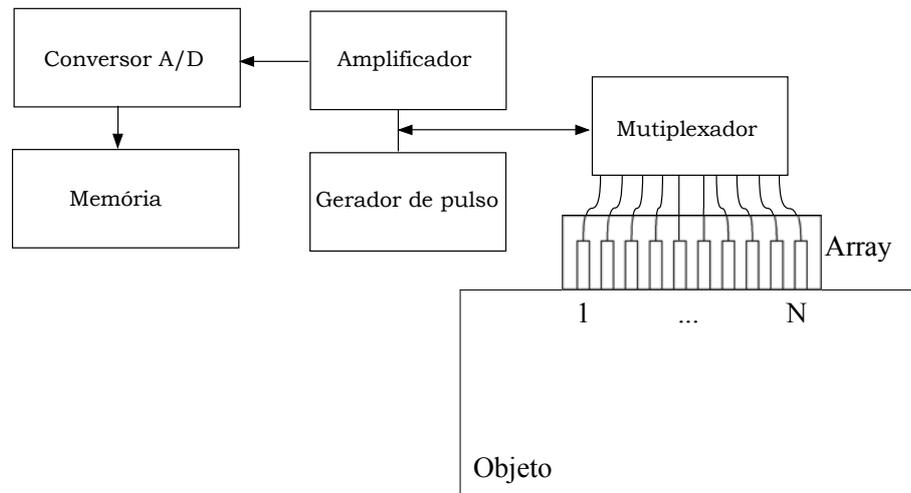


Figura 1.4 – Diagrama de blocos do sistema de aquisição de sinais com *phased array*.

O processo de formação de imagens começa na excitação dos elementos do transdutor, seguido pela reflexão das ondas nas interfaces das regiões com impedâncias acústicas diferentes e na recepção dessas ondas que se convertem em sinais elétricos novamente. Através do processamento digital dos sinais armazenados, realiza-se a focalização *off-line* de um ponto em frente a abertura do transdutor, utilizando técnicas de focalização com a inserção de atrasos nos sinais e realizando uma soma coerente para cada ponto do campo acústico, reconstruindo uma imagem em modo-B. Nas imagens em modo-B, o brilho de cada ponto da imagem é proporcional à amplitude do sinal resultante da soma coerente nesse ponto. Os algoritmos deste trabalho, utilizados para o processamento digital de sinais, foram implementados baseados na técnica de abertura focal sintética - SAFT. Com o uso dessa técnica, diversas estratégias podem ser adotadas na elaboração dos algoritmos, visando a melhoria da qualidade da imagem conciliada ao tempo de processamento. Neste trabalho, duas estratégias básicas foram implementadas, uma que considera somente um elemento central do *array* como emissor e outra que considera todos os elementos emissores sucessivamente, com todos os elementos também considerados receptores.

Este trabalho concentrou-se na implementação e otimização de algoritmos para processamento digital de sinais em modo-A provenientes de transdutores *phased arrays* lineares. Considerando-se a utilização crescente de imagens acústicas em modo-B, para ensaios não destrutivos, justifica-se este trabalho, pois consiste na utilização de métodos SAFT para reconstrução de imagens com sinais adquiridos e armazenados. Para o desenvolvimento ou a compreensão de um sistema de imagens acústicas para END, o

entendimento dos conceitos apresentados neste trabalho é indispensável como requisito e ponto de partida.

## 1.2 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é a formação de imagens ultra-sônicas utilizando a técnica de abertura focal sintética (SAFT). Aplicou-se essa técnica no processamento digital de sinais armazenados em memória e adquiridos com transdutor *array* de 128 elementos pelos pesquisadores do *BUL-UM (Biomedical Ultrasonics Laboratory* da Universidade de Michigan) e de sinais adquiridos com transdutores *arrays* confeccionados no LUS-EPUSP. Algoritmos computacionais foram implementados e otimizados, contemplando o método com duas estratégias básicas de processamento de sinais e transformando os sinais em suas respectivas imagens. Apresentaram-se dados referentes ao tempo de processamento requerido. Definiram-se os parâmetros fundamentais que estão relacionados com a qualidade da imagem e realizaram-se alterações nos algoritmos visando a melhoria da imagem final. De uma forma geral, destacam-se três critérios fundamentais para uma boa qualidade da imagem ultra-sônica: resolução axial, resolução lateral (capacidade do sistema de distinguir pontos próximos no campo acústico) e contraste (capacidade de distinguir pequenas diferenças de impedâncias acústicas no meio).

Estão relacionados abaixo os objetivos específicos desta dissertação:

1. Formação de imagens ultra-sônicas em modo-B através do processamento de sinais armazenados nos arquivos de dados '*acuson17.dat*' e '*cyst4\_a100.dat*' baixados do site (<http://bul.eecs.umich.edu/>) do *BUL-UM*, utilizando-se de técnicas SAFT;
2. Formação de imagens em modo-B através do processamento de sinais adquiridos com transdutores *arrays*, confeccionados no LUS-EPUSP, com técnicas SAFT;
3. Estudo dos principais parâmetros relacionados com a qualidade das imagens ultra-sônicas e do tempo de processamento requerido no processamento digital dos sinais;

### 1.3 Organização

Este trabalho está dividido em sete capítulos relacionados com as imagens ultra-sônicas em modo-B e as técnicas de abertura focal sintética - SAFT.

O **capítulo 1 (Introdução)** apresenta os conceitos importantes relacionados com transdutores monoelemento e matriciais, mostrando a configuração básica de um sistema de aquisição de sinais. Introduz conceitos relacionados com a técnica SAFT. Delimita os principais objetivos do presente trabalho e sintetiza os assuntos a serem abordados nos próximos capítulos. Além disso, trás a justificativa deste trabalho.

O **capítulo 2 (Revisão Bibliográfica)** realiza uma breve descrição e avaliação das referências bibliográficas mais relevantes que foram consultadas em ordem cronológica.

O **capítulo 3 (Transdutores Ultra-Sônicos)** descreve alguns dos materiais piezelétricos mais comuns e aqueles utilizados nos transdutores matriciais para obtenção de imagens acústicas. Citam-se alguns aspectos relevantes dos transdutores do tipo monoelemento e apresenta alguns tipos de transdutores *arrays*.

O **capítulo 4 (Imagens Ultra-sônicas)** define os modos de imagens ultra-sônicas (modo-A, modo-B, modo-C e modo-M) e os parâmetros relacionados com a qualidade da imagem como resolução lateral e axial, contraste, lóbulos laterais, lóbulos de espaçamento, relação sinal ruído e outros. Neste mesmo capítulo são apresentadas algumas técnicas de processamento digital de sinais para a formação da imagem, como a filtragem, extração da envoltória, compressão logarítmica, interpolação e janelas de ponderação.

O **capítulo 5 (Técnicas de Abertura Focal Sintética – SAFT)** inicia descrevendo a formação de feixes ultra-sônicos, a focalização na emissão e recepção com transdutores *arrays* lineares. Descreve a técnica de abertura focal sintética denominada por técnica SAFT convencional e algumas de suas variantes. A parte final do capítulo descreve sobre a varredura setorial e retangular que se pode realizar no campo acústico.

O **capítulo 6 (Resultados Experimentais)** apresenta os resultados obtidos. Na primeira parte deste capítulo, apresentam-se as imagens de seis pontos alinhados e as imagens de três círculos e um semicírculo correspondentes ao *wire phantom e cyst phantom* respectivamente, geradas através do processamento de sinais dos arquivos baixados do site da Universidade de Michigan. Na segunda parte deste capítulo apresentam-se as imagens obtidas com *arrays* lineares de 16 elementos confeccionados no LUS-EPUSP.

O **capítulo 7 (Conclusões)** consiste em uma análise, comparação e conclusões finais dos resultados obtidos e apresentados no capítulo 6, bem como possíveis estudos futuros que possam dar continuidade a esta pesquisa.

## CAPÍTULO 2

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A técnica de abertura focal sintética (SAFT - *synthetic aperture focusing technique*) foi inicialmente aplicada em sistemas de imagem de alta resolução em radares terra-ar, por volta de 1950. Considerando-se que os princípios físicos das microondas de antenas de radar são similares àqueles dos transdutores ultra-sônicos, estendeu-se o conceito para imagens ultra-sônicas. Em 1967, a técnica foi patenteada por Flaherty para sistemas de imagens ultra-sônicas.

As primeiras aplicações de ultra-som com o método de abertura focal sintética utilizavam processos ópticos para apresentação das imagens, o que limitava o seu sucesso. Com o rápido avanço dos computadores na década de 70, pode-se aplicar o método para sinais ultra-sônicos digitalizados.

Foi na década de 1980, baseado em trabalhos anteriores relacionados com SAFT, que possibilitaram o avanço das pesquisas relacionadas com a aplicação de técnicas de abertura focal sintética na implementação de vários sistemas de imagens acústicas para END.

Estudos foram realizados sobre os parâmetros relacionados com a qualidade das imagens como a resolução lateral e a resolução transversal (axial), e expressões foram deduzidas e investigadas para ondas ultra-sônicas pulsadas (Thomson, 1984). Métodos para otimização da técnica SAFT foram propostos, como as janelas de ponderação para a minimização dos efeitos dos lóbulos laterais (Burch e Burton, 1984).

Pesquisadores do *Ultrasonic Imaging Laboratory* da Universidade de Michigan propuseram um sistema de imagens ultra-sônicas em tempo-real, baseado em técnicas de abertura focal sintética denominada de SAFT-UT (*Synthetic Aperture Focusing Technique for Ultrasonic Testing*) para realizar inspeções de reatores nucleares e seus componentes (tubulações, vasos, soldas). O sistema teria o propósito de gerar imagens tridimensionais de um grande volume de material até uma profundidade de aproximadamente 30,5cm, consistindo em quatro fases básicas: varredura (*scanning*), processamento SAFT, apresentação gráfica e sistema automático. Dentre as quatro etapas, o avanço do projeto esbarrou por um bom tempo em um grande desafio que foi justamente na fase de processamento digital de sinais. Os tempos de processamento para aplicações em tempo-real exigem requisitos computacionais elevados. Assim, estudos se concentraram para aumentar o

desempenho destes algoritmos baseados em abertura focal sintética. A fase de varredura utilizava um transdutor monoelemento com frequência central de vibração na faixa de 1 a 5MHz, mas a abertura focal sintética era bidimensional gerando imagens tridimensionais. O sistema apresentou bons resultados em vários experimentos de END. Trabalhos foram publicados relacionados com o sistema SAFT-UT (Ganapathy e Schmult, 1982).

Um sistema de imagem em tempo-real baseado na técnica de abertura focal sintética foi desenvolvido pelos pesquisadores da Universidade de Stanford denominado de DAISY (do inglês *Digital Acoustic Imaging System*) para aplicações em END. Gerava imagens ultra-sônicas com 1024 pixels para cada uma das 256 linhas, a uma taxa de 1/40 segundos. Utilizava um transdutor *array* de 32 elementos com frequência central de vibração de 3MHz. Utilizava um multiplexador de 32 para 1, para acessar os elementos do *array*. Assim, requeriam um circuito conversor A/D e amplificador reduzido. O sinal era transmitido e recebido pelo mesmo elemento. O sinal adquirido, então, era digitalizado e armazenado em uma memória RAM 1024x8bit. Cada pixel na imagem era reconstruído pela inserção de atrasos apropriados para cada sinal armazenado e realizada a soma coerente. O sinal resultante era retificado e convertido para ser apresentado em um monitor de vídeo. O sistema foi utilizado por muitos anos para experimentos em END e diversos estudos na área foram publicados (Peterson e Kino, 1984).

Um sistema de imagens ultra-sônico em tempo-real utilizando a técnica SAFT para END foi desenvolvido por Osaki (1988). Os sinais eram adquiridos com um transdutor monoelemento movido por um sistema de posicionamento bidimensional, através da soma coerente destes sinais, gerava-se imagens da seção transversal do corpo de provas. As imagens eram produzidas e apresentadas com uma taxa de exibição de 1/30 segundos, com 256x1024 pixels.

Experimentos com técnicas de abertura focal sintética com aproximação monoestático foram realizados com um *array* de 64 elementos. Realizou-se esta varredura excitando-se simultaneamente 7 elementos centrais do *array*. Obteve-se melhoria na resolução espacial com este procedimento devido ao feixe acústico produzido pelos 7 elementos ser mais estreito do que um monoelemento não focalizado (Ylitalo, 1994).

Sistemas de imagens acústicas para aplicações na Medicina baseados em computadores portáteis (hand-held) utilizando variantes da técnica convencional de abertura focal sintética, o M-SAFT (do inglês *Multi-Synthetic Aperture Focusing Technique*), foram desenvolvidos. O M-SAFT proporciona características vantajosas como: baixo custo e consumo de energia, alta resolução espacial, energia acústica elevada, pois se emite e recebe-

se com um conjunto de elementos. Além disso, expressões para a avaliação do contraste foram apresentadas (Karaman, 1995).

A popularidade de SAFT vem crescendo em aplicações END, para visualização de defeitos em estruturas metálicas, componentes eletrônicos entre outros (Ylitalo, 1996). E também vem crescendo em sistemas de sonar e imagens médicas, na reconstrução de imagens acústicas em tempo-real.

O trabalho de Pujol (1997) para formação de imagens acústicas em modo-B com SAFT, através da aquisição de sinais com o método da aproximação monoestático, demonstra o comportamento da resolução lateral e da amplitude da PSF (do inglês *Point Spread Function*) com a alteração de dois parâmetros. O primeiro parâmetro está relacionado com o comprimento da abertura sintética e o segundo está relacionado com o passo de deslocamento da abertura. Em geral, verificou-se a degradação da resolução lateral à medida que se aumentou estes dois parâmetros. Além disso, apresentam-se também os efeitos das janelas de ponderação sobre a resolução lateral.

O SAFT consiste em receber com todos os elementos do *array* os ecos produzidos pela excitação de cada um dos elementos sucessivamente e formar a imagem pelo processamento dos sinais adquiridos. Podem-se destacar vantagens como o baixo custo que o método proporciona, principalmente na implementação do hardware, ou seja, na eletrônica de emissão e recepção requerida devido à multiplexação dos canais. Mas o método SAFT, propriamente dito, pelo fato de excitar um elemento a cada instante produz uma energia acústica baixa, resultando em imagens com resolução e contrastes inferiores a suas variantes do método, conforme demonstram os resultados experimentais obtidos no capítulo 6. Os métodos variantes do SAFT consideram na emissão e recepção mais de um elemento simultaneamente, ou seja, subaberturas de emissão e recepção. Além disso, o SAFT necessita de uma grande quantidade de memória para armazenar os dados para uma frequência de amostragem do sinal, que respeite o critério de Nyquist e que ao mesmo tempo, mantenha a qualidade das imagens.

O feixe acústico de um *array* de 16 elementos foi obtido experimentalmente no laboratório do *Instituto de Automática Industrial – IAI* na Espanha para focalização baseado em uma geometria cilíndrica e diédrica (Franco, 2005). Pode-se obter o campo acústico aproximado deste mesmo *array* através de simulações, utilizando-se para modelagem o método da representação discreta (Piwakowski e Sbai, 1999) que é apropriado para transdutores *arrays*.

Em seu trabalho Yao (2000) descreveu e aplicou diversas técnicas de abertura focal sintética como o SAFT (*Synthetic Aperture Focusing Technique*), M-SAFT (*Multi-Element Synthetic Aperture Focusing*), SF (*Synthetic Focusing*) e o STA (*Synthetic Transmit Aperture*) utilizando o *wire phantom* e *cyst phantom* da Universidade de Michigan, como *phantoms* padrões para o estudo dos métodos.

A técnica SAFT foi utilizada para geração de imagens produzidas por um *array* anular 2D de um cubo de acrílico com 3 orifícios (Martinez *et al.*, 2003).

Geralmente utiliza-se técnica de soma coerente e inserção de atrasos na obtenção de imagens, o que exige do sistema o cálculo preciso dos atrasos para cada profundidade e ângulo de deflexão. Para obtenção de imagens tridimensionais com transdutores matriciais bidimensionais a complexidade aumenta. Por esse motivo, buscaram-se técnicas alternativas como a de Montserrat (2004), que propõe um novo método para composição dinâmica de feixes ultra-sônicos na recepção em tempo-real, denominado Técnica de Amostragem Seletiva com Codificação Delta. Utilizou os mesmos *wire phantom* e *cyst phantom*, baixados do site da Universidade de Michigan como referência para o processamento digital de sinais.

Imagens ultra-sônicas, utilizando um *array* comercial de 32 elementos e um sistema pulser/receiver controlado por PC, foram obtidas de fissuras produzidas em laboratório em barras retangulares de aço. Utilizou-se duas técnicas para o processamento, o SAFT (*synthetic aperture focusing technique*) e o TRFT (*time-reversal focusing technique*) (Kimoto *et al.*, 2006).

## CAPÍTULO 3

### TRANSDUTORES ULTRA-SÔNICOS

#### 3.1 Materiais piezelétricos

Os transdutores ultra-sônicos são constituídos de materiais piezelétricos que possuem a característica de converter energia elétrica em mecânica e vice-versa, fenômeno físico denominado piezeletricidade. A piezeletricidade consiste na geração natural de cargas elétricas em determinados materiais proporcionalmente a força aplicada, ou alteração de suas dimensões proporcionalmente ao campo elétrico aplicado, e foi descoberta em 1880 por Pierre e Jacques Curie.

Os primeiros materiais com boas características piezelétricas desenvolvidos foram o titanato de bário no final da década de 40, dando início ao desenvolvimento de materiais cerâmicos poli-cristalinos. A principal característica destes materiais é a ferroeletricidade que consiste na geração de dipolos elétricos que podem ser orientados por um campo elétrico externo de alta intensidade.

Em 1952 foi descoberto o niobato de chumbo por Goodman e, em 1954, a cerâmica PZT (titanato zirconato de chumbo) por Jaffe. O PZT foi um grande avanço no desenvolvimento dos materiais pelas características de alta constante dielétrica e alto acoplamento eletromecânico, que consiste na habilidade de um determinado material de converter de uma para outra forma de energia. O PZT proporcionou aos transdutores ultra-sônicos uma larga banda de operação. Este material atualmente é largamente utilizado em transdutores para imagens ultra-sônicas, cujas aplicações requerem alto coeficiente de acoplamento eletromecânico. Aumentar a faixa de frequência e a relação sinal-ruído dos transdutores é fundamental para a melhoria da qualidade de imagens ultra-sônicas em aplicações em Medicina. Assim, desenvolveram-se transdutores *arrays* multicamadas PZT/composto híbrido que cumprem estes requisitos (Mills, 1998).

Os materiais PZT apresentam algumas desvantagens como alta impedância acústica (aproximadamente 30MRayls) quando comparados com tecidos humanos (1,5MRayls), o que não favorece a transferência de energia acústica. Além disso, pode-se citar a falta de

flexibilidade mecânica, o que torna os co-polímeros e polímeros, uma alternativa interessante como o *polyvinylidene fluoride* (PVDF).

Uma das fronteiras promissoras de tecnologia de piezelétricos é o desenvolvimento de materiais piezelétricos compostos. Os piezelétricos compostos típicos possuem de 20% a 70% de PZT no volume e o restante de polímero. Possuem menores impedâncias acústicas (4 a 25MRayls) do que o convencional PZT (34MRayls), vantajosos para algumas aplicações na Medicina.

Recentemente outros materiais piezelétricos estão sendo desenvolvidos para fabricação de transdutores utilizados na obtenção de imagens ultra-sônicas. Podem ser citados o PMN-PT (*lead magnesium niobate-lead titanate*) (Rhim, 2003) e o PZN-PT (*lead zinc niobate-lead titanate*) (Saitoh, 1999); que possuem alto coeficiente piezelétrico e alto fator de acoplamento eletromecânico (Cheng, 2003). Essas características podem prover melhor sensibilidade, ou seja, maiores amplitudes de eco e maior largura de banda (Rhim, 2005) do que o PZT convencional, para aplicações em imagens médicas.

### 3.2 Transdutores monoelemento

Em linhas gerais, existem os transdutores sintonizados para aplicações em potência e os de banda larga para imagens acústicas. O transdutor monoelemento utiliza apenas um elemento piezelétrico e, para obtenção de imagens, necessita de um dispositivo motorizado para seu deslocamento. Não requer uma eletrônica ou um processamento de sinal complexo, nem técnicas de formação de feixe acústico, pois apenas um elemento transmite e recebe o sinal acústico.

Conforme a Fig.3.1, podem-se destacar os três componentes básicos de um transdutor monoelemento. O *backing*, que proporciona o amortecimento da vibração, a cerâmica piezelétrica e o casamento acústico, que diminui a diferença de impedância acústica entre a cerâmica e o meio de propagação, possibilitando uma melhor transferência de energia.

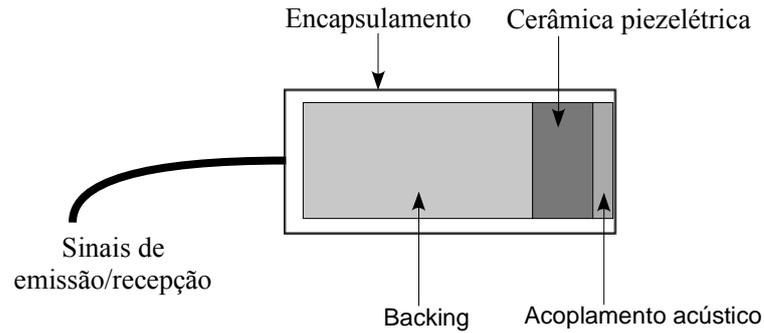


Figura 3.1 - Transdutor monoelemento.

Considerando um transdutor monoelemento de formato circular, conforme a Fig.3.1, o campo acústico em um determinado ponto é soma vetorial das contribuições oriundas de todos os pontos da superfície do pistão circular. Através da geometria da Fig. 3.2 tem-se:

$$\left(\frac{D}{2}\right)^2 = h^2 - z^2 \approx 2zp \quad (3.1)$$

onde considera-se que  $z \gg D/2$  e  $p = h - z$  é o atraso da onda da extremidade em relação ao centro até a profundidade  $z$ . Quando essa diferença é  $p \ll \lambda/2$ , as contribuições de todos os pontos vibrantes se somam construtivamente. Isso ocorre a partir de uma profundidade fornecida pela Eq.(3.2), conhecido como limite entre o campo acústico próximo e distante:

$$Z_s = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (3.2)$$

onde  $D$  é o diâmetro do transdutor, conhecido como abertura, e  $\lambda$  é o comprimento de onda.

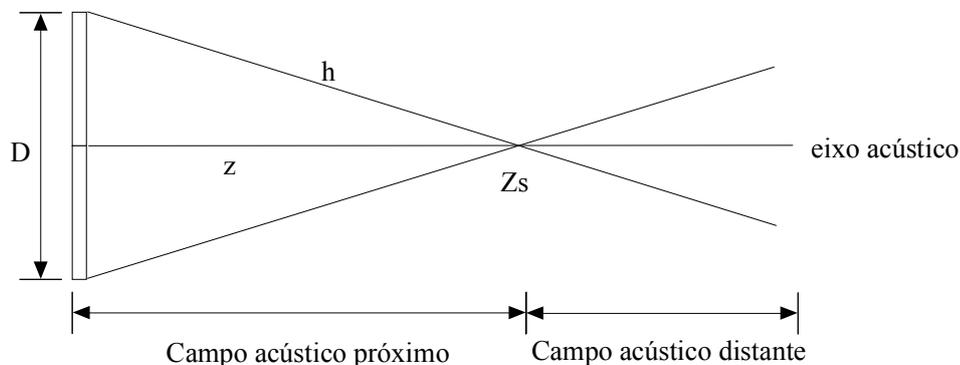


Figura 3.2 – Limite entre o campo próximo e distante

## Focalização de um transdutor monoelemento

O foco é o ponto no campo acústico que concentra a maior intensidade de pressão. Como em  $Z_S$  sobre o eixo acústico existe um foco natural, é relevante o fato de fisicamente não ser possível gerar focos a profundidades superiores a  $Z_S$ . Para transdutores monoelemento pode-se definir apenas um foco, o mesmo para emissão e recepção. Para pontos na região do campo próximo, a resolução lateral é alta, e para pontos no campo distante, é muito baixa e imprópria para aplicações em imagens.

### 3.3 Transdutores Matriciais

Transdutores *arrays* são constituídos por um conjunto de elementos piezelétricos geralmente de PZT (titanato zirconato de chumbo), mas também o PVDF (*polyvinylidene fluoride*) é muito comum. Cada um desses elementos pode ser utilizado na emissão de pulsos e recepção dos sinais de ecos. Os sinais podem ser controlados na emissão e/ou na recepção para direcionar o feixe ultra-sônico que pode ser defletido e/ou focalizado sem necessitar de movimento mecânico. Os feixes ultra-sônicos podem ser focalizados *off-line*, constituindo o que se denomina de técnicas de abertura focal sintética - SAFT. Podem ser fabricados de forma linear 1-D (unidimensional), cujos elementos estão igualmente separados linearmente de uma distância não superior a  $\lambda/2$  (meio comprimento de onda) da frequência fundamental do *array*, para evitar problemas com amostragem espacial do sinal de acordo com a Eq.(3.3).

$$c = \lambda.f \quad (3.3)$$

onde  $c$  é a velocidade do ultra-som na água,  $\lambda$  é o comprimento de onda e  $f$  é a frequência central de vibração do transdutor.

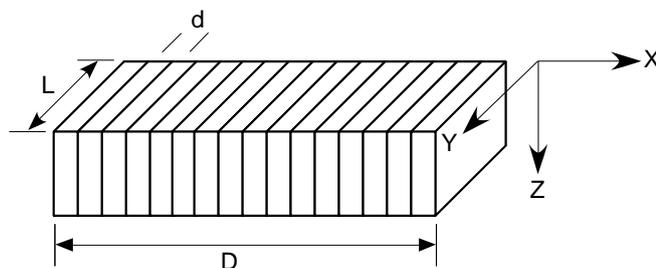


Figura 3.3 – Transdutor *array* linear 1-D

A Fig.3.3 ilustra um *array* 1-D com  $N$  elementos, tipicamente constituídos de 32 a 128 elementos igualmente espaçados de uma distância  $d$  e possuindo uma abertura  $D$  e largura  $L$  muito maior que  $d$ . A espessura dos elementos do *array* determina a frequência de operação do transdutor. A imagem é gerada no plano  $x$ - $z$  (com  $y = 0$ ), onde  $z$  é a direção de propagação da onda acústica e  $x$  a direção longitudinal do *array*.

Os *arrays* 2-D (bidimensional) podem ser confeccionados com seus elementos dispostos em diversos formatos. Em forma de quadrado ou retangular, onde os elementos estão dispostos em matriz com linhas e colunas, por exemplo,  $32 \times 32 = 1024$  e  $128 \times 128 = 16384$ . Os *arrays* 2-D realizam a varredura em um volume piramidal em frente à abertura, em um semiplano  $Z > 0$ , através de um controle eletrônico adequado dos sinais de cada elemento. Para  $N = 64$ , tem-se uma estrutura matricial com  $64 \times 64$  elementos, totalizando 4096 elementos (4096 excitadores, amplificadores, conversores A/D, etc) que estendem a complexidade do sistema. Com o intuito de diminuir esta complexidade existem técnicas de subaberturas ativas na emissão e recepção (Yao, 2000).

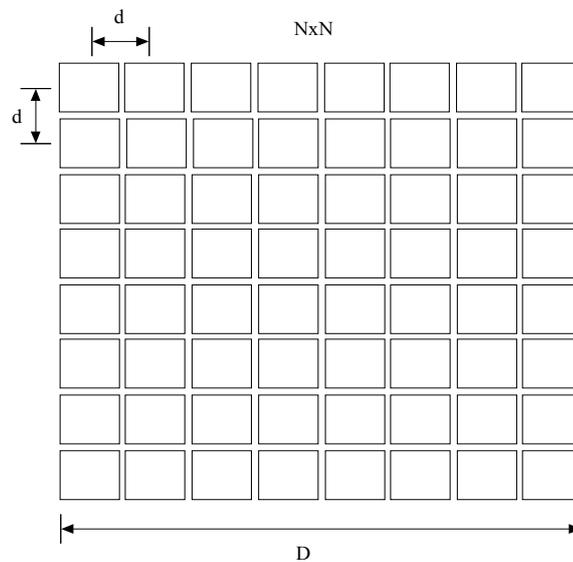


Figura 3.4 – Transdutor *array* 2-D com  $8 \times 8 = 64$  elementos

## CAPÍTULO 4

### IMAGENS ULTRA-SÔNICAS

#### 4.1 Modos de Imagem

##### Formação de imagens ultra-sônicas com métodos de pulso-eco.

Os sinais de ultra-som detectados no modo de operação pulso-eco são muito utilizados na obtenção de imagens. Esses sinais aparecem devido às ondas refletidas e espalhadas nas interfaces dos meios com diferenças de impedância acústica. Podem ser representados de diversas formas, tais como: modo-A, modo-B, modo-C e modo-M. Dentre os métodos de pulso-eco, o modo B-scan para a formação de imagens é o mais comum.

**Modo-A (Amplitude)** representa o sinal ultra-sônico refletido como uma função no tempo. Informações de localização de estruturas ou defeitos no meio inspecionado são funções da distância e do tempo. Pode-se utilizar um transdutor monoelemento ou um *array* para realizar uma varredura do meio, mas de qualquer forma o sinal adquirido é denominado modo-A. A Eq.(4.1) expressa a relação entre o tempo e as distâncias envolvidas para um meio homogêneo linear:

$$d_e + d_r = t/c \quad (4.1)$$

onde  $d_e$  é a distância entre a fonte e o refletor e  $d_r$  é a distância entre o refletor e o receptor,  $t$  é o tempo de vôo da onda acústica e  $c$  a velocidade do ultra-som no meio.

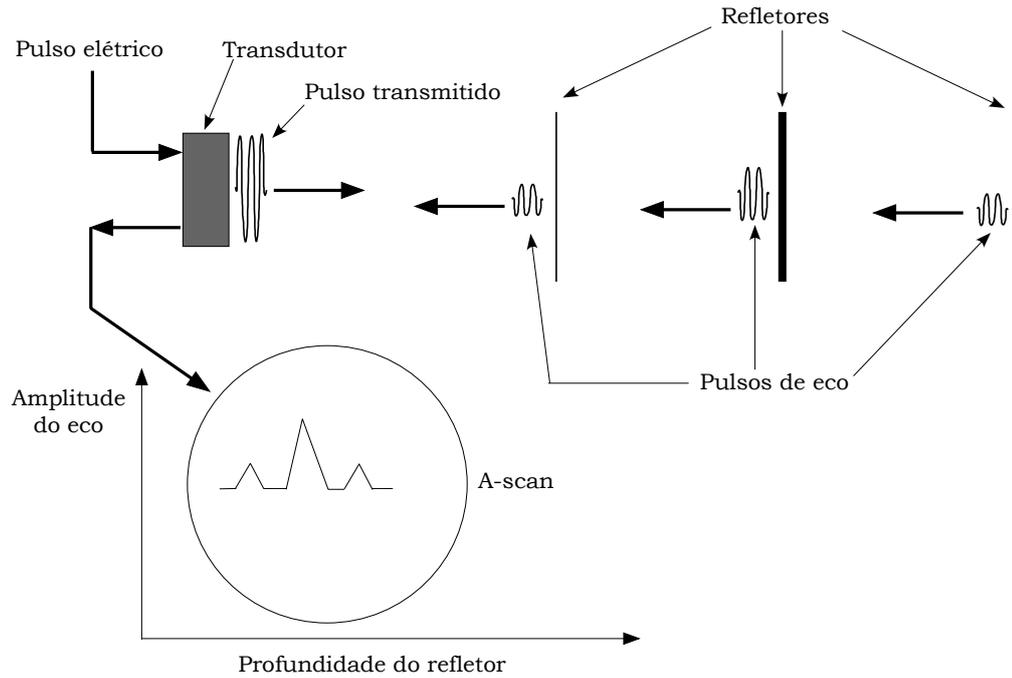


Figura 4.1 – Princípio de um modo-A ultra-sônico.

**Modo-B (Brilho)** composto por um conjunto de sinais em modo-A para formar uma imagem bidimensional. A amplitude do sinal refletido é utilizada para modular a intensidade do brilho de cada pixel em tonalidades de cinza conforme Fig.4.2.

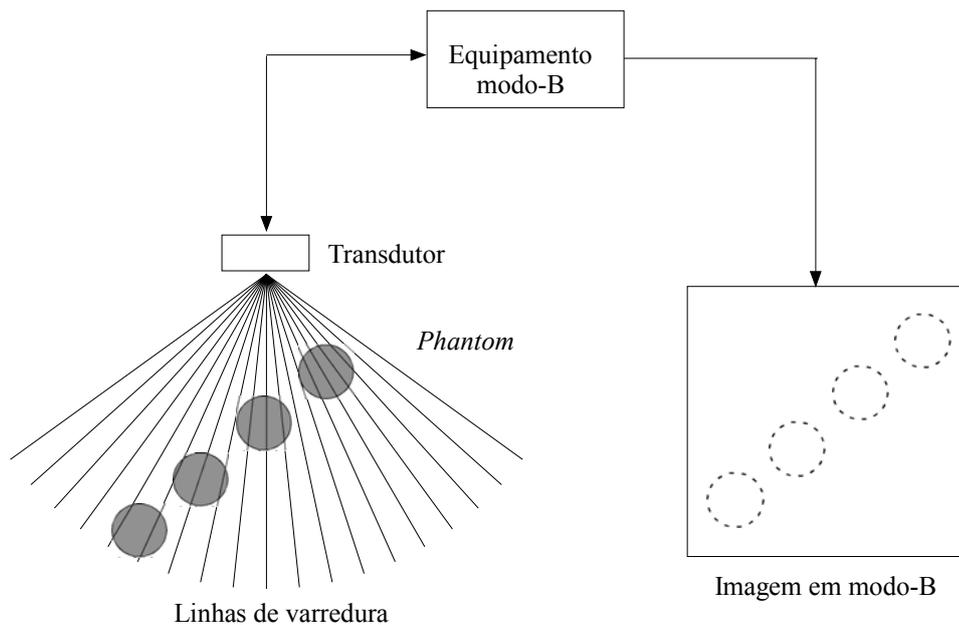


Figura 4.2 – Imagem em modo-B

**Modo-C (Movimento)**, a imagem é formada em um plano perpendicular a direção de propagação das ondas acústicas. Isto é realizado através da representação bidimensional de um conjunto de sinais em modo-A em uma profundidade desejada, onde os valores de pico são modulados em tonalidades de cinza na imagem.

**Modo-M (Movimento no tempo)** conhecido como TM (do inglês *Time Motion*) e TP (*Time Position*). Demonstra movimento de tecidos humanos no tempo. É frequentemente usado para avaliações cardíacas, principalmente para detecção de anomalias nas válvulas do coração, (Fish, 1998).

## 4.2 Processamento Digital de Sinais

Quando um pulso ultra-sônico é emitido com um ou mais elementos de um *array* os ecos provenientes dos objetos refletores são adquiridos. Esses sinais são convertidos de analógico para digital, através de um conversor A/D, com uma determinada frequência de amostragem e armazenados para serem processados digitalmente. O processamento digital destes sinais consiste em várias etapas até a formação da imagem final em modo-B. A filtragem dos sinais em modo-A para eliminação de ruídos é a primeira delas e imprescindível para se poder visualizar o *phantom* na imagem gerada. Em seguida inserem-se atrasos para possibilitar a soma coerente, este irá compor uma linha da varredura. A extração da envoltória ou a retificação do sinal coerente, seguida da compressão logarítmica, possibilita uma imagem que destaca os *phantoms* (Martinez, 1999). A seguir serão esclarecidos todos estes destes conceitos citados. Na Fig.4.3 representa-se a seqüência de técnicas de processamento digital de sinais aplicados neste trabalho, para a reconstrução das imagens em modo-B. Algumas dessas técnicas são opcionais, como a janela de ponderação quando utilizado traz vantagens para o contraste, mas perdas de resolução lateral. A compressão logarítmica e a interpolação são também técnicas alternativas, na tentativa de se conseguir uma melhoria na qualidade da imagem.

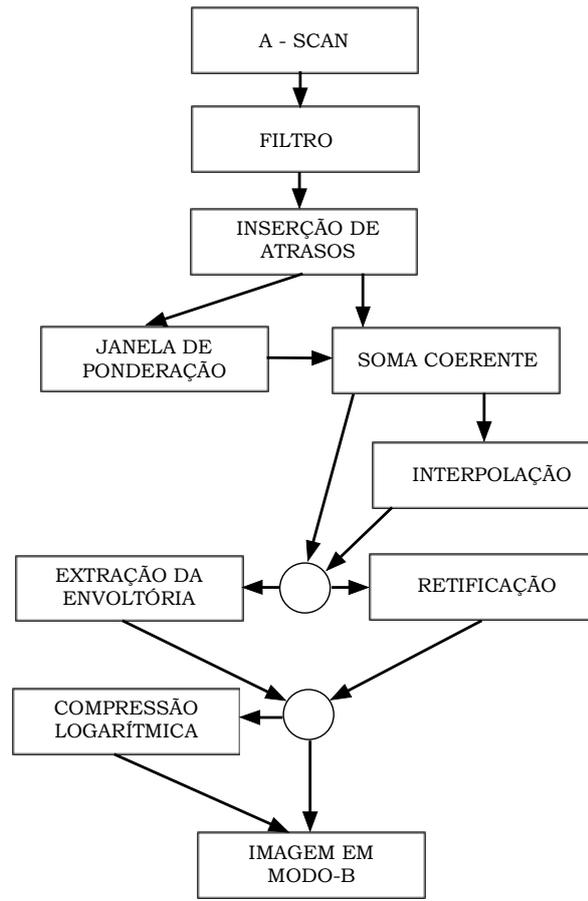


Figura 4.3 – Diagrama de blocos do processamento digital de sinais para formação da imagem em modo-B.

#### 4.2.1 Filtro de Sinais

Os sinais em modo-A armazenados nos arquivos estão contaminados por ruídos que deterioram as imagens, principalmente o contraste. Portanto, faz-se necessária a realização de uma filtragem. Neste trabalho utiliza-se um filtro *FIR* passa faixa (*bandpass finite-duration impulse response*) com janela de ponderação Kaiser, que é definida pela Eq.(4.2):

$$w[n] = \begin{cases} \frac{I_0 \left[ \beta \sqrt{1 - [(n - \alpha) / \alpha]^2} \right]}{I_0(\beta)}, & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (4.2)$$

onde  $M$  é o tamanho da janela,  $\alpha=M/2$ , e  $I_0$  é a função modificada de Bessel de primeira espécie e de ordem zero. Alterando  $M$  e  $\beta$ , pode-se ajustar o tamanho e a forma da janela, conseqüentemente alterando a amplitude dos lóbulos laterais e a largura do lóbulo principal. Nas Fig.4.4a e Fig.4.4b pode-se observar o diagrama do módulo e da fase do filtro *FIR*, estabelecido no código\* em Matlab<sup>R</sup> :

```
a=1;
b=fir1(128,[.30 .62],kaiser(129,7));
sinal = filter(b,a,sinal);
```

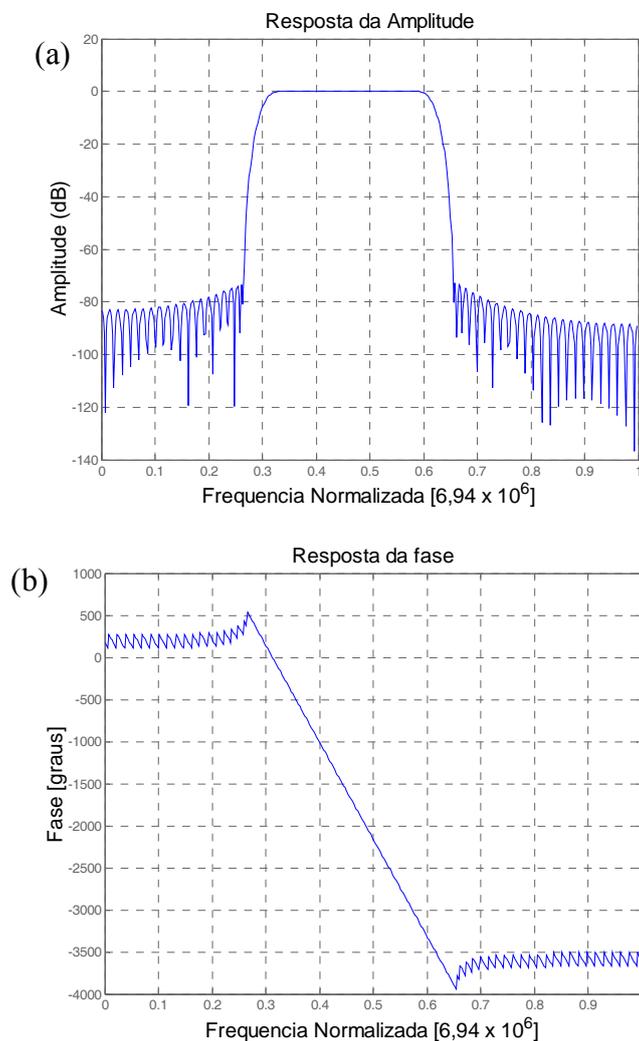


Figura 4.4 - Filtro FIR Passa Faixa:  
a) Magnitude. b) Fase

---

\**FIR1(N,Wn,WIN)* filtro de N-ésima ordem com limites de frequência de corte  $Wn$  e janela de ponderação  $WIN$ ;  
*FILTER(B,A,X)* cria vetor filtrado de  $X$ ;

### 4.2.2 Envoltória do sinal

Para a formação de imagens ultra-sônicas em modo-B, cujo brilho é modulado de acordo com a amplitude do sinal, pode-se extrair a envoltória do sinal soma coerente no sentido axial ou transversal ao eixo acústico. A envoltória do sinal digitalizado  $Env(k)$ , corresponde ao valor absoluto da transformada de Hilbert do sinal (Oppenheim, 1989):

$$Env(k) = |Hilbert(Sm(k))| \quad (4.3)$$

onde  $Sm(k)$  é a soma coerente dos sinais em modo-A e  $k$  número de amostras do sinal.

### 4.2.3 Compressão logarítmica

A compressão logarítmica é utilizada para adequar a faixa dinâmica do *phantom*. Pode-se realizar a compressão logarítmica do sinal da envoltória utilizando a expressão abaixo:

$$Env_C(k) = 20 \log_{10}(Env(k)) \quad (4.4)$$

onde  $Env_C(k)$  é o sinal digitalizado comprimido e  $Env(k)$  o sinal da envoltória.

Uma alternativa seria a compressão logarítmica do sinal soma coerente  $Sm(k)$  retificado, ou seja, obtido o valor absoluto do mesmo conforme a Eq.(4.5):

$$Ret(k) = 20 \log_{10}|Sm(k)| \quad (4.5)$$

### 4.2.4 Conversão de varredura

Em imagens ultra-sônicas em modo-B pode-se realizar uma varredura linear no meio inspecionado, onde o sinal é adquirido em coordenadas cartesianas e a imagem é apresentada nas mesmas coordenadas. No caso da varredura setorial, a aquisição dos dados é realizada em coordenadas polares e a imagem é apresentada em coordenadas cartesianas, portanto, é

necessária a conversão entre coordenadas. A relação entre cada pixel  $(x,z)$  da imagem e as coordenadas de aquisição  $(r, \theta)$  é determinada por:

$$x = r \sin(\theta) \quad (4.6)$$

$$y = r \cos(\theta) \quad (4.7)$$

A aplicação direta dessas equações faz com que nas regiões mais próximas do transdutor, haja uma densidade de feixes maior. Nas regiões mais distantes, há pixels que não têm nenhuma amostra, pois não são cobertos por nenhum feixe. Para solucionar esses problemas utilizam-se técnicas de interpolação, onde, para cada pixel localizado nas intersecções da rede retangular, calcula-se um valor interpolado. No próximo capítulo, as varreduras retangular e setorial serão apresentadas detalhadamente.

#### 4.2.5 Interpolação

Existem diferentes técnicas de interpolação tais como janela sinc 2-D, spline bicúbica (Richard, 1994), bicúbica de 4x4 pontos (Berkhof, 1994) e a bilinear (Basoglu, 1996). Na conversão de varreduras é adequada a utilização da interpolação bilinear que proporciona uma boa qualidade de imagem aliada a um baixo custo computacional.

Segue abaixo o código \* no Matlab<sup>R</sup> para realização da interpolação linear:

```
interpft(resultado,fator*colunas_resultado);
```

#### 4.2.6 Janelas de Ponderação ou Apodização

A resolução lateral e o contraste são parâmetros mensuráveis que fornecem informações a respeito da qualidade da imagem acústica. Um feixe mais estreito apresenta uma melhoria na resolução lateral e uma intensidade de feixe que diminui rapidamente ao redor do ponto de focalização resulta numa melhoria no contraste.

---

\* *Interpft* realiza a interpolação linear das colunas da matriz resultado por um fator = 2,4,8,...

Portanto, o controle das propriedades do feixe e da qualidade da imagem pode ser feito através das janelas de ponderação. As janelas de ponderação têm a função de limitar os efeitos devido aos elementos mais distantes do centro do *array*, resultando em um feixe acústico com os lóbulos laterais reduzidos e uma imagem de melhor qualidade com menos ruídos e com ganhos de contraste. Na Tab.(4.1) a seguir, encontram-se as janelas de apodização mais comuns para um *array*, onde  $M = (\text{número de elementos do array} + 1)$ :

Expressões matemáticas das janelas de ponderação	
Bartlett (Triangular)	$w[n] = \begin{cases} \frac{2n}{M} & 0 \leq n \leq M/2 \\ 2 - \frac{2n}{M} & M/2 \leq n \leq M \\ 0 & \text{outros} \end{cases}$
Blackman	$w[n] = \begin{cases} 0,42 - 0,5 \cos\left(\frac{2\pi n}{M}\right) + 0,08 \cos\left(4\pi n / M\right) & 0 \leq n \leq M \\ 0 & \text{outros} \end{cases}$
Gaussian	$w[n] = \begin{cases} e^{-\left(\frac{n}{\sigma}\right)^2} & -M/2 \leq n \leq M/2 \\ 0 & \text{outros} \end{cases}$
Hamming	$w[n] = \begin{cases} 0,54 - 0,46 \cos\left(\frac{2\pi n}{M}\right) & 0 \leq n \leq M \\ 0 & \text{outros} \end{cases}$
Hanning	$w[n] = \begin{cases} 0,5 - 0,5 \cos\left(\frac{2\pi n}{M}\right) & 0 \leq n \leq M \\ 0 & \text{outros} \end{cases}$

Tabela 4.1 – Expressões matemáticas das janelas de ponderação

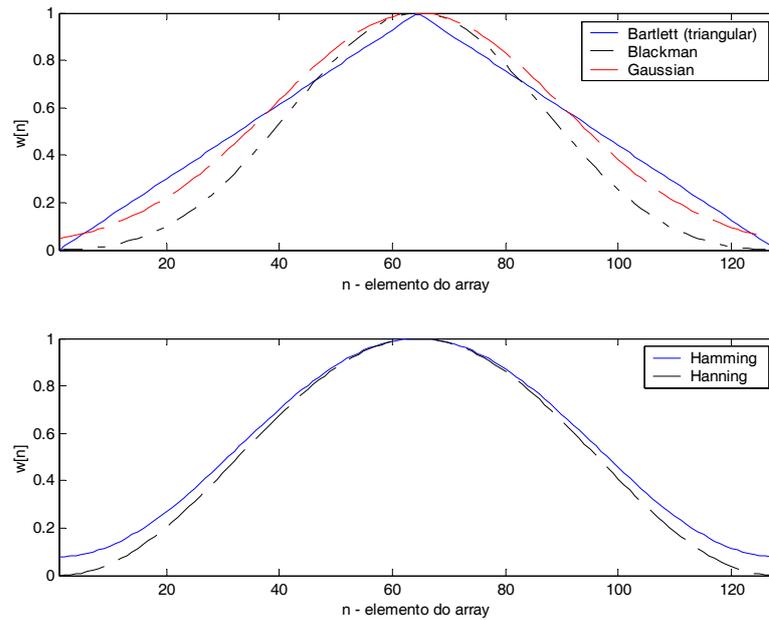


Figura 4.5 – Janelas de ponderação

As janelas de ponderação, conforme descrito anteriormente, reduzem a amplitude dos lóbulos laterais, mas provocam um alargamento do lóbulo principal, reduzindo a resolução lateral. Os resultados de estudos anteriores (Burch, 1984) demonstram que em ordem decrescente de resolução lateral tem-se a melhor resolução na condição sem janela de ponderação, seguido da janela Gaussiana e da janela Hamming, Fig.4.5.

As janelas de ponderação são aplicadas conforme a seguinte equação:

$$S(t) = \sum_{n=0}^{N-1} w_n S_n(t - \tau_n) \quad (4.8)$$

onde  $w_n$  é o peso, ou valor entre 0 e 1 da janela de ponderação correspondente ao sinal com atraso  $S_n$  do  $n$ -ésimo elemento do *array*.

#### 4.2.7 Tempo de Processamento Requerido

As imagens ultra-sônicas em modo-B, apresentadas no capítulo 6 (Resultados Experimentais), foram geradas aplicando o método SAFT com duas estratégias básicas diferentes de processamento dos sinais. Um dos algoritmos considera todos os elementos do *array* como emissores e receptores, ou seja, na formação de cada setor da imagem final,

realiza-se a soma coerente de  $N \times N$  sinais em modo-A armazenados, onde  $N$  é o número de elementos do transdutor. Esse processamento leva um tempo significativamente maior do que aquele algoritmo que considera um elemento central como emissor e todos os elementos como receptores. Pois, neste segundo algoritmo, tem-se na formação de um setor da imagem a soma coerente de  $1 \times N$  sinais, o que requer, no processamento, uma quantidade de cálculos bem menor.

Nos resultados experimentais estão incluídos alguns valores de tempo de processamento requerido, onde se poderá ter uma boa referência do custo computacional. Para processamento e obtenção das imagens para medidas de tempo, foi utilizado um computador pessoal Pentium IV (R) de 3,2GHz com 1GB de memória RAM, sistema operacional Windows XP Professional e o aplicativo Matlab<sup>R</sup> 6.

### 4.3 Critérios para Avaliar a Qualidade de uma Imagem

A avaliação da qualidade das imagens ultra-sônicas pode ser feita através de medidas da resolução espacial, do contraste, da resolução temporal e da relação sinal-ruído (Smith, 1983); (Vilkomemn, 1995); (Johnson, 1997).

#### 4.3.1 Resolução Lateral ou Transversal

Rayleigh definiu resolução lateral como a mínima distância entre duas fontes refletoras pontuais situadas no mesmo plano paralelo à face do transdutor e que o sistema de imagens consegue distingui-las (Kino, 1987). A resolução lateral, também conhecida como resolução transversal ou azimutal, está relacionada com a largura do feixe da onda emitida pelo transdutor, portanto, será maior quanto mais estreito for o feixe. Pode ser referenciada de forma linear por  $\Delta x$  ou na forma angular por  $\Delta \theta$ , dada pela expressão:

$$\Delta x = z \Delta \theta \quad (4.9)$$

onde  $z$  é a profundidade axial.

De acordo com a largura do feixe têm-se os seguintes critérios para resolução lateral:

**Critério de Rayleigh:**

Considera que dois pontos são distinguíveis no campo acústico do transdutor, se a máxima resposta de um ponto refletor, encontra-se no primeiro zero da resposta do outro ponto. E a resolução lateral é dada por:

$$\Delta\theta = \frac{\lambda}{D} \quad (4.10)$$

**Critério FWHM (Full Width at Half Maximum):** mede-se a largura do feixe na amplitude do lóbulo principal na metade do valor máximo (-6dB).

$$\Delta\theta = \frac{1,22\lambda}{D} \quad (4.11)$$

**Critério de Sparrow:** quando os sinais refletidos de dois pontos vizinhos estão em fase, a amplitude do campo acústico é maior no ponto intermediário entre eles e assim não será possível distinguir aqueles dois pontos. A expressão para resolução de Sparrow:

$$\Delta\theta = \frac{1,33\lambda}{D} \quad (4.12)$$

Em imagens 2D, pode-se definir a resolução axial na direção de propagação da onda e a resolução lateral na direção perpendicular a de propagação. Em imagens 3D, pode-se definir um terceiro componente como sendo a resolução lateral em um plano perpendicular ao plano da imagem.

#### 4.3.2 Resolução Axial ou Longitudinal

A resolução axial, conhecida também como longitudinal ou em profundidade, é dependente da duração do pulso  $T_p$  e da velocidade de propagação da onda no meio inspecionado  $c$ . Quanto maior a duração do pulso tem-se um valor maior também de  $\Delta d$

(resolução axial), portanto, deseja-se um pulso de curta duração para uma melhor resolução axial. A diminuição da duração do pulso é obtida com o aumento da largura de banda, exigindo conseqüentemente uma frequência de amostragem também maior, ou seja, um período de amostragem menor. Assim, na prática, deve-se escolher uma duração de pulso que resulte em uma resolução axial igual ou melhor que a resolução lateral para imagens acústicas. A resolução axial pode ser determinada pela equação (Osaki, 1988):

$$\Delta d = \frac{cT_p}{2} \quad (4.13)$$

### 4.3.3 Contraste

O contraste é definido como a mínima diferença de impedância acústica do meio que se pode mostrar como diferenças de tonalidades na imagem. Em imagens médicas é de extrema importância o contraste, pois as diferenças de impedâncias entre os tecidos são pequenas. Os principais fatores que influenciam no contraste são a resolução espacial, o ganho dinâmico do sistema, o nível dos lóbulos laterais e o ruído. A largura do lóbulo principal e a amplitude dos lóbulos laterais influenciam na resolução do contraste. Existem diferentes formas de se calcular o contraste, como mostra a seguinte equação (Smith, 1983):

$$C = 20 \log_{10} \left( \frac{MP}{MB} \right) \quad (4.14)$$

onde  $MP$  é o valor médio da amplitude do sinal de eco ultra-sônico dentro da região do *phantom* e  $MB$  é o valor médio da amplitude do sinal de eco na região fora do *phantom*, ou seja, ao redor. Outra expressão similar é a dada por Turnbull (1991):

$$C = \frac{(S_o - S_i)}{S_o} \quad (4.15)$$

onde  $S_i$  é o valor médio da amplitude dos pixels dentro da região do *phantom* e  $S_o$  é o valor médio da amplitude fora da região do *phantom*.

A expressão adotada neste trabalho para o cálculo comparativo entre os contrastes das imagens obtidas é:

$$C = \frac{|\mu_C - \mu_S|}{\sigma_S} \quad (4.16)$$

onde o contraste é definido como a diferença entre a média das amplitudes dentro e fora do *phantom* (Karaman 1995). E  $\mu_C$  é a média da intensidade do *phantom*,  $\mu_S$  e  $\sigma_S$  são, respectivamente, a média e o desvio padrão da intensidade dentro do *speckle*\*.

#### 4.3.4 Resolução Temporal

A resolução temporal é definida como a capacidade de detectar movimento em uma imagem e depende do tempo necessário para formá-la. Normalmente é denominada com o termo (*frame rate*), que é o número de imagens adquiridas por unidade de tempo. O tempo que se leva para gerar uma imagem,  $T$ , é igual ao módulo do tempo que se leva para processar uma linha,  $T_L$  multiplicado pelo número de linhas que formam a varredura,  $M_L$ , ou seja  $T=M_L T_L$ . Também pode ser definido como relação ao tempo que se leva para adquirir dados correspondentes a uma profundidade  $R$ , i.e.,  $2R/c$  e o tempo adicional  $T_0$  entre pulsos para que o primeiro esteja suficientemente atenuado.

$$\frac{1}{T} = \frac{1}{M_L T_L} = \frac{1}{M_L (2R/c + T_0)} \quad (4.17)$$

Essa medida é uma característica muito importante em um sistema de imagens de tempo-real do tipo que é utilizado para diagnósticos de órgãos em movimento como, por exemplo, o coração.

---

\* O Speckle é provocado pela interferência entre ecos que retornam simultaneamente de pequenos espalhadores dentro da célula de resolução do sistema de visualização

### 4.3.5 Relação sinal-ruído

Considerando um sinal contaminado pelo ruído,  $y(t) = s(t) + n(t)$ , onde  $s(t)$  e  $n(t)$  representam, respectivamente, a informação e o ruído, pode-se definir a relação sinal-ruído ( $SNR$ )\* como:

$$SNR = \frac{\varepsilon[s^2(t)]}{\varepsilon[n^2(t)]} \quad (4.18)$$

### 4.3.6 Perfil do feixe da onda ultra-sônica

O PSF (*Point Spread Function*) ou Função de Espalhamento do Ponto consiste numa função (Eq.4.19) que representa a resposta do sistema para um refletor pontual colocado no campo acústico numa determinada posição  $(R, \varphi)$ , onde  $R$  é a distância em relação ao centro do *array* e  $\varphi$  é o ângulo que o refletor forma com o eixo acústico.

$$PSF(\theta, t)|_{R, \varphi} = Env(S(\theta, t)) \quad -\frac{\theta_{setor}}{2} \leq \theta \leq \frac{\theta_{setor}}{2} \quad (4.19)$$

A expressão para obtenção do perfil lateral ( $PL$ ) a partir do PSF é fornecida pelo valor das máximas amplitudes dentro do setor varrido, numa faixa de profundidade onde se encontra o refletor pontual, ou seja, pela seguinte equação:

$$PL(\theta) = \max(PSF(\theta, t)|_{R, \varphi}) \quad -\frac{\theta_{setor}}{2} \leq \theta \leq \frac{\theta_{setor}}{2} \quad (4.20)$$

O perfil do feixe da onda ultra-sônica pode ser utilizado para analisar a qualidade do feixe em qualquer direção, através da observação da largura do feixe, da amplitude do lóbulo principal, da amplitude dos lóbulos laterais e dos lóbulos de espaçamento (*grating lobes*).

---

\*  $\varepsilon$  desvio padrão do sinal

## Lóbulos laterais

Os lóbulos laterais visíveis na Fig.4.6, geram artefatos além dos limites do lóbulo principal, são indesejáveis, pois pioram a qualidade da imagem. Os lóbulos laterais são responsáveis por ruídos que limitam o contraste da imagem.

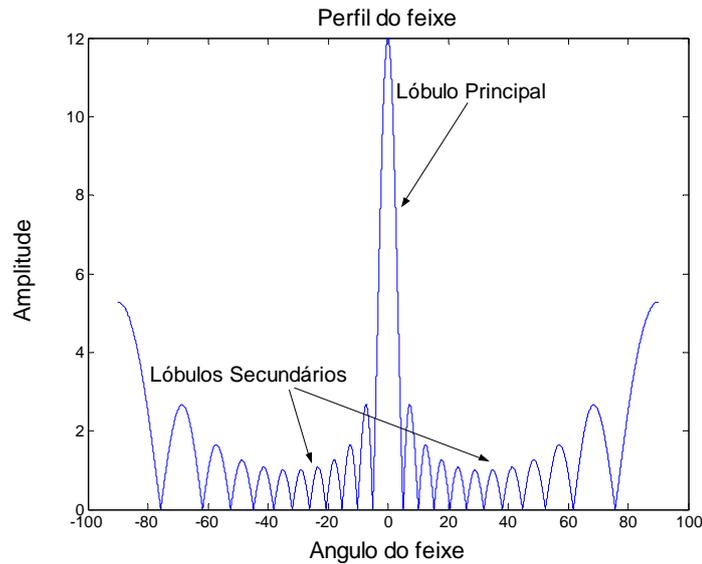


Figura 4.6 - Perfil lateral do feixe para  $d=\lambda/2$

## Lóbulos de espaçamento (*grating lobes*)

Se considera-se os transdutores *arrays* um amostrador de sinais no domínio espacial, onde o período de amostragem seja  $d$ , para evitar a subamostragem, ou seja, respeitar o Teorema de Nyquist, a frequência de amostragem deve ser pelo menos duas vezes maior que a máxima frequência presente no sinal, i.e.:

$$f_{\text{amost}} \geq f_{\text{max}} / 2 \quad (4.21)$$

onde,  $f_{\text{amost}}$  é a frequência de amostragem e  $f_{\text{max}}$  é a frequência máxima presente no sinal amostrado. No domínio espacial pode-se amostrar, sem perda de informação, com período espacial de amostragem  $d$  igual a :

$$d \leq \frac{\pi}{|k|} = \frac{\lambda}{2} \quad (4.22)$$

onde  $k$  é o número de onda e  $\lambda$  o comprimento de onda. Os lóbulos de espaçamento possuem amplitudes iguais ao lóbulo principal e simetricamente espaçado. Surgem por efeito “*aliasing*” (subamostragem), quando tem-se espaçamentos entre os elementos do *array*  $d > \lambda/2$  conforme mostra a Fig.4.7.

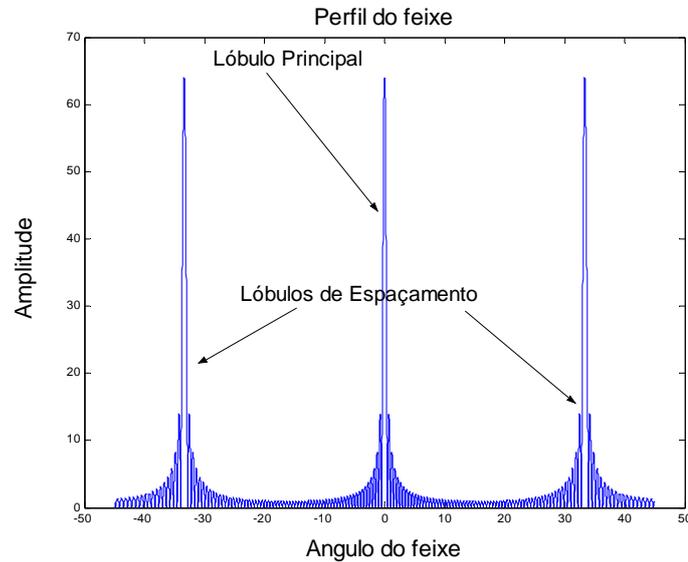


Figura 4.7 - Perfil lateral do feixe com  $d > \lambda/2$ . Lóbulos de espaçamento (*grating lobes*)

Portanto, os elementos do *array* devem estar separados de no máximo  $\lambda/2$  para evitar a subamostragem espacial.

## CAPÍTULO 5

### TÉCNICAS DE ABERTURA FOCAL SINTÉTICA (SAFT)

#### 5.1 Formação de Feixes Ultra-Sônicos com *Phased Arrays* Lineares

Cada elemento de um transdutor *phased array* linear pode ser excitado independentemente e o seu sinal atrasado, através do controle eletrônico, no instante da emissão do pulso ultra-sônico, em um sistema de imagens acústicas. Para formar um feixe paralelo ao eixo  $z$  na direção de propagação da onda, sem deflexão e sem focalização, todos os pulsos de excitação devem ser sincronizados, formando uma frente de onda plana, conforme a Fig.5.1a. Pode-se, na emissão, gerar um feixe defletido, onde cada pulso de excitação de cada canal do *array* é atrasado convenientemente, conforme se pode observar na Fig.5.1b.

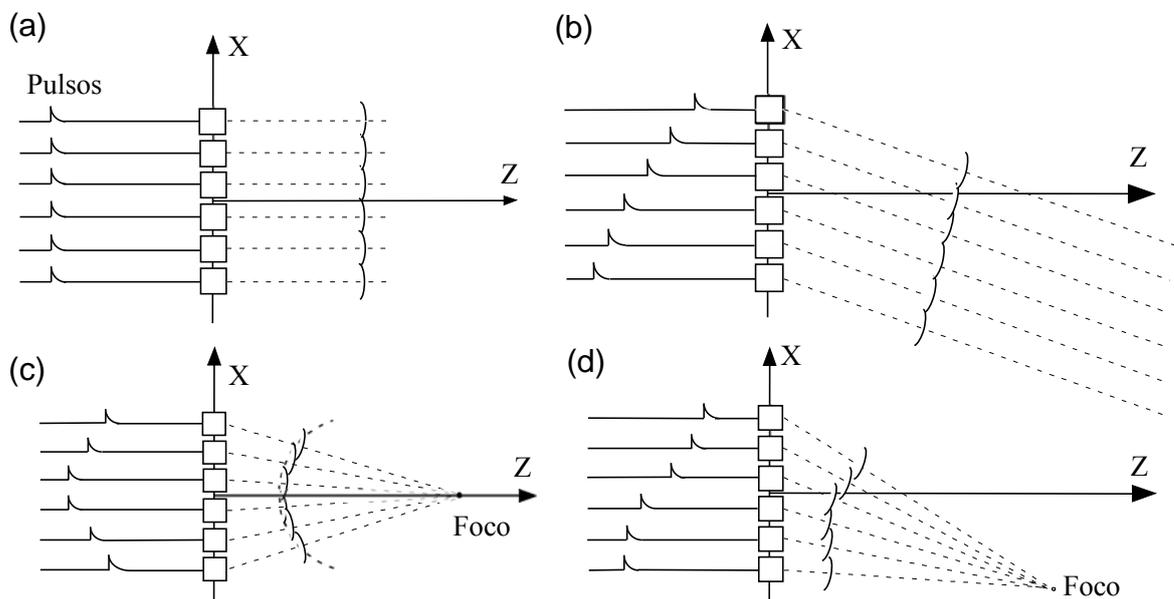


Figura 5.1 – Atrasos inseridos na emissão produzindo:  
 (a) Feixe sem deflexão e sem focalização. (b) Feixe com deflexão e sem focalização.  
 (c) Feixe focalizado e sem deflexão. (d) Feixe defletido e focalizado.

Quando os pulsos são atrasados de forma simétrica em relação ao eixo acústico  $z$ , tem-se um feixe focalizado sobre o mesmo, aonde as ondas chegam em fase no foco, conforme

ilustração da Fig.5.1c. Na ilustração da Fig.5.1d inseriram-se atrasos na excitação dos elementos de tal forma a gerar um feixe acústico defletido e focalizado.

O controle dos atrasos pode ser realizado através dos circuitos eletrônicos ou através de técnicas de abertura focal sintética aplicada na etapa de processamento digital dos sinais. Os sinais dos ecos recebidos pelos elementos do *array* devem ser atrasados, de acordo com as leis de focalização adotadas.

## 5.2 Técnicas de Focalização com *Phased Arrays* Lineares

### 5.2.1 Focalização na emissão

O propósito da focalização na emissão é fazer coincidir em fase as ondas geradas por todos os elementos do *array* em um determinado ponto do campo acústico, através da inserção de atrasos. Esses atrasos estão representados como elementos virtuais, na Fig.5.2. Nesse ponto, chamado de foco, cria-se uma alta intensidade do campo ultra-sônico como consequência da soma das intensidades de todos os sinais individuais. Fora do foco, as intensidades do campo são menores, ou inclusive nulas se os sinais interferem-se de forma destrutiva. A frente de onda avança como se fora originada por um transdutor com uma lente acústica, e todas as ondas semi-esféricas chegam em fase no foco.

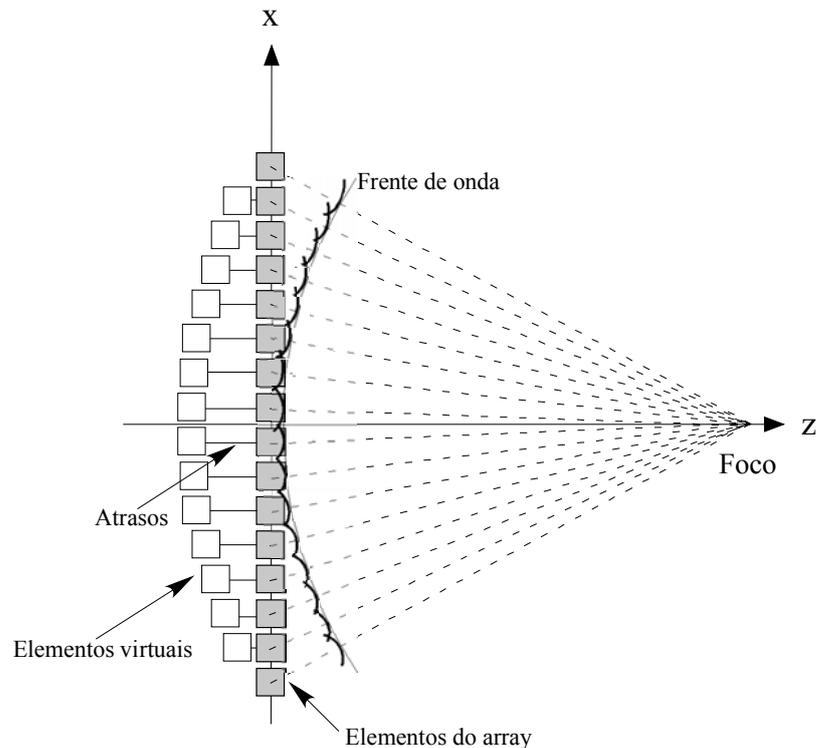


Figura 5.2 – Princípio físico da focalização na emissão.

### 5.2.2 Focalização na recepção

A focalização também pode ser feita na recepção, o princípio é o mesmo, sendo esta última a mais usada nos sistemas de imagem por ultra-som. O propósito da focalização na recepção é captar somente o eco proveniente do foco, então, a varredura do campo é feita deslocando dinamicamente o foco ao tempo que a onda ultra-sônica propaga-se (Fritsch, 2001). Na prática, consegue-se a focalização compensando com atrasos, as diferenças nos tempos de propagação desde cada elemento até o foco. A focalização dinâmica na recepção consiste na inserção de atrasos nos sinais recebidos por cada elemento do *array* oriundos da focalização de um ponto determinado na região do campo próximo a uma profundidade  $R$  (raio) e direção  $\theta$ . Assim, obtém-se uma imagem formada pela focalização dinâmica com foco fixo. O foco é alterado dinamicamente, onde os atrasos são modificados continuamente, de acordo com o ponto de focalização e são diferentes para cada profundidade  $R$ , deflexão  $\theta$  e elemento receptor. Esses sinais com atrasos são somados de forma coerente, concentrando-se assim a energia acústica no foco e ressaltando eventuais ecos provenientes da reflexão.

### 5.2.3 Cálculo dos atrasos de focalização e deflexão exatos e aproximados para lentes cilíndrica e diédrica.

Conforme mostra a Fig.5.3, considera-se um *array* com  $N$  elementos espaçados de uma distância  $d$  e com focalização em um ponto  $(R, \theta)$ , onde  $R$  é a distância do foco ao centro do *array* que é a origem dos eixos de coordenadas,  $\theta$  é o ângulo de deflexão em relação à normal e  $R_n$  é a distância do foco ao  $n$ -ésimo elemento. O cálculo exato dos atrasos dos sinais de cada um dos elementos é dado pela expressão:

$$T_n = T_D + (R - R_n) / c \quad (5.1)$$

onde  $T_n$  é o atraso para o  $n$ -ésimo elemento do *array* e  $T_D$  é uma constante positiva arbitrariamente escolhida para evitar atrasos negativos. A posição do  $n$ -ésimo elemento do *array* em relação ao centro é dada por:

$$x_n = \left( n - \frac{N+1}{2} \right) d \quad \text{para } 1 \leq n \leq N \quad (5.2)$$

Pelo teorema dos co-senos obtém-se:

$$R_n = \sqrt{x_n^2 + R^2 - 2x_n R \sin(\theta)} \quad (5.3)$$

Assim, os atrasos exatos de cada elemento são dados pela seguinte equação:

$$T_n = T_D + \frac{1}{c} (R - \sqrt{x_n^2 + R^2 - 2x_n R \sin(\theta)}) \quad (5.4)$$

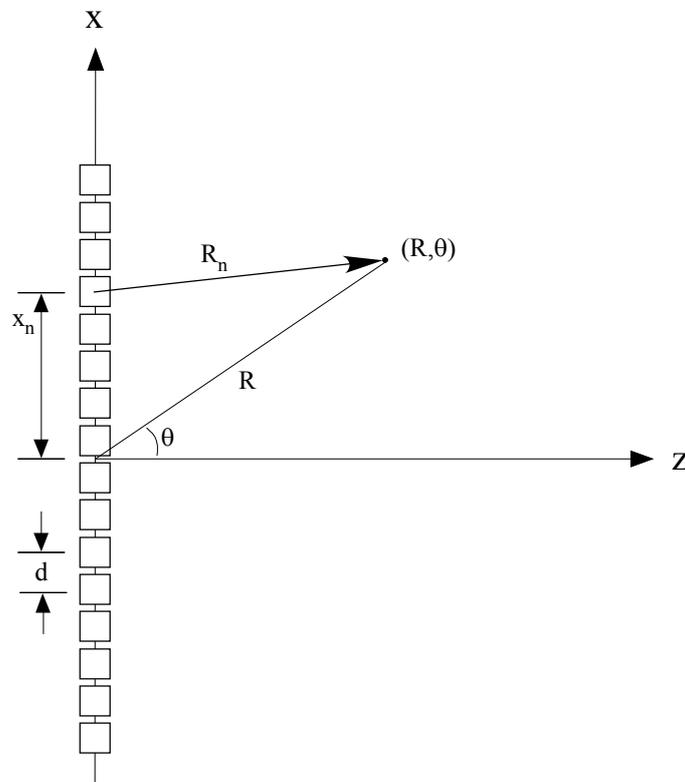


Figura 5.3 – Geometria de um *array* na deflexão e focalização no ponto  $(R, \theta)$

As equações anteriormente apresentadas podem ser implementadas em algoritmo, de diversas formas. Neste trabalho, utiliza-se a técnica de abertura focal sintética (SAFT) em um determinado ponto do campo acústico, através da inserção de atrasos nos sinais em modo-A, de acordo com a Eq.(5.4), seguida da soma coerente dos sinais. Realiza-se o cálculo para todos os  $N$  elementos do *array*, considerando um elemento central do *array* como emissor e todos os elementos como receptores, ou considerando todos os elementos como emissores e receptores. Além das equações para o cálculo exato dos atrasos, neste trabalho utilizaram-se

as equações para o cálculo aproximado, lentes de focalização cilíndrica, diédrica e emissores cilíndricos convexos.

A partir da Eq.(5.4) para o cálculo exato do n-ésimo elemento do *array*:

$$\begin{aligned}
 T_n &= T_D + \frac{1}{c} (R - \sqrt{x_n^2 + R^2 - 2x_n R \sin(\theta)}) = \\
 &= T_D + \frac{R}{c} - \frac{R}{c} \sqrt{1 + \frac{x_n^2}{R^2} - \frac{2x_n R \sin(\theta)}{R}} = \\
 \text{se } p &= \frac{x_n^2}{R^2} - \frac{2x_n R \sin(\theta)}{R} \text{ tem-se:} \\
 &= T_D + \frac{R}{c} - \frac{R}{c} \sqrt{1+p} \tag{5.5}
 \end{aligned}$$

Se o foco está suficientemente afastado ( $R \gg \frac{D}{2} \gg x$ ), então,  $p$  é uma quantidade pequena. Considerando os dois primeiros termos da expansão em séries de potências:

$$\left| \sqrt{1+p} \right|_{p \rightarrow 0} \approx 1 + \frac{p}{2} \tag{5.6}$$

tem-se

$$T_n \approx T_D + \left( \frac{\sin \theta}{c} x_n - \frac{x_n^2}{2Rc} \right) \tag{5.7}$$

A Eq.(5.7) é conhecida como aproximação binomial ou lei de focalização cilíndrica. A Fig.5.4 apresenta a geometria da focalização cilíndrica onde os elementos virtuais estão sobre o arco mais escuro. O termo quadrático dessa expressão corresponde à focalização que depende de  $R$  mas não de  $\theta$ . O outro termo corresponde à deflexão e depende de  $\theta$  mas não de  $R$ . Tanto o termo de focalização como o de deflexão dependem da posição  $x_n$  do elemento. A Eq.(5.7) é importante na implementação da eletrônica, porque permite reduzir a complexidade do cálculo e poupar tempo de processamento.

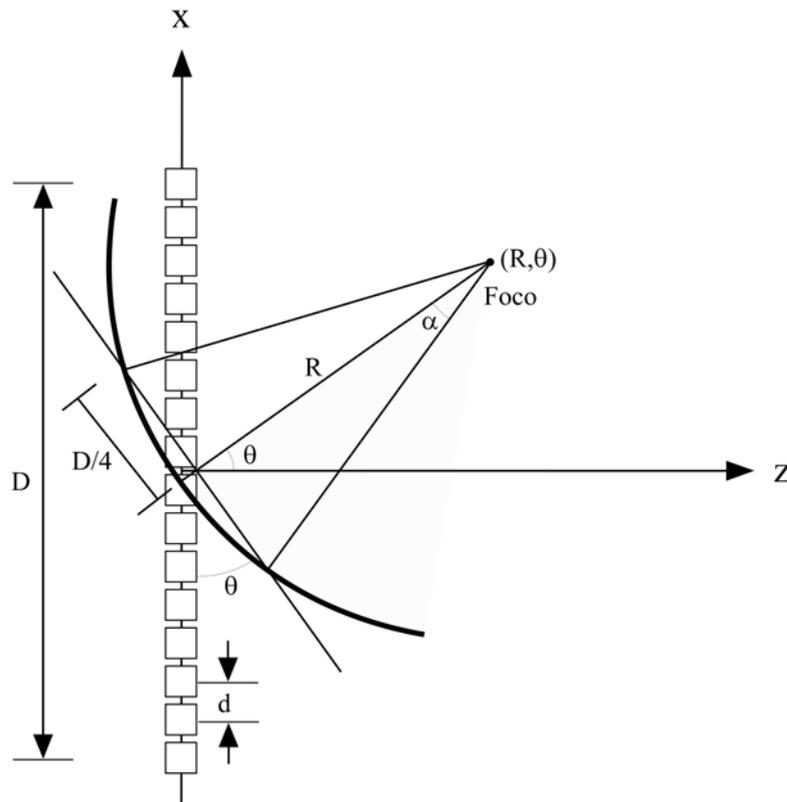


Figura 5.4 – Geometria de um *array* na deflexão e focalização cilíndrica no ponto  $(R, \theta)$ .

Na focalização diédrica os retardos para focalização no ponto  $(R, \theta)$  é dada pela equação:

$$T_n \approx T_D + \left( \frac{\text{sen} \theta}{c} x_n - \frac{D \cos^2 \theta}{4Rc} |x_n| \right) \quad (5.8)$$

onde  $T_D$  é, novamente, uma constante positiva arbitrariamente escolhida com a finalidade de evitar retardos negativos. A Fig.5.5 mostra a geometria usada na dedução da Eq.(5.8), onde a linha grossa representa a posição dos elementos virtuais. Esse tipo de lente acústica proporciona uma profundidade de campo constante, concentrando a energia ao longo do feixe acústico. Os valores da resolução lateral que estas lentes produzem são melhores que na focalização cilíndrica (Salomonsson e Mandersson, 1986). Para focalização no eixo acústico do transdutor, a Eq.(5.8) fica:

$$T_n \approx T_d - \frac{D}{4Rc} |x_n| \quad (5.9)$$

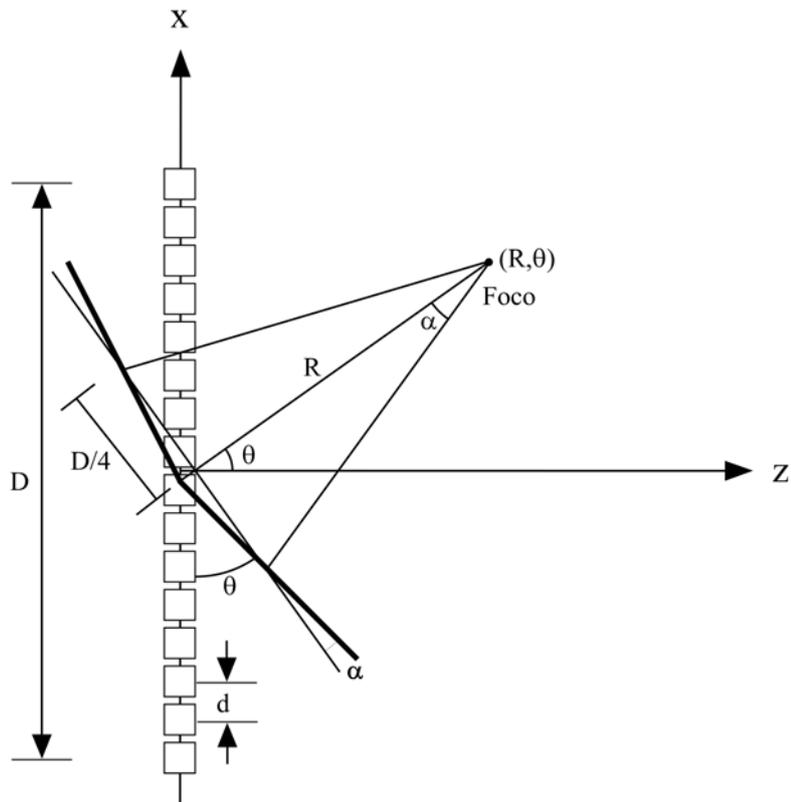


Figura 5.5 – Geometria de um *array* na deflexão e focalização diédrica no ponto  $(R, \theta)$ .

Utilizando um transdutor *phased array* linear com 16 elementos, excitado em banda larga com frequência central de 3,5MHz, foi obtido experimentalmente o campo acústico. O experimento foi realizado no laboratório do *Instituto de Automática Industrial – IAI* na Espanha (Franco, 2005). Nas Fig.5.6a e Fig.5.6b, pode-se visualizar um feixe focalizado em uma profundidade de 30 mm de raio sem deflexão, com as leis da focalização cilíndrica e diédrica, respectivamente. Já nas Fig.5.7a e Fig.5.7b, pode-se visualizar um feixe focalizado a 30 mm de raio e defletido a  $20^\circ$  também para focalização cilíndrica e diédrica, respectivamente. Nas medições foram utilizados um hidrofone de diâmetro 0,2mm, um sistema de movimento automatizado em dois eixos e a arquitetura do sistema de aquisição de dados desenvolvido pelo grupo do IAI – CSIC (Fritsch *et al.*, 1995) chamado de SENDAS.

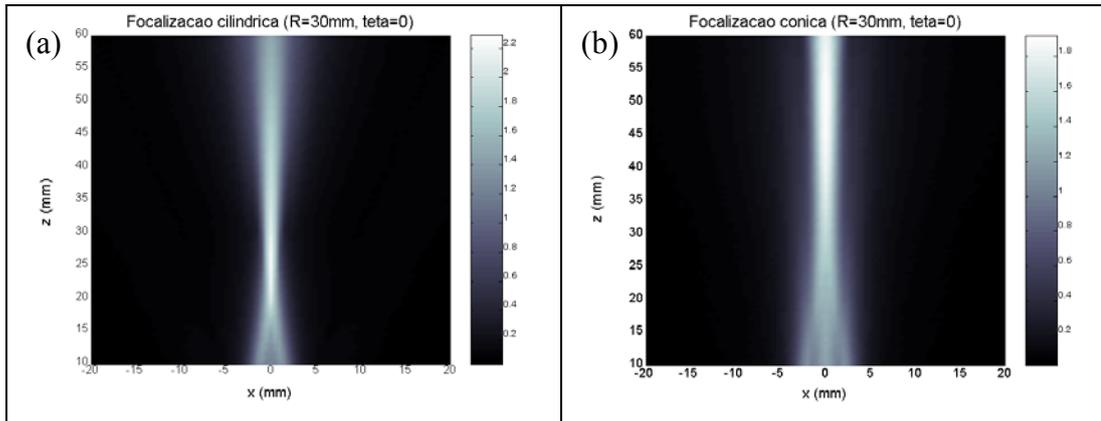


Figura 5.6 - Campo acústico gerado por um *array* de 16 elementos, feixe focalizado no eixo a 30mm de profundidade. (a) Leis de focalização cilíndrica. (b) Leis de focalização diédrica.

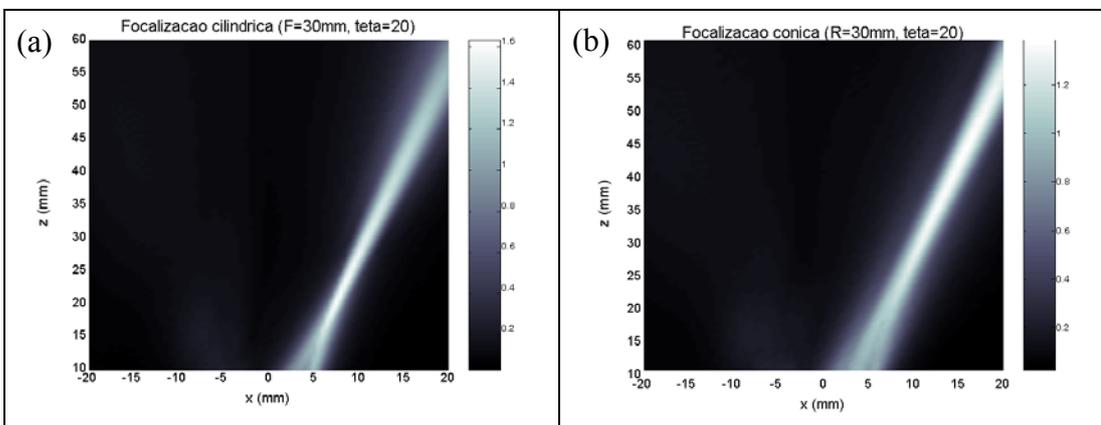


Figura 5.7 - Campo acústico gerado por um *array* de 16 elementos, feixe defletido a  $20^\circ$  e focalizado a 30mm de profundidade. (a) Leis de focalização cilíndrica. (b) Leis de focalização diédrica.

### 5.3 Técnicas de Abertura Focal Sintética

Os conceitos de abertura sintética originalmente foram aplicados em sistemas de imagens de radar em terra na década de 40. No início da década de 70, o primeiro sistema ultra-sônico SAFT foi montado baseado diretamente nos sistemas de radar. Atualmente é considerado um método apropriado para produzir imagens ultra-sônicas de alta resolução com uma grande profundidade de varredura.

Essa técnica é aplicada para ensaios não destrutivos (Ludwig 1989) e para imagens médicas em tempo-real. Utilizado na indústria para fabricação de protótipos, na reconstrução do perfil de objetos tridimensionais (Capineri, 1998).

### O SAFT convencional

O SAFT convencional é baseado em duas etapas. Na primeira etapa cada elemento do transdutor emite e recebe um pulso-eco que é digitalizado e armazenado em memória. A segunda etapa é o processamento digital de sinais para compor as linhas de varredura e formar a imagem. Nessa etapa utilizam-se algoritmos que se baseiam no cálculo dos atrasos e soma coerente dos sinais adquiridos.

Existem muitas propostas de técnicas de abertura focal sintética quando aplicado ao processamento de sinais digitais de imagens ultra-sônicas, adquiridos através *arrays*.

### SAFT – *Synthetic Aperture Focusing Technique*

Nos clássicos sistemas de imagens ultra-sônicas de abertura focal sintética, um mesmo elemento do array é utilizado como emissor e receptor para a aquisição de um sinal. Um sinal de pulso-eco de radio-freqüência (RF) é adquirido e armazenado em memória para cada um dos elementos do *array*, correspondente ao tempo de vôo  $\tau_n$  de ida e volta da onda acústica no meio inspecionado (O'Donnell, 1992).

$$\tau_n = \frac{2R_n}{c} \quad (5.10)$$

onde  $R_n$  é a distância do elemento  $n$  ao foco e  $c$  é a velocidade de propagação da onda no meio. Utilizando esses sinais armazenados em memória, realizando os cálculos dos atrasos, apresentados no capítulo 4, e realizando-se a soma coerente, pode-se compor a imagem.

O PSF (*Point Spread Function*) é fornecido pela Eq.(4.19) e permite avaliar a amplitude dos lóbulos principal e laterais e a largura do lóbulo principal, parâmetros que estão relacionados com a qualidade da imagem, como o contraste e resolução lateral respectivamente.

Considera-se uma vantagem do método SAFT a simplicidade do sistema eletrônico de emissão e recepção, pelo fato de somente um elemento estar ativo a cada instante. Pode-se destacar a desvantagem desse método como baixa relação sinal-ruído (*SNR*) devido à pequena abertura ativa.

### **SF – *Synthetic focusing method.***

Neste método a cada instante de tempo apenas um elemento do *array* emite um pulso ultra-sônico e todos os elementos recebem o sinal do eco. Possibilita a composição de uma imagem de mais alta qualidade, mas requer grande quantidade de memória para armazenar os dados dos sinais adquiridos. Para um *array* de  $N$  elementos, têm-se  $N \times N$  sinais adquiridos e armazenados em memória. A maior vantagem deste método em relação aos sistemas convencionais de abertura focal sintética é que a focalização dinâmica se realiza tanto na abertura de emissão como na de recepção. Além disso, consegue, através deste método, uma maior profundidade de campo acústico sem reduzir a taxa de exibição de imagens (*frame rate*). O processamento de dados armazenados em memória para reconstrução de imagens é bastante complexo e um grande empecilho para imagens em tempo-real. Com o aumento no número de elementos do *array*, a complexidade aumenta, pois para cada sinal emitido e recebido deve armazenar os dados e processá-los (Yao, 2000).

### **M-SAFT – *Multielement synthetic aperture system.***

Quando apenas um elemento do *array* é excitado como emissor, a energia acústica pode ser muito pequena. Neste método M-SAFT um conjunto de  $K_T$  elementos do *array* é simultaneamente excitado como emissor, constituindo o que se denomina de subabertura de emissão. O sinal de pulso ultra-sônico é recebido por  $K_R$  elementos do transdutor, subabertura de recepção. Na próxima emissão e recepção, deixa de lado um elemento e adiciona um novo elemento do *array* na subabertura. Repetindo-se esse processo até a inclusão do último elemento do *array*. Considerando que todos os elementos da subabertura de emissão são simultaneamente excitados, pode-se considerar que o feixe emitido pela subabertura é similar a resposta de um único elemento emissor, mas com uma maior energia acústica. Por isso, a relação SNR aumenta. Fazendo-se uma comparação entre o método SAFT e M-SAFT além do aumento da energia acústica, pode-se destacar também a redução dos lóbulos de espaçamento (*grating lobes*). Para um *array* de  $N$  elementos, tem-se um total de  $N_e = N - K_t$  ou  $K_r$  sinais adquiridos e armazenados em memória de acordo com a Fig.5.8 (Yao, 2000).

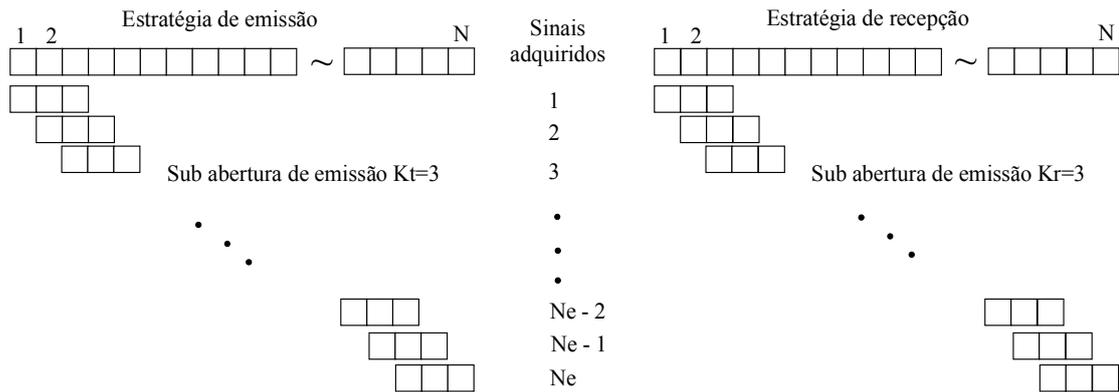


Figura 5.8 – Subabertura de transmissão e subabertura recepção M-SAFT

### **SRA – Synthetic receive aperture .**

Método proposto para melhorar a resolução lateral através de um sistema de multiplexação dos canais receptores disponíveis que possibilitam o endereçamento de um grande número de elementos receptores do *array*. Método aplicável também para sistemas de imagens ultra-sônicas em tempo-real. Para cada linha de dados em modo-A, uma subabertura com um conjunto de elementos emissores deve ser simultaneamente excitadas para cada subabertura de recepção. Para um simples pulso de emissão (proveniente dos elementos emissores da subabertura), a soma dos sinais RF recebidos pelos elementos da subabertura é realizada e armazenada em memória. O segundo pulso é emitido na mesma direção e a soma dos sinais RF recebidos em uma outra subabertura é realizada e armazenada. Após a recepção dos pulsos por todas as subaberturas, é realizada a soma coerente dos sinais das subaberturas. Portanto, este algoritmo possibilita que o sistema de imagens enderece um grande número de elementos receptores, sem ter o correspondente número de canais paralelos receptores (Trahey, 1992).

### **STA – Synthetic transmit aperture.**

Neste método, a imagem é sub-dividida em diversas zonas focais. Um sinal é emitido para cada zona focal e depois a imagem final é composta por todas as sub imagens. Em STA pode-se realizar a focalização dinâmica na abertura de emissão ou na de recepção. Além disso, consegue a mesma resolução dos métodos convencionais de abertura focal sintética, mas com uma taxa de exibição de imagens elevada (*frame rate*). Para um *array* de  $N$  elementos com  $N_s$  subaberturas, cada subabertura conterá  $K_T=N/N_s$  elementos. Cada subabertura de emissão focará próximo à região mediana da região de interesse. Os ecos são

recebidos por todos os elementos do *array* e armazenados em memória. Os dados armazenados são processados realizando a focalização dinâmica (Yao, 2000).

### **SAFT-Um Emissor e SAFT-N Emissores.**

Os arquivos binários de dados *acuson17.dat* e *cyst4\_a100.dat* que foram adquiridos e armazenados em memória pelos pesquisadores *BUL (Biomedical Ultrasonics Laboratory)* da Universidade de Michigan, utilizando um *array* de 128 elementos, contemplam o método SAFT com duas estratégias básicas de processamento. A primeira estratégia, denominada de SAFT-Um Emissor, considera um elemento central do *array* como emissor, e a segunda estratégia, denominada de SAFT-N Emissores, considera todos os elementos emissores, porém um de cada vez é excitado.

Para o transdutor *array* de 16 elementos confeccionado no Laboratório de Ultra-Som da EPUSP, realizaram-se aquisições de sinais de forma semelhante, onde se emitiu um pulso ultra-sônico com o primeiro elemento e recebeu-se o eco com todos, assim sucessivamente até emitir com o elemento 16 e receber com todos. Cada um dos 16x16 sinais foram armazenados em arquivo de extensão “.m” do Matlab. Para o processamento dos sinais foram utilizadas as duas estratégias, SAFT-Um Emissor e SAFT-N Emissores.

## **5.4 Varredura Setorial e Retangular**

As imagens ultra-sônicas em modo-B, obtidas com transdutores *arrays* através de técnicas SAFT, podem ser apresentadas em varredura setorial ou retangular. A origem do eixo acústico  $z$  está no centro do *array* e disposto perpendicularmente ao mesmo. Observa-se na Fig.5.9, que ilustra um *array* linear de  $N$  elementos, que na varredura setorial, o sinal resultante da soma coerente dos sinais em modo-A irá constituir um setor na imagem. O número de sinais em modo-A inclusos na soma coerente está relacionado com a estratégia de abertura focal, que será utilizada no algoritmo de processamento digital dos sinais, e também com a disponibilidade dos mesmos sinais obtidos durante os experimentos.

Por exemplo, se utilizar o método SAFT-Um Emissor para o processamento de sinais, para um *array* de  $N$  elementos,  $N$  sinais serão somados para compor um setor da imagem. Se utilizar o SAFT-N Emissores, para um *array* de  $N$  elementos,  $N \times N$  sinais poderão ser incluídos na soma. Mas para isso, durante a aquisição dos sinais é necessário contemplar esta combinação.

Observa-se na Figura 5.9, que um setor da imagem é composto pela soma coerente de sinais, formando um conjunto de focos  $(R_i, \theta_j)$ , ou seja, de profundidade  $R_i$  e ângulo de deflexão  $\theta_j$ . O índice  $i$  está relacionado com o número de focos ao longo de um setor e o índice  $j$  está relacionado com o número de setores da varredura.

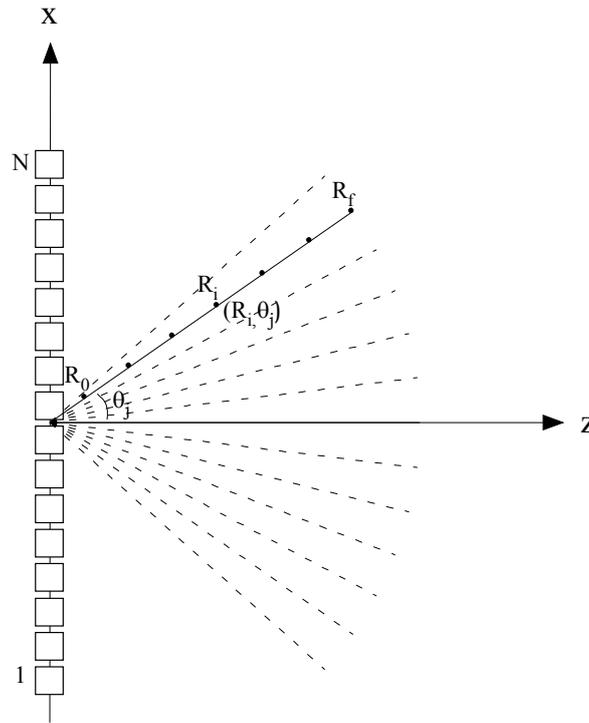


Figura 5.9 - Varredura setorial e amostras do sinal coerente para um determinado setor da imagem.

Pode-se descrever as imagens setoriais reconstruídas e apresentadas no capítulo 6 (Resultados Experimentais) resultantes do processamento digital de sinais, utilizando-se basicamente duas estratégias de abertura focal sintética expressas pelas Eq.(5.11) e Eq.(5.12) em forma de somatórios. Um setor da imagem é um vetor composto por focos  $(R_i, \theta_j)$ , ou seja, cada pixel da imagem é constituído pela soma coerente de amostras dos sinais em modo-A que foram incluídos.

$$(R_i, \theta_j) = \sum_{n=1}^N S_n(t - T_n) \quad \text{SAFT - Um Emissor} \quad (5.11)$$

$$(R_i, \theta_j) = \sum_{e=1}^N \sum_{r=1}^N S_n(t - T_{er}) \quad \text{SAFT - N Emissores} \quad (5.12)$$

onde  $S_n(t)$  é o eco recebido pelo n-ésimo elemento,  $T_n$  e  $T_{er}$  são os atrasos para um determinado foco, os índices  $e$  e  $r$  representam, respectivamente, o emissor e o receptor.

Na formação da imagem em coordenadas cartesianas, os focos provenientes da soma coerente  $(z_i, x_j)$  constituirão uma linha e estas irão compor a imagem final.

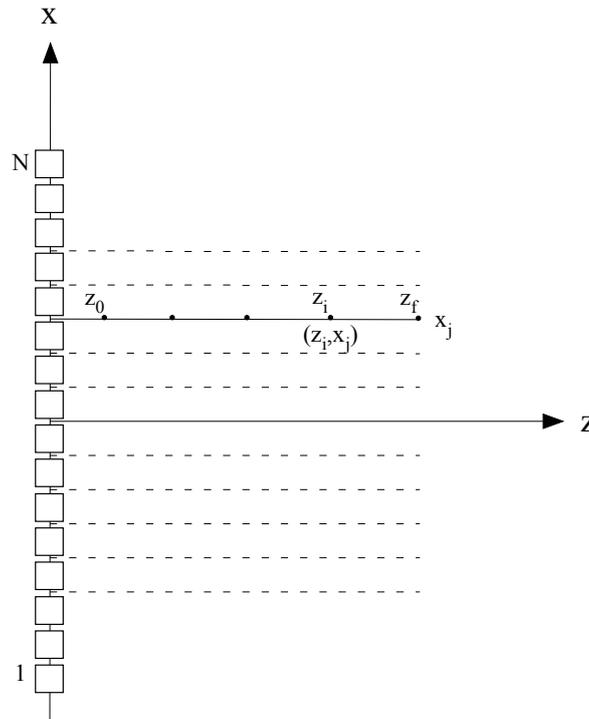


Figura 5.10 - Varredura retangular e amostras do sinal coerente para uma linha da imagem

De forma análoga à varredura setorial, as equações que descrevem a composição dos focos na varredura cartesiana podem ser escritas como:

$$(Z_i, X_j) = \sum_{n=1}^N S_n(t - T_n) \quad \text{SAFT- Um Emissor} \quad (5.13)$$

$$(Z_i, X_j) = \sum_{e=1}^N \sum_{r=1}^N S_n(t - T_{er}) \quad \text{SAFT- N Emissores} \quad (5.14)$$

## CAPÍTULO 6

### RESULTADOS SIMULADOS E EXPERIMENTAIS

#### 6.1 Introdução

No presente capítulo, apresentam-se as imagens ultra-sônicas obtidas em modo-B utilizando a técnica SAFT. As reconstruções das imagens foram realizadas *off-line*, ou seja, não em tempo-real. Os tempos requeridos para obtenção das imagens serão apresentados em tabelas. Também, serão apresentados os valores atingidos das resoluções laterais, resoluções axiais e de contrastes.

Os resultados experimentais são divididos em duas partes:

- Imagens dos *wire phantom* e *cyst phantom* obtidos com o processamento dos sinais adquiridos com um *phased array* linear de 128 elementos pelos pesquisadores do *BUL* da Universidade de Michigan. Os sinais em modo-A estão armazenados em arquivos de dados binários denominados de *acuson17.dat* e *cyst4\_a100.dat* respectivamente, disponíveis no site <http://bul.eecs.umich.edu/>.
- Imagens de *phantoms* preparados no Laboratório de Ultra-Som da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Os experimentos consistiram no processamento de sinais adquiridos experimentalmente com um *phased array* linear de 16 elementos confeccionado no próprio laboratório.

## 6.2 Resultados simulados com sinais adquiridos com *array* de 128 elementos

### 6.2.1 Arquivos de dados para simulação

Os arquivos *acuson17.dat* e *cyst4\_a100.dat* foram gerados pelos pesquisadores da Universidade de Michigan utilizando-se um transdutor *array* com 128 elementos e frequência central de vibração de 3,5MHz. Considerando-se a velocidade de propagação da onda na água de  $c=1480\text{m/s}$ , seus elementos foram espaçados de aproximadamente  $\lambda/2$  (meio comprimento de onda), o que corresponde a 0,22mm, evitando lóbulos de espaçamento indesejados. A estratégia de aquisição adotada pelos pesquisadores objetivou contemplar todas as combinações possíveis entre emissores e receptores com um *array* de 128 elementos. Ou seja, emite-se um pulso ultra-sônico com o primeiro elemento, recebe-se o eco com o primeiro, emite-se com o primeiro e recebe-se com o segundo e até emitir com o primeiro e receber com o último elemento. No passo seguinte, emite-se com o segundo, recebe-se com o primeiro, emite-se com o segundo, recebe-se com o segundo, até emitir com o segundo e receber com o último e assim sucessivamente. Portanto, os arquivos binários armazenam  $128 \times 128$  sinais, ou seja, 16384 sinais em modo-A. Os sinais foram adquiridos com uma frequência de amostragem de 13,89MHz, produzindo sinais digitalizados com 2048 amostras. Armazenaram-se os sinais em binário com 16 bits e 32 bits por amostra, nos arquivos *acuson17.dat* e *cyst4\_a100.dat*, respectivamente.

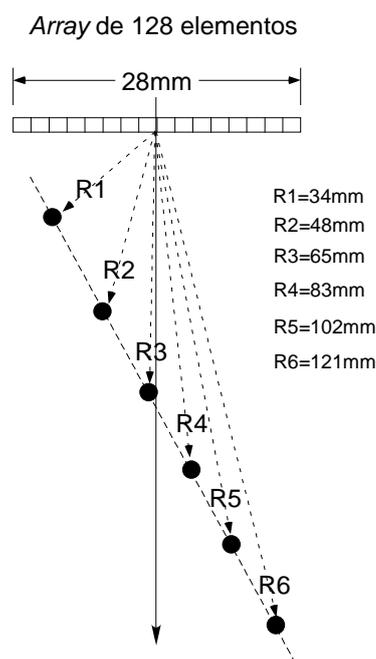


Figura 6.1 – Geometria do *wire phantom*

O arquivo *acuson17.dat* armazena 128x127 sinais que geram as imagens do *wire phantom*, Fig.6.1, que consiste em seis arames que aparecem nas imagens como seis pontos brilhantes alinhados e dispostos de forma a não gerar sombras entre eles, que se encontram a distâncias radiais do centro do *array* de 34, 48, 65, 83, 102 e 121mm. Foram excluídos 128 sinais que contêm ruídos, pelo fato de ter sido emitido e recebido pelo mesmo elemento. O objetivo desse *phantom* é avaliar as resoluções laterais e axiais do sistema de imagens.

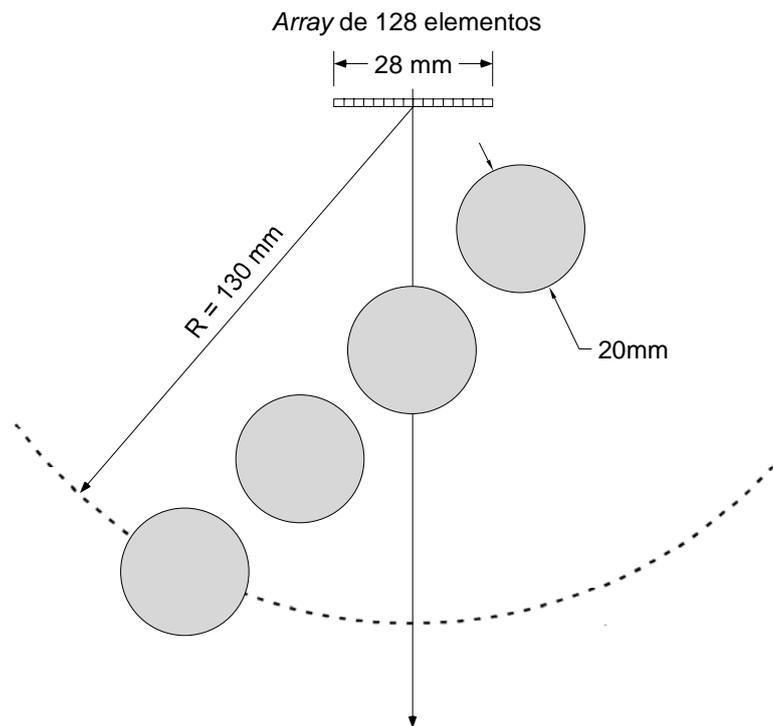


Figura 6.2 – Geometria do *cyst phantom*

O arquivo *cyst4\_a100.dat* armazena os 128x128 sinais que geram as imagens do *cyst phantom*, Fig.6.2, que consiste em três círculos de diâmetro 20mm e um semicírculo também de forma a não causar sombras entre eles. O objetivo desse *phantom* é verificar a capacidade do sistema de imagens em distinguir pequenas variações de impedância acústica no meio inspecionado e apresentá-los em tonalidades de cinza.

### 6.2.2 Filtragem de sinais

Os sinais em modo-A armazenados nos arquivos *acuson17.dat* e *cyst4\_a100.dat* estão contaminados por ruídos que deterioram as imagens. O processamento dos sinais sem filtragem resulta em imagens do *wire phantom*, cujos seis pontos aparecem sem muita intensidade de brilho. No caso do *cyst phantom*, pelo fato do ruído deteriorar principalmente o contraste, não se consegue visualizar os círculos nas imagens. Portanto, é necessária a realização de uma prévia filtragem. Utilizou-se um filtro *FIR* passa faixa (*bandpass finite-duration impulse response*) com janela de ponderação Kaiser conforme descrito na seção 4.2.1 (Filtro de Sinais).

Considerando-se que a frequência normalizada “1” corresponde a metade da frequência de amostragem  $f_s = 13,89\text{MHz}$ , então os limites de frequência do filtro escolhidos  $[0,30 \ 0,62]$  são  $2,0835\text{MHz}$  e  $4,059\text{MHz}$ , respectivamente. Pode-se observar o espectro de frequências de um dos sinais em modo-A do *wire phantom* com ruídos na Fig.6.3a e após a aplicação do filtro na Fig.6.3b.

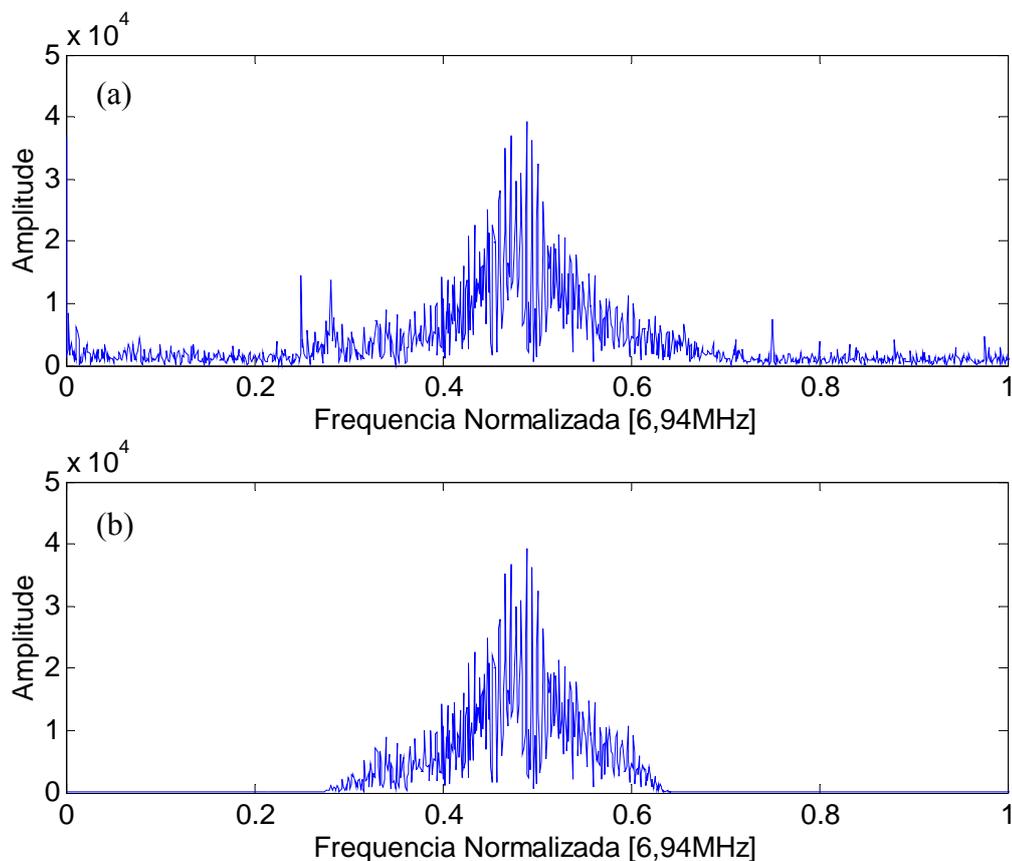


Figura 6.3 – Espectros de Frequências de um sinal em modo-A do *wire phantom* :  
(a) sinal original (b) sinal filtrado

### 6.2.3 Interpolação

Os sinais originais em modo-A são filtrados como descrito na seção anterior e somados coerentemente formando um setor da imagem final. O número de amostras que compõe este setor dependerá da distância entre focos consecutivos, ou seja, da discretização axial que for escolhido no algoritmo. A interpolação linear consiste em inserir uma determinada quantidade de pontos entre os pontos existentes no sinal amostrado com o objetivo de se aproximar mais ainda com o sinal original, ou seja, o analógico. Neste trabalho, realiza-se a interpolação linear do sinal resultante da soma coerente.

### 6.2.4 Estratégias de Processamento de Sinais

Para o processamento digital dos dados armazenados, utilizou-se como primeira estratégia o que se denominou de **SAFT–Um Emissor**. Este método considera no algoritmo um elemento central do *array* como emissor (escolheu-se o elemento 64), e todos os 128 elementos como receptores. Isto equivale a leitura seqüencial dos sinais armazenados e a soma coerente de 128 sinais para formar cada um dos setores que compõe a imagem.

Como segunda estratégia de processamento que se denominou de **SAFT–N Emissores**, incluiu-se no algoritmo todos os elementos de 1 a 128 como emissores e receptores na reconstrução das imagens. Portanto, para cada setor da imagem, realizou-se a soma coerente de 128x128 sinais. Essa estratégia exige um maior tempo de processamento, mas resulta em melhores imagens, com redução de ruídos e lóbulos secundários.

Realizou-se o processamento com outras combinações de emissores e receptores e geometrias, ou seja, estratégias alternativas, além das duas estratégias citadas acima, onde o número de elementos emissores e receptores foi especificado objetivando a qualidade da imagem e um tempo de processamento reduzido que denominou-se, de forma genérica, de **SAFT**. As conclusões obtidas dessas diversas combinações de emissores e receptores também serão apresentadas.

### 6.2.5 Resoluções Laterais Teóricas do *wire phantom*

Nas curvas da Fig.6.4, apresentam-se os valores teóricos das resoluções laterais segundo os critérios de **Rayleigh**, **FWHM** (*Full Width at Half Maximum*) e **Sparrow** de

acordo com a profundidade axial. Pode-se constatar que os valores das resoluções laterais aumentam à medida que cresce a profundidade, ou seja, piora gradativamente.

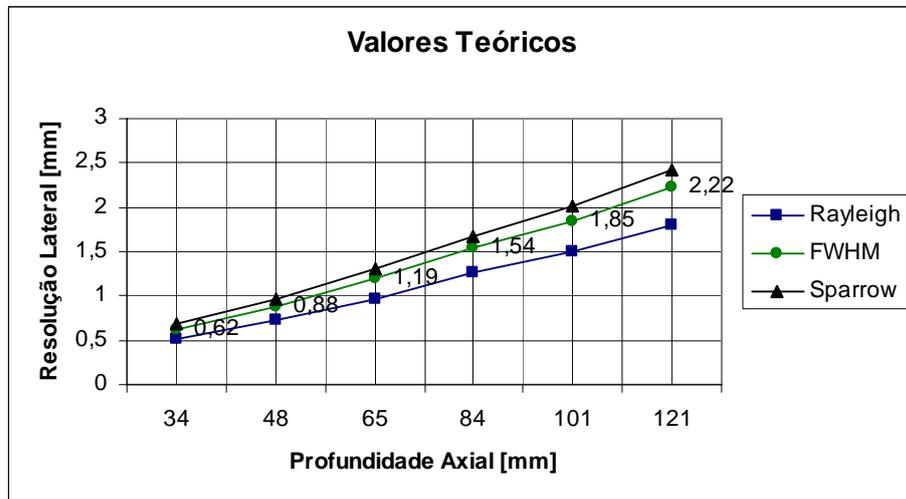


Figura 6.4 – Resolução Lateral Teórica do *wire phantom*

### 6.2.6 Resoluções Laterais Medidas do *wire phantom* obtidos com SAFT–Um Emissor

As imagens do *wire phantom* apresentadas nesta seção são geradas a partir do arquivo *acuson17.dat*. Adotou-se a estratégia que se denominou de **SAFT–Um Emissor** no processamento. No algoritmo, alterou-se o número de amostras por setor, ou seja, a distância entre focos consecutivos, também se variou o número de setores e realizou-se as medições das resoluções laterais, apresentando-as em tabelas. As imagens do *wire phantom* são próprias para avaliar as resoluções laterais e axiais do sistema de imagens acústicas através de medições realizadas nos perfis laterais de cada um dos seis *phantoms*, por se tratar de fontes refletoras de dimensões reduzidas. A função de espalhamento do ponto (*Point Spread Function – PSF*) do qual é obtido o perfil lateral permite a realização de um estudo quantitativo da resolução lateral.

Neste trabalho, adotou-se o **critério FWHM**, ou seja, mede-se a largura do lóbulo principal na metade de sua máxima amplitude (a -6dB) para cada um dos seis pontos da imagem.

**Resoluções laterais medidas de acordo com a profundidade no campo acústico, variando-se o número de focos por setor.**

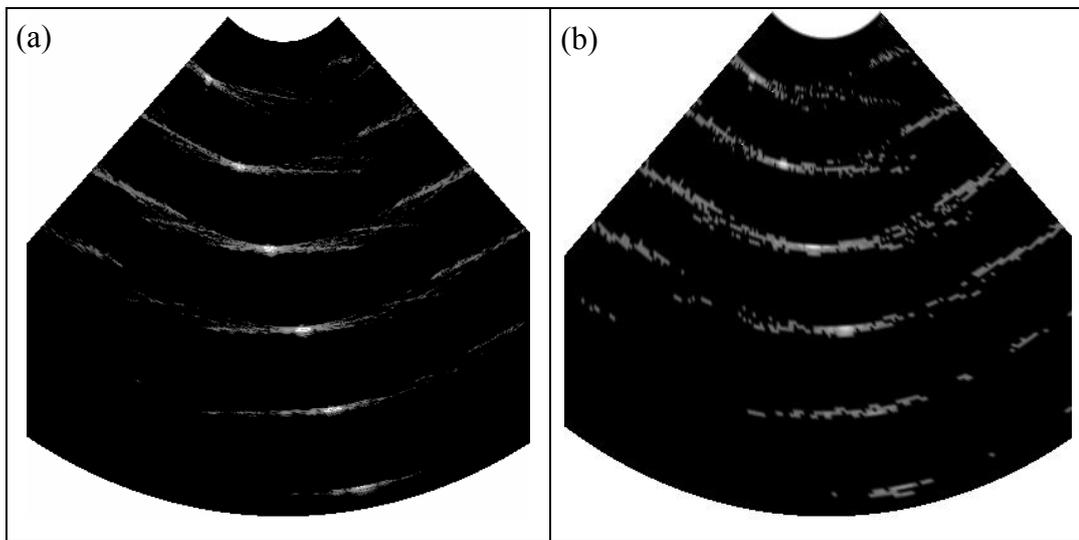


Figura 6.5 - Imagens do *wire phantom* em modo-B numa faixa de 100dB e setores com: (a) 2453 focos. (b) 154 focos

As Fig.6.5a e Fig.6.5b correspondem às imagens do *wire phantom* em modo-B em uma faixa de 100dB, varredura setorial de 90° até uma profundidade de 130mm. As imagens foram obtidas através da soma coerente de sinais em modo-A previamente filtrados para cada um dos setores, considerando-se o elemento central 64 como emissor. Uma discretização angular de 0,5° foi adotada o que resultou em imagens com 181 setores. Alterou-se o espaçamento entre focos consecutivos de uma imagem para outra conforme a Tab.6.1. Para as imagens acima foram extraídas as envoltórias dos sinais correspondentes à soma coerente, o que possibilitou a visualização do *phantom* em níveis de tonalidades de cinza, ressaltando os ecos provenientes da reflexão. A estratégia de processamento adotado possibilitou um tempo de processamento relativamente baixo, mas com uma visível presença de ruídos deteriorando as imagens.

<i>Wire phantom</i> - SAFT – Um Emissor			
Número de focos por setor	Setores	Distância entre focos consecutivos [mm]	Tempo de processamento
2453	181	0,053	2min 37seg
1227	181	0,106	-
307	181	0,424	-
154	181	0,848	1min 41seg

Tabela 6.1 – Tempo de processamento requerido para reconstrução das imagens do *wire phantom* obtidas com SAFT-Um Emissor.

As resoluções laterais das imagens obtidas anteriormente serão medidas com o auxílio dos gráficos e seus similares correspondentes a cada imagem ilustrada nas Fig.6.6a e Fig.6.6b e que são os perfis laterais descritos pela Eq.(4.20). O valor usado na normalização da escala das amplitudes e o valor da profundidade no campo acústico  $z$  [mm], onde estão situadas as máximas amplitudes de cada um dos seis pontos, estão presentes nas figuras.

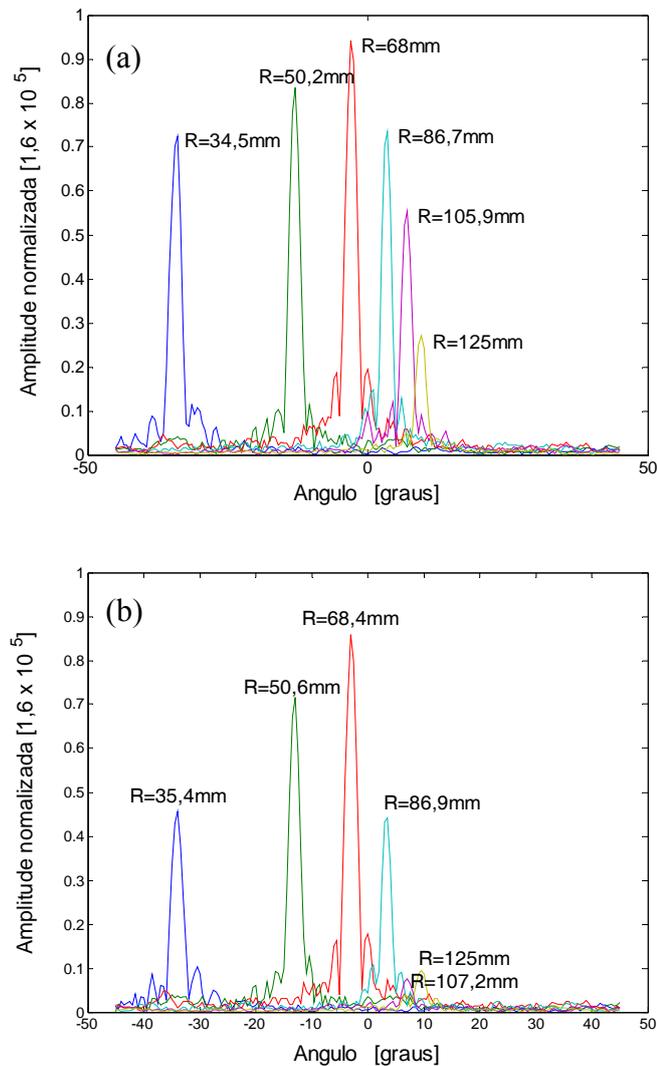


Figura 6.6 – Perfil lateral do *wire phantom*, setores com: (a) 2453 focos (b) 154 focos

Pode-se verificar que a diminuição do número de focos por setor de 2453 para 154 diminui o valor máximo de cada um dos seis perfis, chegando a um valor bastante crítico para o quinto e sexto pontos que estão a profundidades de  $R=107,2\text{mm}$  e  $R=125\text{mm}$  respectivamente conforme Fig.6.6b, onde quase se confundem com os ruídos presentes. Conseqüentemente não será possível distinguir os dois pontos em relação aos ruídos como mostra a imagem da Fig.6.6b.

Nas Fig.6.7a a Fig.6.7f, apresentam-se os perfis laterais ampliados do *wire phantom*, reconstruído com 2453focos/181setores correspondente à imagem da Fig.6.5a. O objetivo é demonstrar como são realizadas as medições das resoluções angulares e conseqüentemente das resoluções laterais.

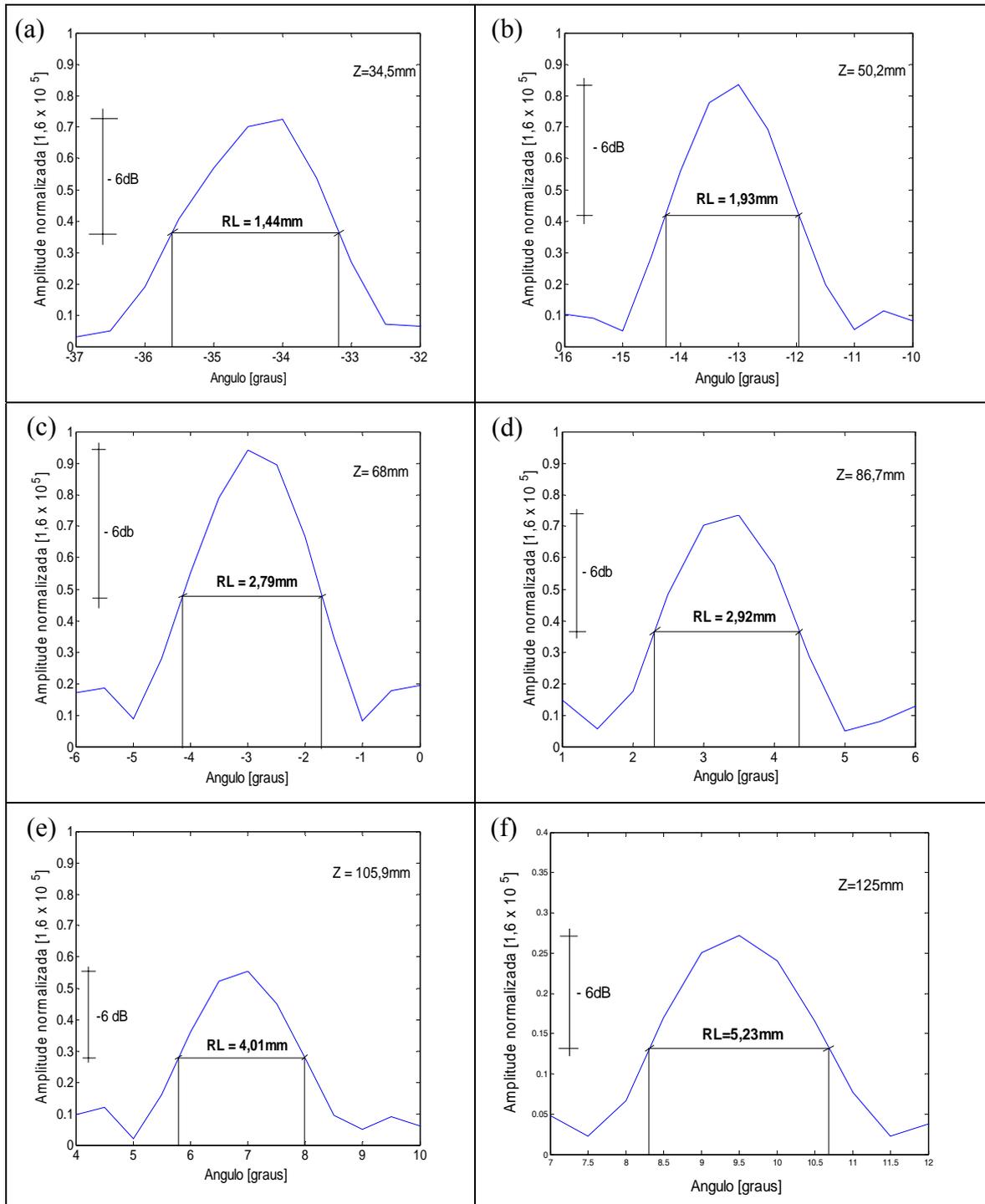
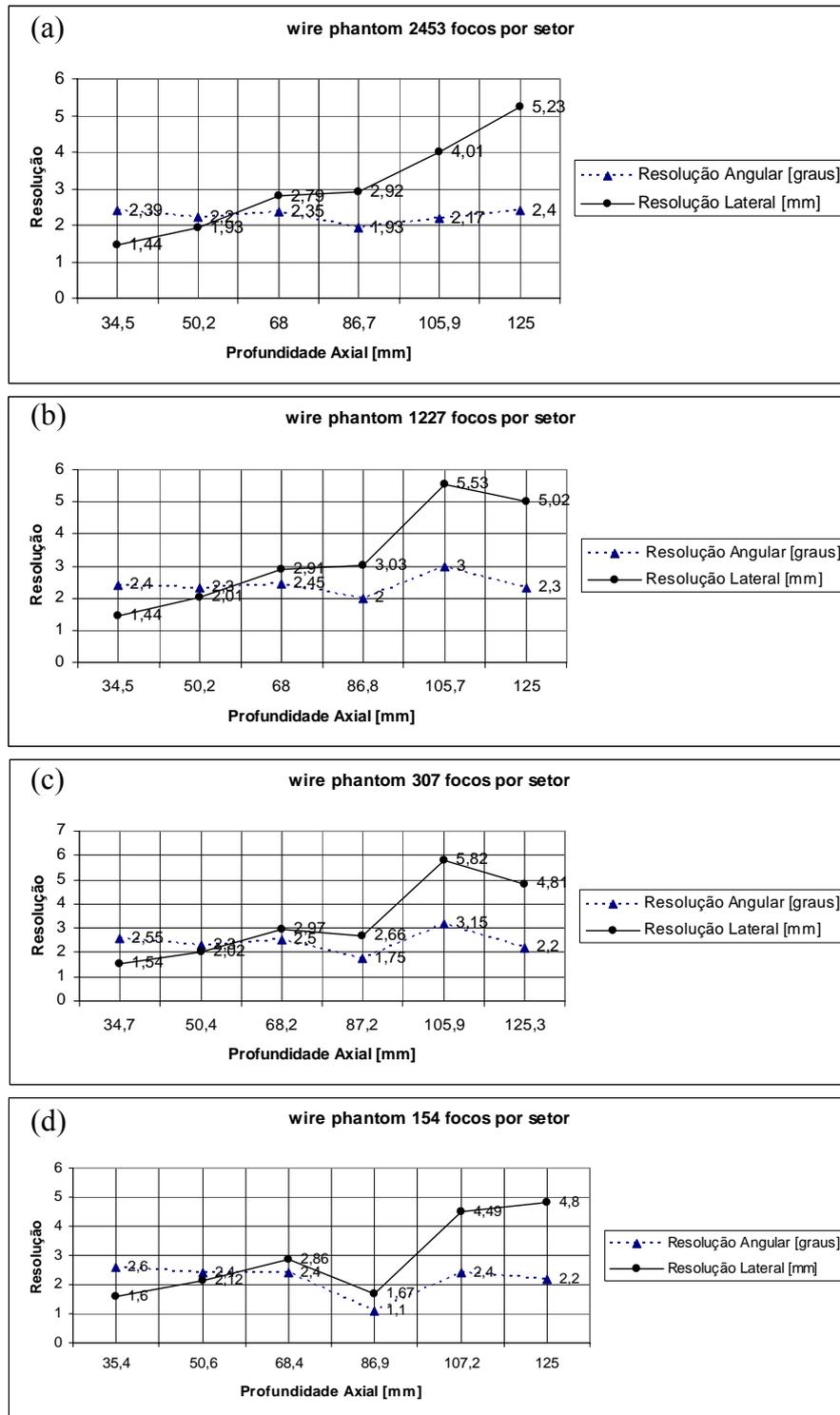


Figura 6.7 – Medidas da Resolução Lateral (RL) do *wire phantom* com 2453 focos por setor para cada uma das seis profundidades: (a)  $Z=34,5\text{mm}$ ;  $RL=1,44\text{mm}$  (b)  $Z=50,2\text{mm}$ ;  $RL=1,93\text{mm}$  (c)  $Z=68\text{mm}$ ;  $RL=2,78\text{mm}$  (d)  $Z=86,7\text{mm}$ ;  $RL=2,92\text{mm}$  (e)  $Z=105,9\text{mm}$ ;  $RL=4,01\text{mm}$  (f)  $Z=125\text{mm}$ ;  $RL=5,23\text{mm}$ .



Figuras 6.8 – Curvas da Resolução Angular e Lateral do wire *phantom*, setores com:  
 (a) 2453 focos. (b) 1227 focos. (c) 307 focos. (d) 154 focos.

Nas Fig.6.8a a Fig.6.8d, os valores medidos foram apresentados em curvas para se poder observar as variações das resoluções angulares e laterais de acordo com a profundidade no campo acústico.

**Resoluções laterais medidas de acordo com a profundidade no campo acústico, variando-se o número de setores.**

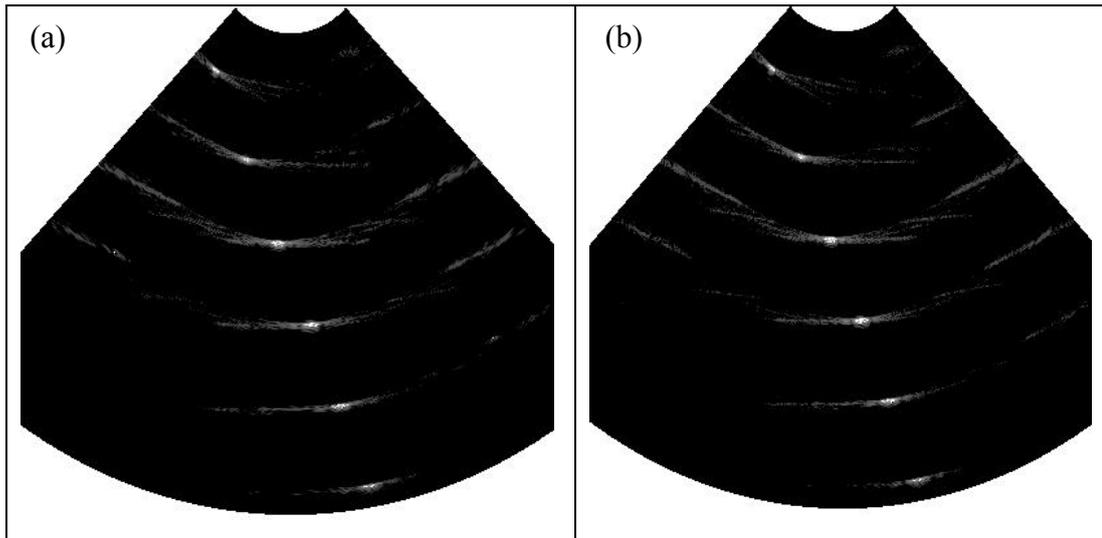


Figura 6.9 - Imagens do *wire phantom* em modo-B numa faixa de 100dB com **1839 focos** com:  
**(a) 121 setores. (b) 601 setores.**

As Fig.6.9a e 6.9b apresentam as imagens do *wire phantom* em uma faixa de amplitudes de 100dB, onde se variou o número de setores. Não se constata diferenças significativas entre elas.

Pode-se constatar através da análise dos dois perfis laterais das Fig.6.10a e Fig.6.10b que o aumento do número de setores não altera a máxima amplitude dos perfis. Isso se deve ao fato de que cada setor individualmente continua sendo formado pela soma coerente de um número de sinais iguais em ambos os perfis ilustrados. Portanto, a variação do número de setores entre 121 a 601 não resultou em alterações na resolução lateral.

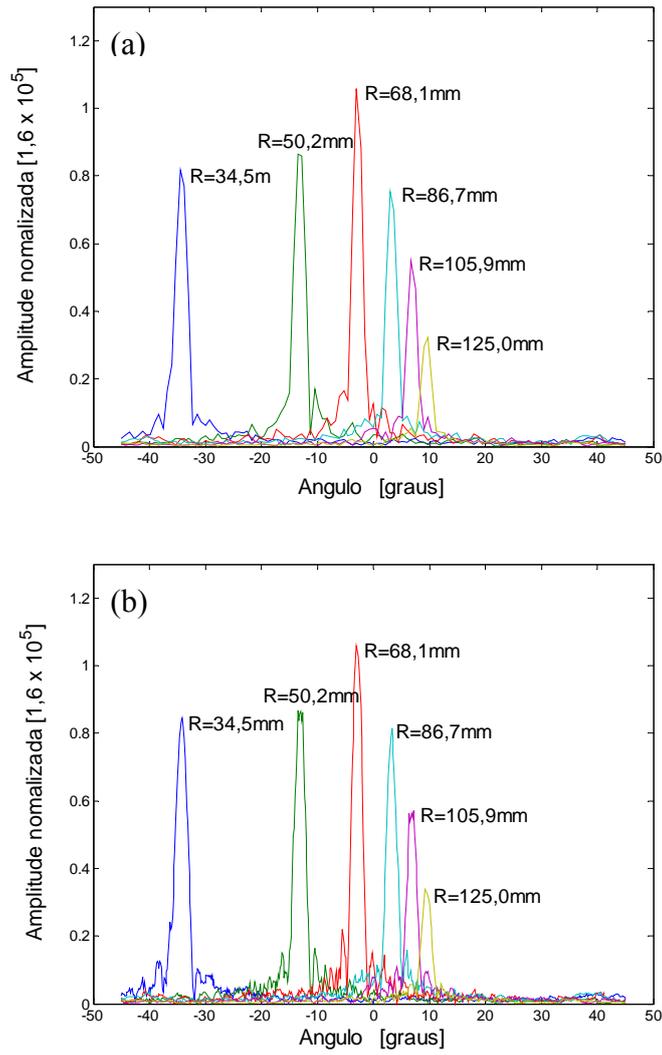
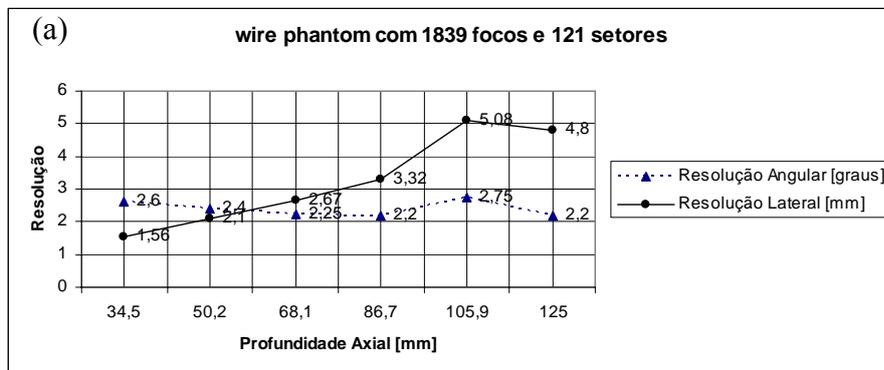


Figura 6.10 – Perfil lateral do *wire phantom* com 1839 focos:  
**(a) 121 setores (b) 601 setores**



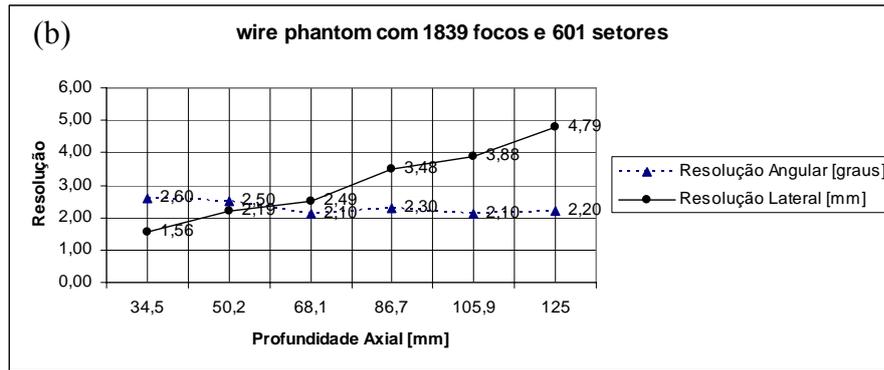


Figura 6.11 – Resolução Angular e Lateral do *wire phantom* com 1839 focos com:  
(a) 121 setores. (b) 601 setores.

As Tab.6.2 e Tab.6.3 apresentam todos os valores de resoluções angulares e laterais, respectivamente, que foram medidos nas imagens reconstruídas com diversas combinações de números de focos e de setores. Pode-se afirmar que se perde resolução lateral à medida que se aumenta a profundidade no campo acústico. Para cada uma das seis profundidades onde se mediram as resoluções laterais, não se constatou nenhuma diferença significativa variando-se o número de focos e/ou setores.

<i>Wire phantom</i> – Resolução Angular [graus] – SAFT-Um Emissor							
Focos	Setores	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
2453	181	2,39	2,20	2,35	1,93	2,17	2,40
1839	121	2,60	2,40	2,25	2,20	2,75	2,20
1839	181	2,60	2,40	2,25	2,20	2,20	2,10
1839	361	2,50	2,50	2,25	2,10	2,20	2,20
1839	601	2,60	2,50	2,10	2,30	2,10	2,20
1227	181	2,40	2,30	2,45	2,00	3,00	2,30
307	181	2,55	2,30	2,50	1,75	3,15	2,20
154	181	2,60	2,40	2,40	1,10	2,40	2,20

Tabela 6.2 – Resoluções angulares em graus do *wire phantom* obtidas com SAFT-Um Emissor

<i>Wire phantom</i> – Resolução Lateral [mm] – SAFT-Um Emissor							
Focos	Setores	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
2453	181	1,44	1,93	2,79	2,92	4,01	5,23
1839	121	1,56	2,10	2,67	3,32	5,08	4,80
1839	181	1,56	2,10	2,67	3,32	4,06	4,58
1839	361	1,50	2,19	2,67	3,18	4,07	4,80
1839	601	1,56	2,19	2,49	3,48	3,88	4,79
1227	181	1,44	2,01	2,91	3,03	5,53	5,02
307	181	1,54	2,02	2,97	2,66	5,82	4,81
154	181	1,60	2,12	2,86	1,67	4,49	4,80

Tabela 6.3 – Resoluções laterais em mm do *wire phantom* obtidas com SAFT-U Emissor

### 6.2.7 Imagem do *wire phantom* em modo-B com compressão logarítmica

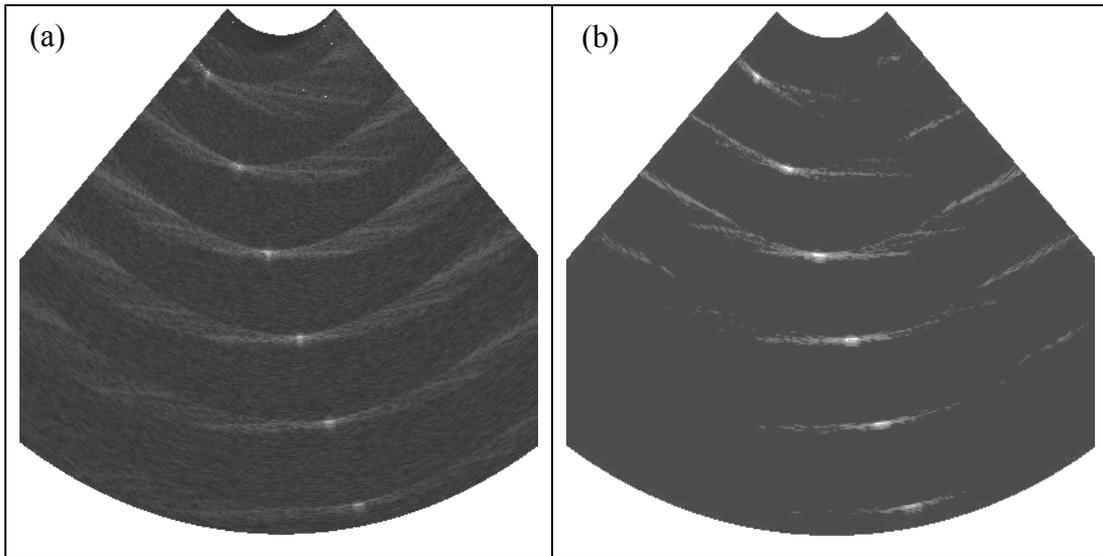


Figura 6.12 - Imagem do *wire phantom* em modo-B numa faixa de 100dB com **700** focos por setor com: (a) **compressão logarítmica e retificação**. (b) **extração da envoltória**

As imagens em modo-B do *wire phantom* das Fig.6.12a e Fig.6.12b foram reconstruídas em uma faixa de 100dB, com 700 focos por setor, com varredura até a uma profundidade de 130mm. O setor de 90° foi discretização de 0,5° resultando em 181 setores. A imagem da Fig.6.12a foi processada utilizando-se a compressão logarítmica, seguido da retificação, conforme descrito na seção 4.2.3.

### 6.2.8 Resoluções Axiais Medidas do *wire phantom* obtidos com SAFT–Um Emissor

Os perfis axiais da Fig.6.13 do *wire phantom* com 2453 focos para cada 181 setores correspondem aos setores que possuem as máximas amplitudes de cada um dos seis pontos da imagem. A profundidade axial e o valor de normalização da escala da amplitude estão presentes na figura. Utilizaram-se esses perfis axiais para realizar as medições da resolução axial, segundo o mesmo critério adotado para a resolução lateral, ou seja, mede-se a resolução na metade da máxima amplitude (FWHM).

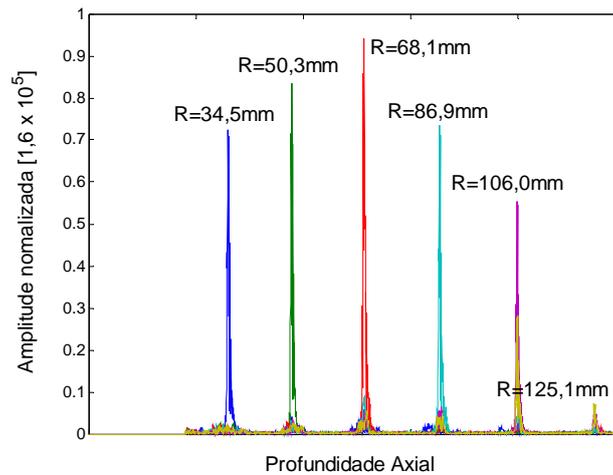


Figura 6.13 – Perfil Axial do *wire phantom* com 2453 focos para 181 setores

Apresentam-se na Tab.6.4, os valores medidos das resoluções axiais para cada uma das seis profundidades no campo acústico, utilizando para processamento **SAFT-Um Emissor**. Consta-se a piora da resolução com a diminuição do número de focos por setor, mas nenhuma variação significativa de acordo com a variação da profundidade no campo acústico.

<i>Wire phantom</i> – Resolução Axial [mm] – SAFT-Um Emissor							
Focos	Setores	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
2453	181	0,58	0,53	0,58	0,53	0,53	0,64
154	181	1,01	1,01	0,84	1,06	1,18	0,84

Tabela 6.4 – Resoluções axiais em mm do *wire phantom* obtidas com SAFT-Um Emissor

### 6.2.9 Contrastes do *cyst phantom* obtidos com SAFT-Um Emissor

As imagens do *cyst phantom* são próprias para realizar um estudo da resolução de contrastes, pois consistem em apresentar em variações de tonalidades de cinza, as variações de impedância acústica no meio inspecionado. O contraste das imagens é um parâmetro de qualidade de fundamental importância, quando se trata de imagens médicas, por exemplo, as imagens de tecidos vivos com pequenas variações de impedância acústica devem ser diferenciadas em tonalidades de cinza. Uma filtragem de ruídos e uma energia acústica maior proporcionam uma melhoria significativa no contraste das imagens. Os contrastes das imagens do *cyst phantom* foram calculados, utilizando-se a Eq.(4.16).

No processamento digital dos sinais, considerou-se o elemento central 64 do *array* o emissor e todos os elementos os receptores. Obtiveram-se as imagens em uma faixa de 100dB em um setor de 90°, até uma profundidade de 130mm no campo acústico. Na composição das

imagens extraiu-se a envoltória dos sinais resultantes da soma coerente, possibilitando a visualização dos contrastes em diferentes tonalidades de cinza. Nas imagens desta seção, utilizou-se uma discretização angular padrão de  $0,5^\circ$  resultando em 181 setores, exceto naquelas imagens onde estará explícito a discretização diferenciada.

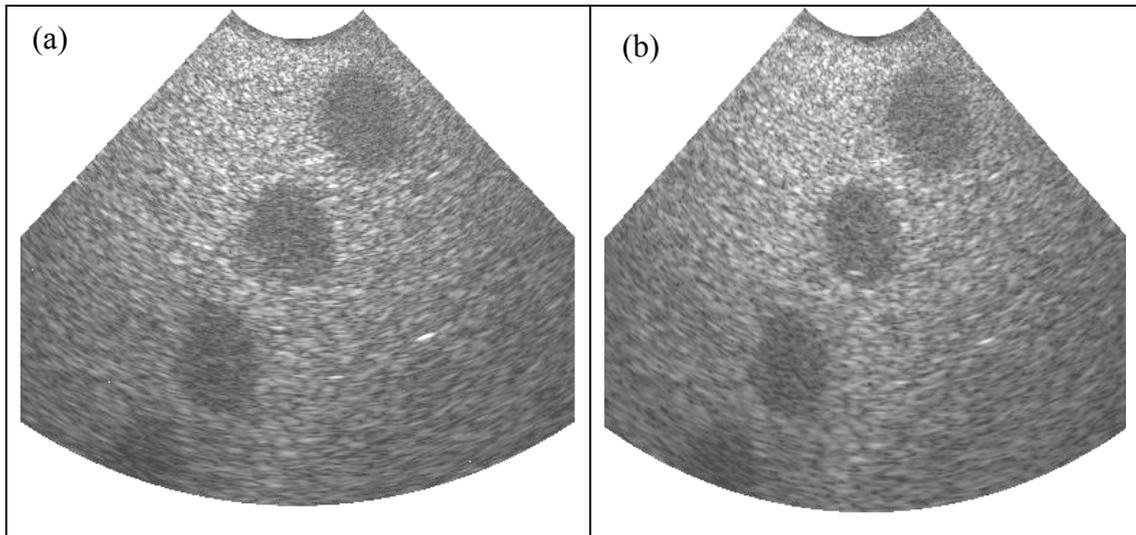


Figura 6.14 - Imagens do *cyst phantom* em modo-B numa faixa de 100dB, setores com: (a) 1227 focos. (b) 307 focos.

Nas imagens das Fig.6.14a e Fig.6.14b foi reduzido o número de focos por setor, ou seja, a distância entre focos consecutivos para um estudo da variação do contraste com este parâmetro.

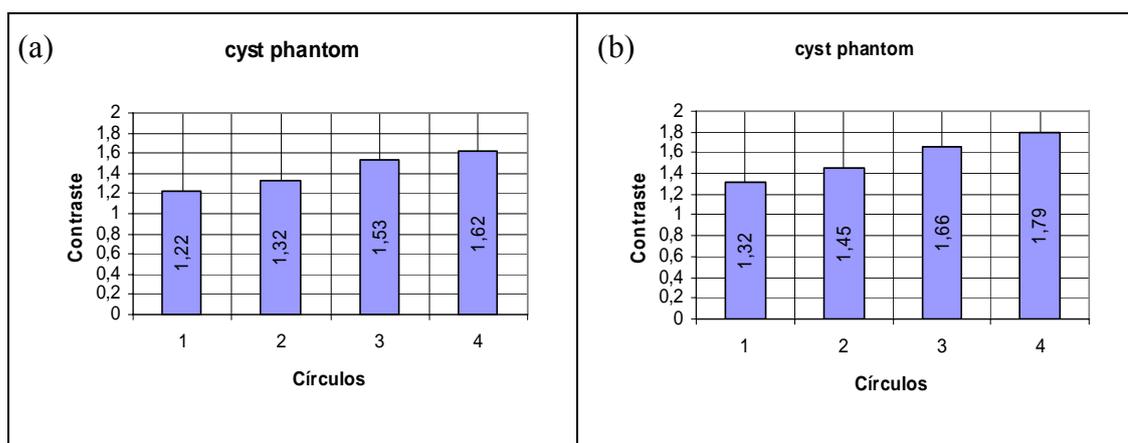


Figura 6.15 – Contraste do *cyst phantom*, setores com: (a) 1227 focos (b) 307 focos

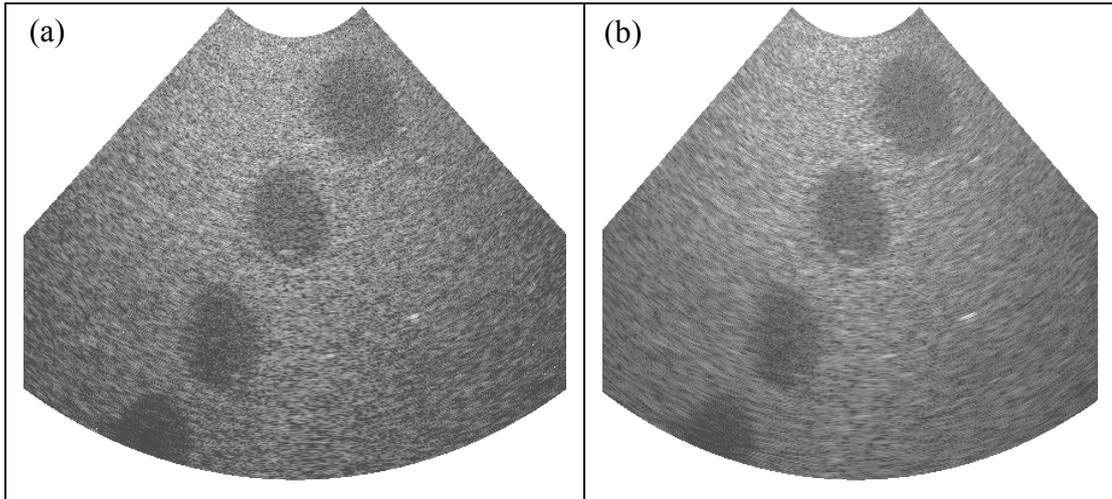


Figura 6.16 - Imagem do *cyst phantom* em modo B numa faixa de 100dB com **1500** focos por setor com: (a) retificação. (b) extração da envoltória.

Através da observação das duas imagens do *cyst phantom* apresentadas nas Fig.6.16a e Fig.6.16b, verifica-se uma melhor definição dos contornos dos círculos e outros pequenos pontos na imagem com a retificação do sinal coerente em relação à extração da envoltória. Porém os valores medidos de contraste indicam uma vantagem da extração da envoltória sobre a retificação.

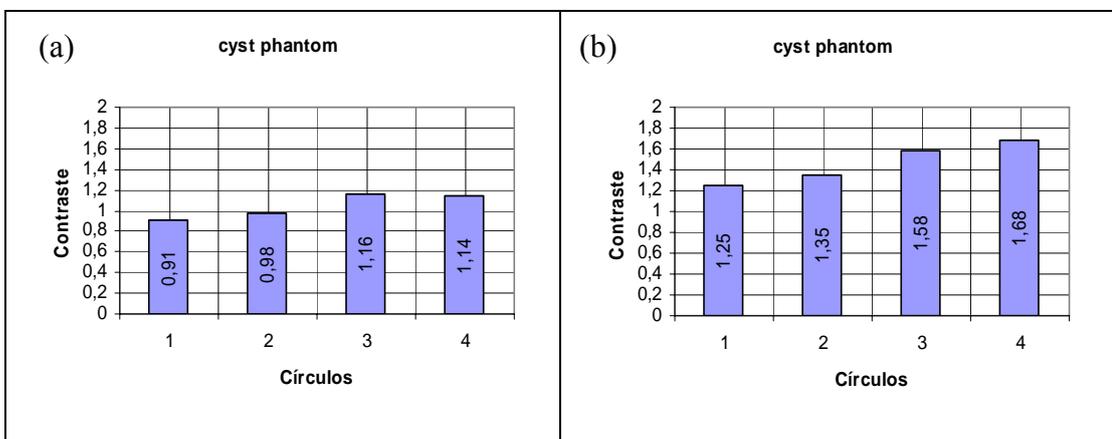


Figura 6.17 – Contrastes do *cyst phantom* com **1500** focos por setor com: (a) retificação. (b) extração da envoltória.

A Tab.6.5 apresenta todos os valores de contrastes medidos no *cyst phantom* que foram reconstruídos com o algoritmo que implementa a estratégia SAFT-Um Emissor. Variou-se no número de focos por setor, retificou-se o sinal coerente e também se extraiu a envoltória para uma comparação em termos de contrastes. Todos os valores de contrastes medidos ficaram abaixo de 2,00, isto significa uma faixa estreita de valores e assim uma faixa pequena de tonalidades de cinza, ou baixa resolução de contrastes.

<i>Cyst phantom</i> – Contraste – SAFT-Um Emissor					
Focos	Setores	cisto 1	cisto 2	cisto 3	cisto 4
1500 (envoltória)	181	1,20	1,35	1,58	1,68
1500 (retificação)	181	0,91	0,98	1,16	1,14
1227	181	1,22	1,32	1,53	1,62
1000 (envoltória)	181	1,09	1,15	1,37	1,52
1000 (retificação)	181	0,82	0,86	1,00	1,12
919 (envoltória)	181	1,33	1,39	1,63	1,49
919 (retificação)	181	0,95	0,99	1,15	1,09
614	181	1,45	1,51	1,75	1,62
307	181	1,32	1,45	1,66	1,79

Tabela 6.5 – Contrastes do *cyst phantom* de acordo com o número de focos por setor obtidos com SAFT-Um Emissor

O tempo de processamento requerido pelo método SAFT-Um Emissor para processamento dos sinais do *cyst phantom* são relativamente pequenos conforme Tab.6.6.

<i>Cyst phantom</i> – SAFT-Um Emissor			
Focos por setor	Setores	Distância entre focos consecutivos [mm]	Tempo de processamento
1227	181	0,106	1min 51seg
317	181	0,424	1min 46seg

Tabela 6.6 – Tempo de processamento requerido para reconstrução das imagens do *cyst phantom* com SAFT-Um Emissor.

### 6.2.10 Resoluções Laterais Medidas do *wire phantom* obtidos com SAFT-N Emissores

Nesta seção apresentam-se as imagens em modo-B do *wire phantom* em uma faixa de 145dB em um setor de 90° com discretização padrão de 0,5° (181 setores) até uma profundidade de 130mm. Utilizou-se o algoritmo para processamento dos sinais denominado de **SAFT-N Emissores** que considera todos os 128 elementos do *array* como emissores e receptores. Verifica-se que o tempo de processamento para esse algoritmo é elevado, conforme mostra a Tab.6.7.

<i>Wire phantom</i> – SAFT-N			
Focos por setor	Setores	Distância entre focos consecutivos [mm]	Tempo de processamento
2453	181	0,053	5hs 10min
1227	181	0,106	-
307	181	0,424	-
154	181	0,848	3hs 33min

Tab.6.7 – Tempo de processamento requerido para reconstrução das imagens do *wire phantom* com SAFT-N Emissores.

Resoluções laterais medidas de acordo com a profundidade no campo acústico, variando-se o número de focos por setor.

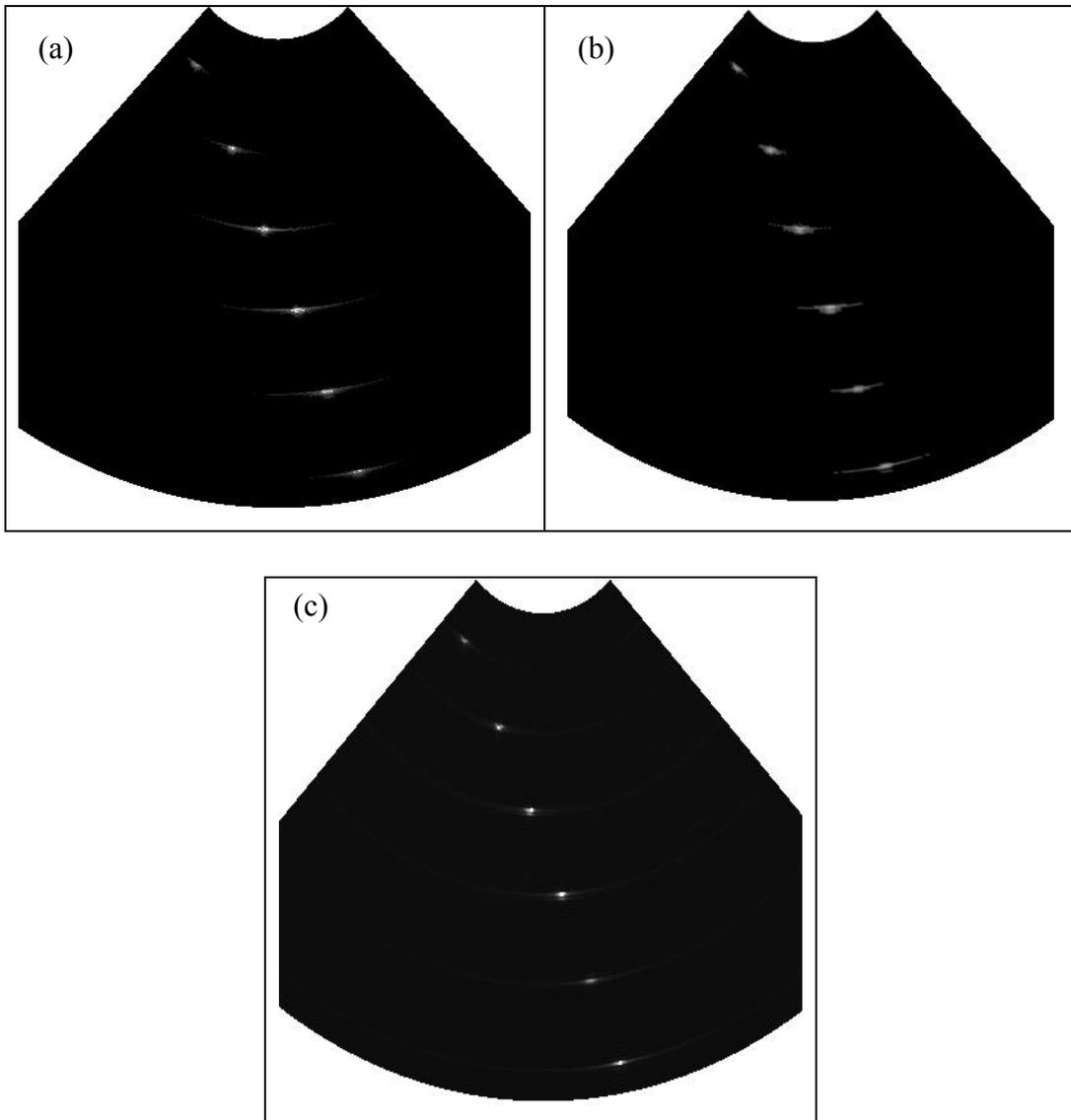
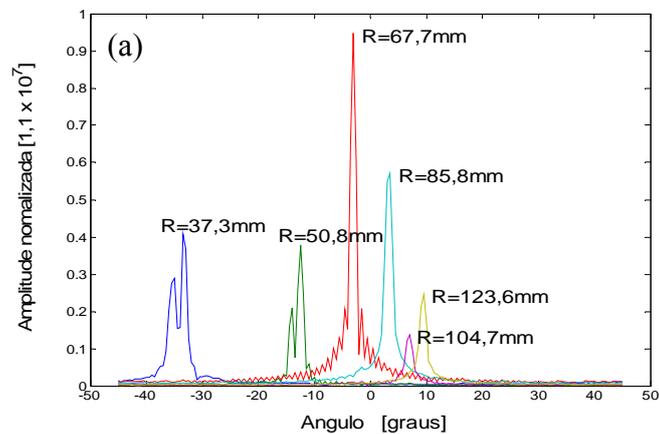


Figura 6.18 - Imagens do *wire phantom* em modo-B numa faixa de 145dB e 181 setores com: (a) 2453 focos. (b) 307 focos. (c) 307 focos interpolado com fator 2 vezes (137dB).



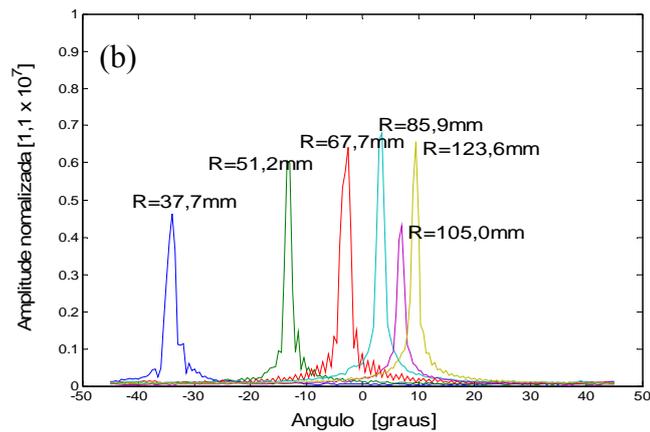


Figura 6.19 – Perfil lateral do *wire phantom*, setores com: (a) 2453 focos. (b) 307 focos.

Observa-se nas imagens do *wire phantom* reconstruídas com SAFT–N Emissores, apresentadas nas Fig.6.18a e Fig.6.18b, a ausência de ruídos que degradam a imagem devido ao elevado valor que as amplitudes atingem conforme mostram os perfis laterais nas Fig.6.19a e Fig.6.19b. Isso se deve ao fato de o sinal coerente ser composto pela soma de  $128 \times 128$  sinais, resultando em valores elevados de amplitude, tornando o ruído desprezível.

A imagem da Fig.6.18c é reconstruída a partir da matriz que gerou a imagem da Fig.6.18b, mas com fator de interpolação 2 vezes, conforme descrito na seção 4.2.5 (Interpolação) gerando setores com 614 focos. Observa-se uma aparente melhoria de qualidade, redução dos lóbulos laterais. Mediram-se as resoluções lateral e axial, mas não se constataram vantagens, conforme valores apresentados nas Tab.6.9 e Tab.6.10. Outros fatores de interpolação foram aplicados (4, 8 e 16 vezes), mas as imagens resultantes eram idênticas à Fig.6.18c e os valores de resoluções bem próximos da interpolação duas vezes.

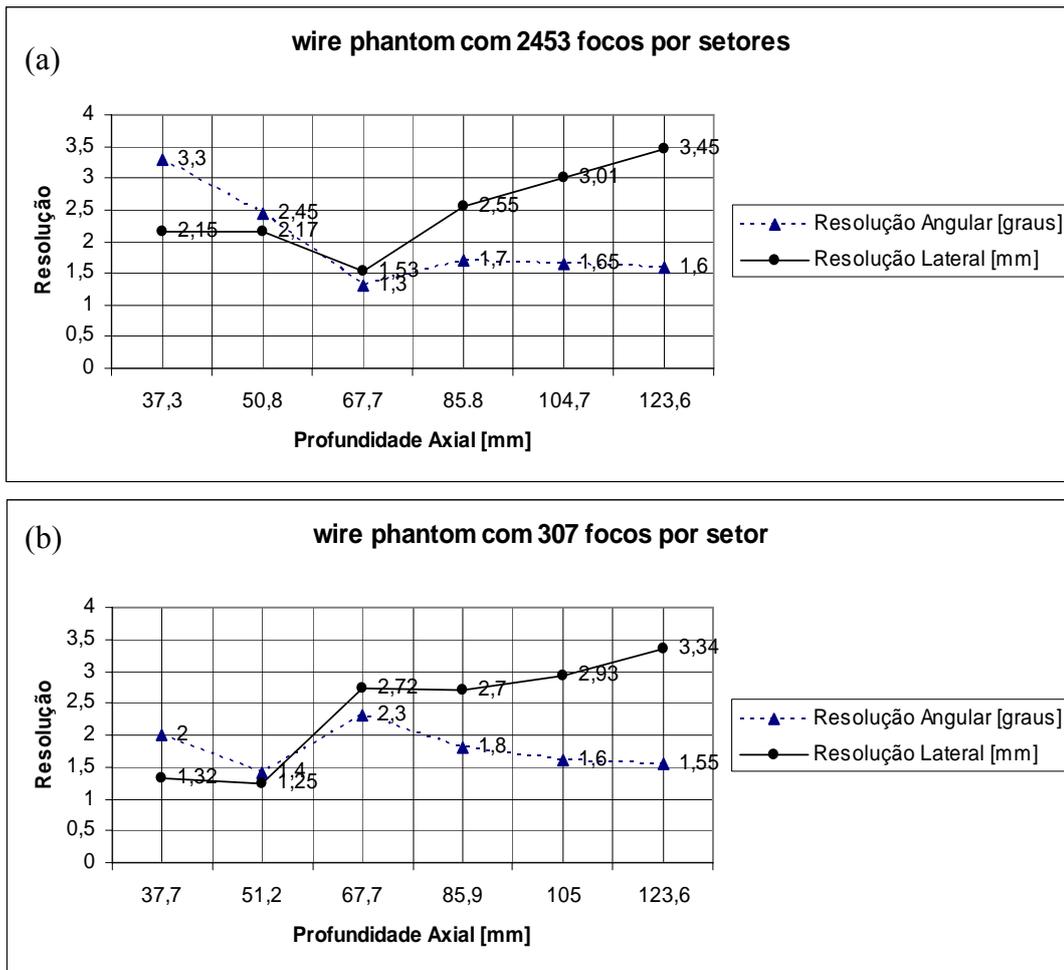


Figura 6.20 – Resolução Angular e Resolução Lateral do *wire phantom* setores com:  
(a) 2453 focos (b) 307 focos

**Resoluções laterais medidas de acordo com a profundidade no campo acústico, variando-se o número de setores.**

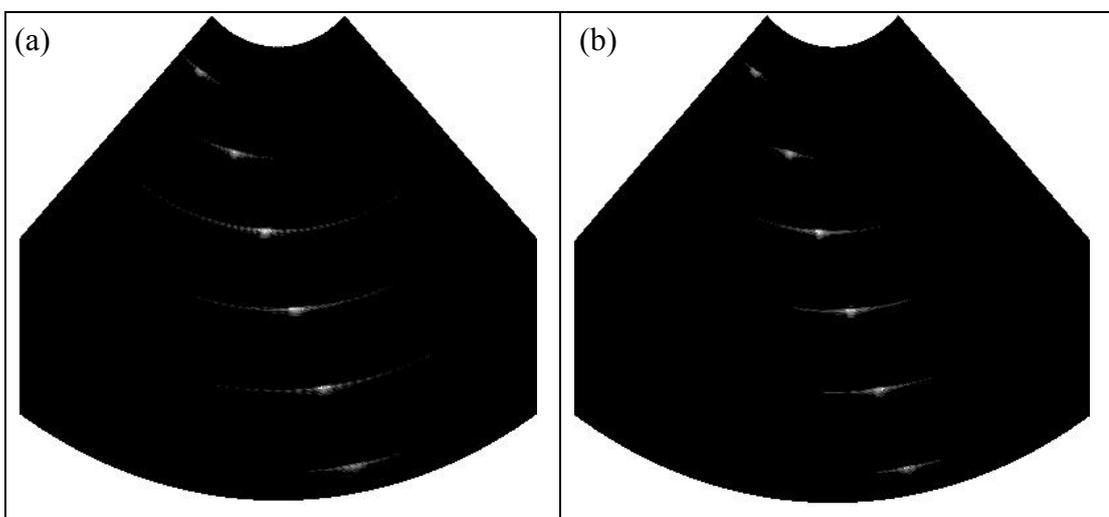


Figura 6.21 - Imagens do *wire phantom* em modo-B numa faixa de 145dB e 1839 focos com:  
(a) 121 setores. (b) 601 setores.

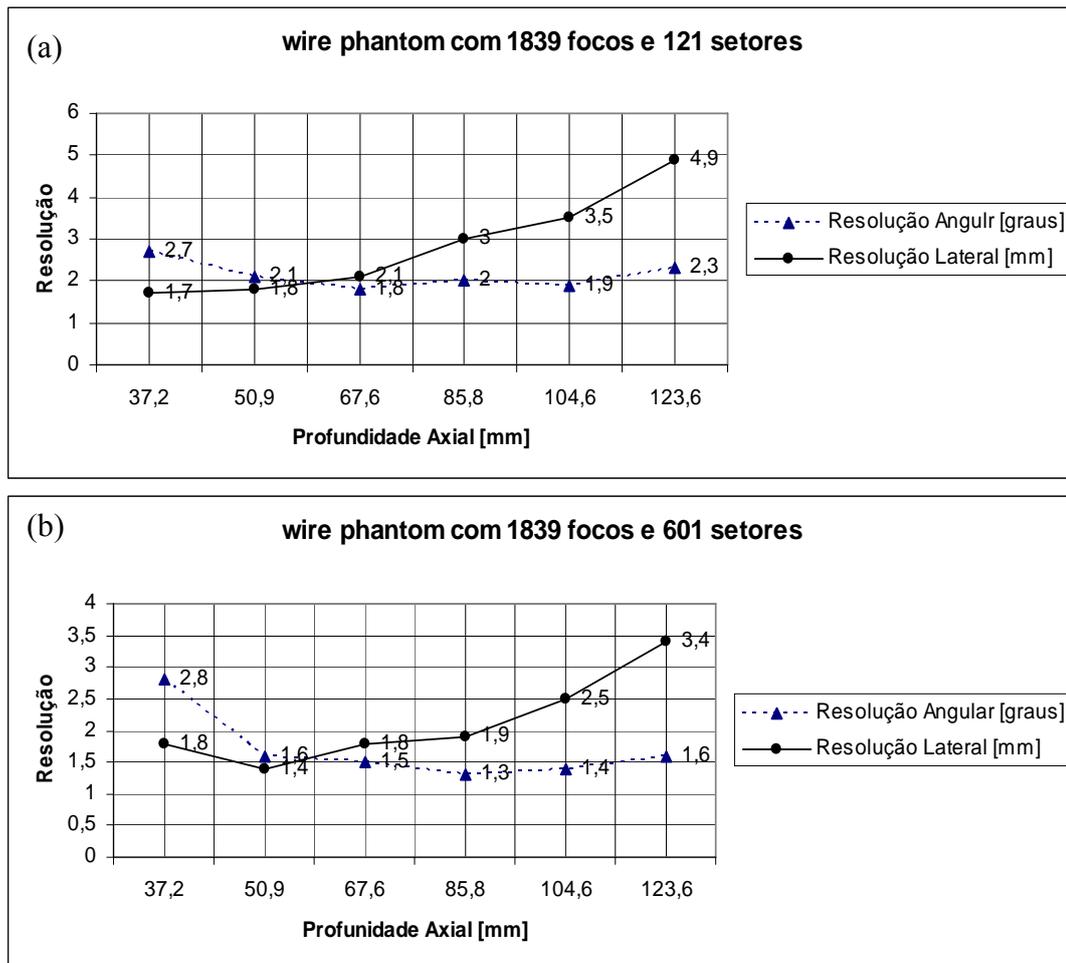


Figura 6.22 – Resolução Angular e Resolução Lateral do *wire phantom* e 1839 focos com:  
(a) 121 setores (b) 601 setores

No método SAFT-Um Emissor não se constatou nenhuma variação significativa da resolução lateral relacionado com a variação do número de setores, exceto para o quinto fio, como mostra a Tab.6.3. No SAFT-N Emissores, a variação da resolução lateral com a variação do número de setores se torna evidente à medida que se aumenta a profundidade no campo acústico, como mostram as curvas da Fig.6.22 e os valores da Tab.6.9. Portanto, a imagem do *wire phantom* da Fig.6.21b reconstruída com 601 setores, apresentou melhores valores de resolução lateral do que a imagem da Fig.6.21a com 121 setores.

### 6.2.11 Imagens do *wire phantom* com SAFT – N Emissores obtidas com focalizações exatas e aproximadas (cilíndrica e diédrica).

Nesta seção realizaram-se medições das resoluções lateral e axial das imagens do *wire phantom* reconstruídas com cálculos dos atrasos exatos com a extração da envoltória no

sentido axial. Além disso, apresentam-se imagens com cálculo dos atrasos aproximados (cilíndrica e diédrica).

A imagem da Fig.6.23a possui o mesmo número de focos (2453) e setores (181) que a imagem da Fig.6.18a, porém, foi obtida com a extração da envoltória no sentido axial, resultando em uma melhoria na qualidade da imagem, ocultando os lóbulos laterais. As imagens da Fig.6.23b e Fig.6.23c foram obtidas com as Eq.5.7 e Eq.5.8 para os cálculos aproximados dos atrasos, focalizações cilíndrica e diédrica, respectivamente, e também com extração da envoltória no sentido axial. Pode-se constatar que a focalização cilíndrica proporciona uma maior faixa de amplitudes (147dB) do que a focalização diédrica (138dB) e também apresenta imagem de qualidade equivalente à focalização exata.

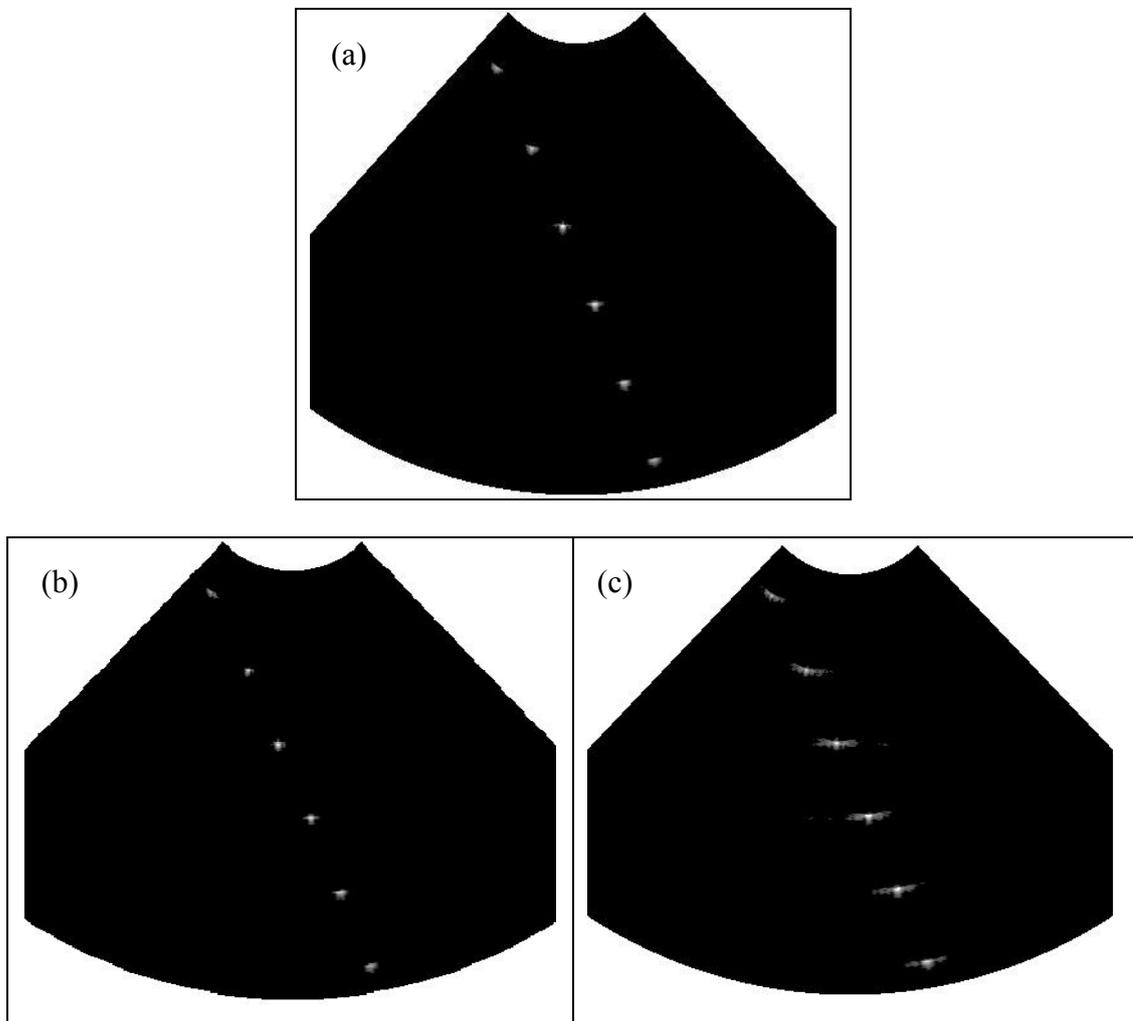


Figura 6.23 – Imagens do *wire phantom* em modo-B com 2453 focos e 181 setores:  
(a)Focalização exata (147dB) (b)Focalização cilíndrica (147dB) (c)Focalização diédrica (138dB)

<i>Wire phantom</i> – Resolução Angular [graus] – SAFT-N							
Focos	Setores	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
2453*	181	1,85	1,18	0,80	1,00	0,95	0,85
2453	181	3,30	2,45	1,30	1,70	1,65	1,60
1839	121	2,70	2,10	1,80	2,00	1,90	2,30
1839	181	2,70	1,70	1,50	1,60	1,60	1,60
1839	361	2,70	1,60	1,40	1,30	1,40	1,60
1839	601	2,80	1,60	1,50	1,30	1,40	1,60
1227	181	3,30	2,45	1,30	1,70	1,65	1,60
307**	181	2,00	1,40	2,40	1,80	1,70	1,55
307	181	2,00	1,40	2,30	1,80	1,60	1,55
154	181	2,00	1,45	1,40	1,95	1,40	1,60

Tabela 6.8 – Resoluções angulares em graus do *wire phantom* obtidas com SAFT-N Emissores

<i>Wire phantom</i> – Resolução Lateral [mm] – SAFT-N							
Focos	Setores	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
2453*	181	1,20	1,04	0,94	1,50	1,73	1,83
2453	181	2,15	2,17	1,53	2,55	3,01	3,45
1839	121	1,70	1,80	2,10	3,00	3,50	4,90
1839	181	1,75	1,51	1,77	2,20	2,92	3,45
1839	361	1,70	1,40	1,60	1,90	2,50	3,40
1839	601	1,80	1,40	1,80	1,90	2,50	3,40
1227	181	2,14	2,17	1,54	2,55	3,01	3,56
307**	181	1,31	1,25	2,83	2,69	3,11	3,34
307	181	1,32	1,25	2,72	2,70	2,93	3,34
154	181	1,33	1,31	1,68	2,95	2,59	3,49

Tabela 6.9 – Resoluções laterais em mm do *wire phantom* obtidas com SAFT-N Emissores

As resoluções laterais medidas no *wire phantom* com SAFT-N Emissores apresentaram vantagens em relação ao SAFT-Um Emissor principalmente quanto maior for a profundidade no campo acústico.

### 6.2.12 Imagem do *wire phantom* em modo-B com compressão logarítmica

As imagens do *wire phantom* da Fig.6.24 foram reconstruídas com SAFT-N Emissores com 181 setores com 614 focos. A Fig.6.24a utilizou-se a compressão logarítmica e a Fig.6.24b a extração da envoltória do sinal soma coerente.

---

\* Imagem obtida com extração da envoltória do sinal soma coerente no sentido axial

\*\* Resolução Lateral com fator de interpolação 2

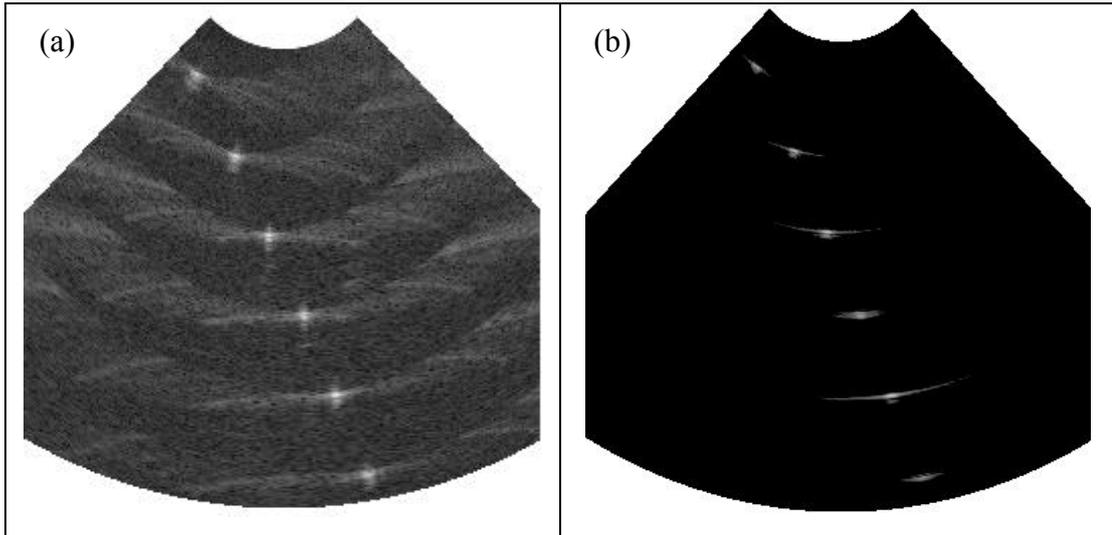


Figura 6.24 – Imagens do *wire phantom* em modo-B numa faixa de 145dB e 614 focos por setor com: (a) compressão logarítmica e retificação. (b) extração da envoltória.

### 6.2.13 Resoluções Axiais Medidas do *wire phantom* com SAFT–N Emissores

O perfil axial da Fig.6.25 da imagem do *wire phantom*, com 154 focos por setor e 181 setores, corresponde aos seis setores que possuem as máximas amplitudes da imagem. A profundidade axial e o valor com o qual foi normalizada a escala da amplitude estão presentes na figura. Utilizam-se esses perfis axiais e respectivos similares para se realizar as medições da resolução axial, segundo o mesmo critério adotado para a resolução lateral, ou seja, mede-se a resolução na metade da máxima amplitude (FWHM). A Tab.6.10 demonstra a mesma tendência obtida para a estratégia anterior, ou seja, que a diminuição de focos por setor degrada a resolução axial.

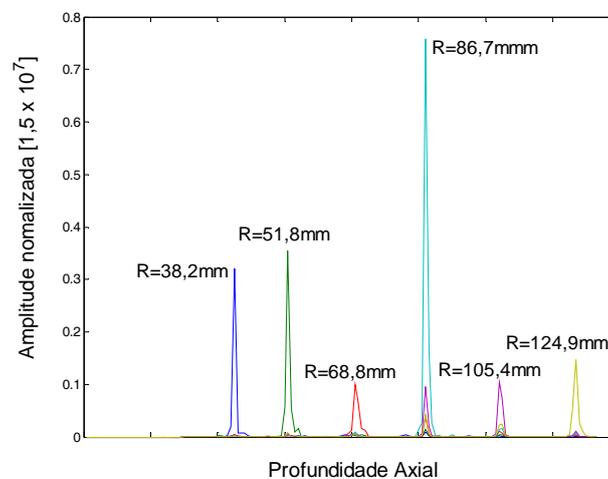


Figura 6.25 – Perfil Axial do *wire phantom* com 154 focos para 181 setores

Wire phantom – Resolução Axial [mm] – SAFT-N							
Focos	Setores	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
2453*	181	0,66	0,63	0,61	0,61	0,63	0,63
2453	181	0,58	0,53	0,53	0,53	0,53	0,47
307**	181	0,68	0,76	0,63	0,70	0,85	0,63
307	181	0,63	0,76	0,60	0,68	0,84	0,60
154	181	0,85	1,02	1,70	0,93	1,61	1,19

Tabela 6.10 – Resoluções axiais em mm do *wire phantom* obtidas com SAFT-N Emissores

### 6.2.14 Imagens do *wire phantom* com SAFT obtidas com emissores centrais dispostos em um semicírculo.

Neste trabalho, além dos atrasos exatos e aproximados (cilíndrica e diédrica) utilizou-se um cálculo de atrasos alternativo, onde os elementos emissores virtuais estão dispostos em um semicírculo como mostra a Fig.6.26. O objetivo desta geometria foi de gerar uma frente de onda cilíndrica convexa e verificar a qualidade da imagem resultante, bem como compará-la com a geometria de atraso exato.

Na emissão cilíndrica convexa os atrasos para focalização no ponto  $(R, \theta)$  são dados pela equação:

$$T_n = T_D + \frac{1}{c} \left( R - \sqrt{h^2 + R^2 - 2hR \operatorname{sen}(\theta - \frac{\gamma}{2})} \right) \quad (6.1)$$

$$\gamma = \operatorname{sen}^{-1} \left( \frac{x_n}{\text{raio}} \right) \quad (6.2)$$

$$h = 2\text{raio} \operatorname{sen}(\gamma) \quad (6.3)$$

onde  $T_D$  é uma atraso arbitrário para evitar valores negativos de atrasos,  $\gamma$  é o ângulo em relação ao eixo acústico do elemento virtual,  $h$  é a distância entre o centro do *array* e o centro do elemento virtual, *raio* é o raio do semicírculo.

---

\* Imagem obtida com a extração da envoltória do sinal soma coerente no sentido axial

\*\* Resolução axial com 307 focos com fator de interpolação 2

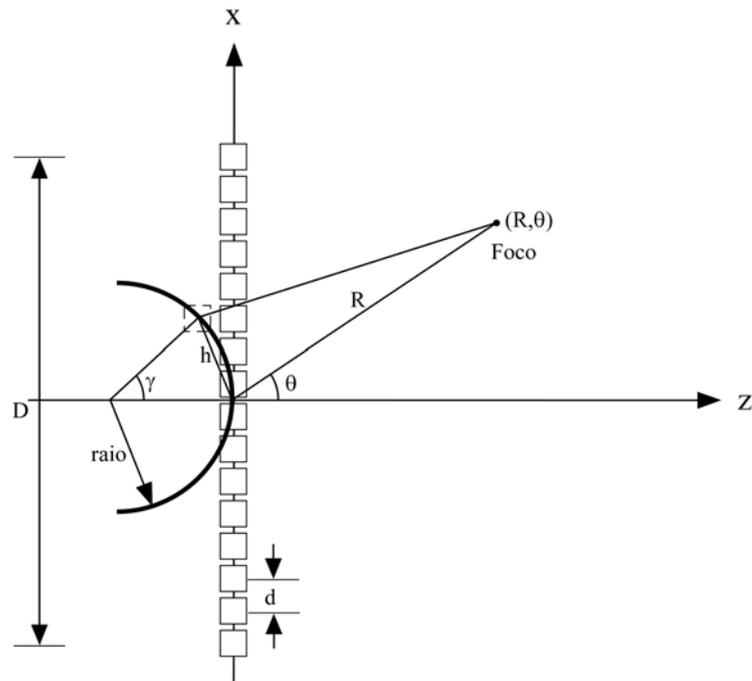


Figura 6.26 - Geometria com os emissores virtuais dispostos em um semicírculo

Nesta seção são apresentadas imagens do *wire phantom* onde se considerou no processamento 10 elementos centrais como os emissores, utilizando-se para isto as equações da focalização exata (Eq. 5.4) e emissão cilíndrica convexa (Eq. 6.1).

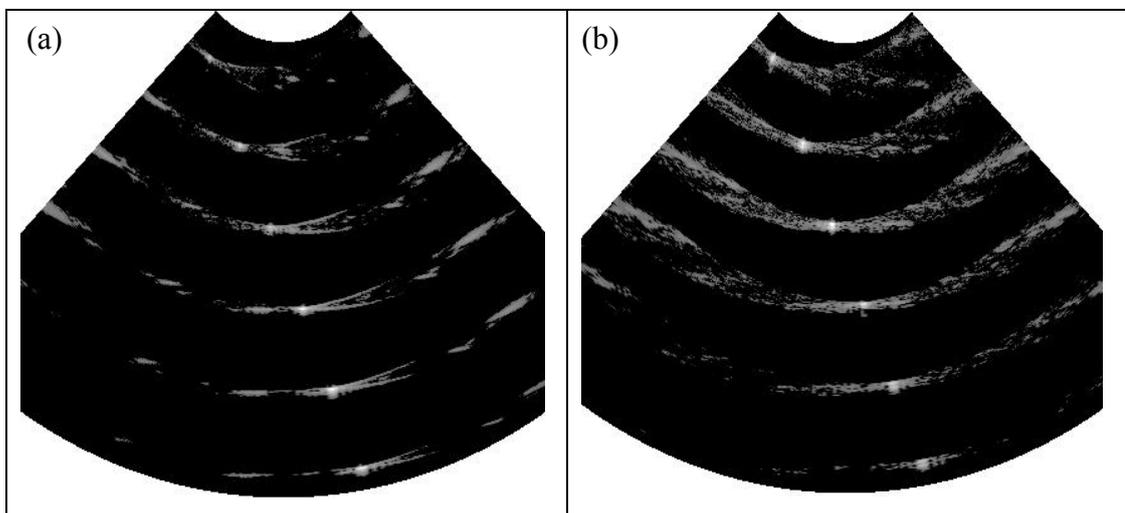


Figura 6.27 - Imagens do *wire phantom* em modo-B com 2453 focos e 181 setores:  
**(a) Focalização exata (115 dB).** **(b) Emissão cilíndrica convexa (110dB).**

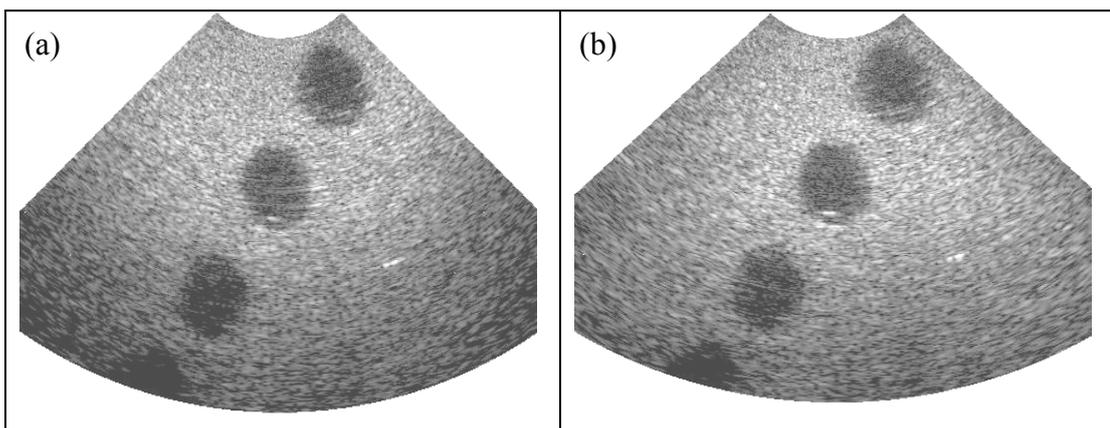
Na imagem da Fig.6.27a com cálculo de atraso exato, constata-se menos ruídos e uma maior faixa de amplitude que na imagem da Fig.6.27b.

O SAFT-Um Emissor considera um elemento central o emissor e SAFT-N Emissores inclui todos os elementos como emissores no processamento, mas em ambos os casos, todos os elementos são receptores na formação de um setor da imagem.

Realizou-se também o processamento dos sinais do *wire phantom* considerando-se como emissores um conjunto de elementos centrais. Por exemplo, 3 emissores centrais (elementos 63, 64 e 65); 5 emissores centrais (elementos 62, 63, 64, 65 e 66) e assim por diante para (10 emissores, 15 emissores, 20 emissores, ... 110 emissores, 120 emissores) e todos os 128 elementos como receptores. A Fig.6.27a ilustra o caso para 10 emissores centrais onde os seguintes elementos do *array* foram considerados: 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68 e 69. Até aproximadamente 20 emissores, não se obteve resultados surpreendentemente melhores que a imagem da Fig.6.27a. Entre 20 emissores até aproximadamente 100 emissores, ocorreu uma significativa piora na qualidade das imagens, pode-se visualizar uma duplicação dos fios. A partir de uns 100 emissores, conseguem-se imagens de qualidade próximas do SAFT-N Emissores.

#### **6.2.15 Imagens do *cyst phantom* com SAFT-N Emissores obtidas com focalizações exata, cilíndrica e diédrica.**

As imagens desta seção do *cyst phantom* em modo-B foram reconstruídas utilizando-se a técnica denominada de SAFT-N Emissores. Portanto, consideraram-se todos os elementos do *array* como emissores e receptores, aumentando-se a energia acústica. Obtiveram-se as imagens em um setor de  $90^\circ$  até uma profundidade de 130mm, no campo acústico. Na composição das imagens extraiu-se a envoltória dos sinais resultantes da soma coerente, possibilitando a visualização dos contrastes em diferentes tonalidades de cinza. Nas imagens desta seção utilizou-se uma discretização angular padrão de  $0,5^\circ$  (181 setores). Variou-se o número de focos por setor, ou seja, a distância entre focos consecutivos para um estudo da variação do contraste com este parâmetro. O contraste foi medido com a Eq.(4.16), de acordo com a variação do número de focos por setor.



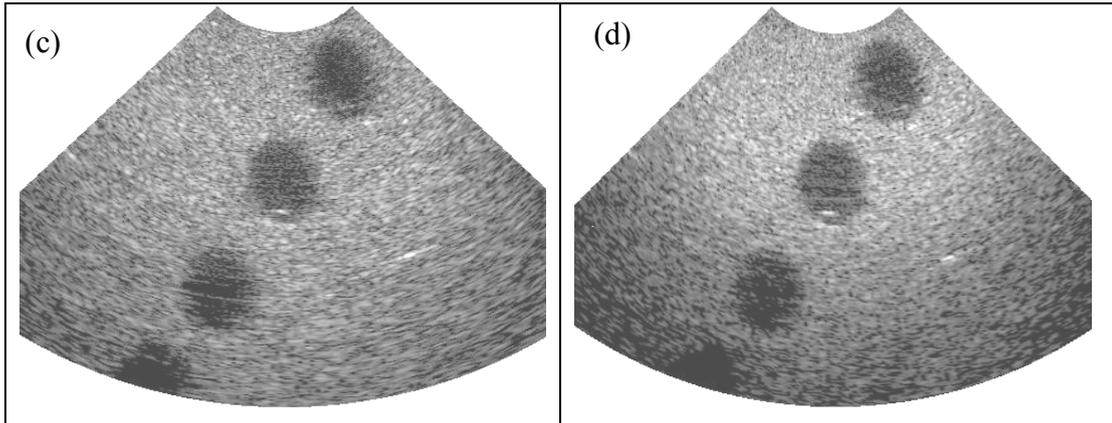


Figura 6.28 - Imagens do *cyst phantom* em modo-B com 1227 focos e 181 setores:

- (a) Focalização exata (140dB).  
 (b) Focalização cilíndrica (138dB). (c) Focalização diédrica (136dB).  
 (d) Focalização exata com 307 focos e 181 setores (138dB).

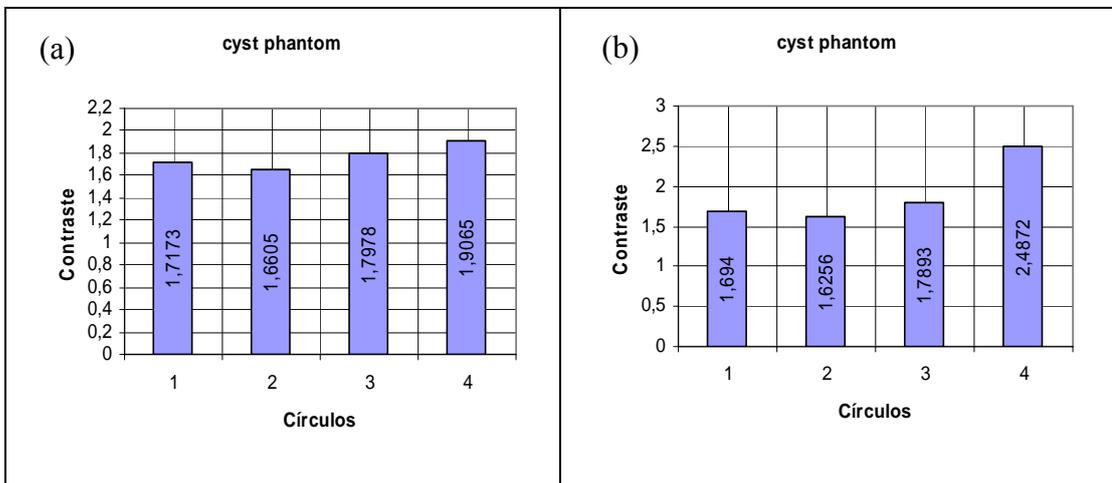


Figura 6.29 – Contrastes do *cyst phantom* e setores com: (a) 1227 focos. (b) 307 focos.

Pode-se afirmar que a estratégia SAFT-N Emissores resulta em melhores valores de contrastes em relação ao SAFT-Um Emissor, comparando-se os valores das Tab.6.5 e Tab.6.11, mas requer um elevado tempo de processamento como mostra a Tab.6.12.

<i>Cyst phantom</i> – Contraste – SAFT-N					
Focos	Setores	cisto 1	cisto 2	cisto 3	cisto 4
1227	181	1,72	1,66	1,80	1,90
307	181	1,69	1,62	1,79	2,49

Tabela 6.11 – Contrastes do *cyst phantom* de acordo com o número de focos por setor obtidos com SAFT-N Emissores

<i>Cyst phantom – SAFT-N</i>			
Focos	Setores	Distância entre focos consecutivos [mm]	Tempo de processamento
1227	181	0,106	3hs 52min
307	181	0,424	3hs 41min

Tabela 6.12 – Tempo de processamento requerido para reconstruções das imagens do *cyst phantom* com SAFT-N Emissores

### 6.3 Resultados Experimentais com *phased array* linear 16 elementos

No Laboratório de Ultra-Som da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (LUS-EPUSP) confeccionou-se um protótipo de transdutor *array* linear para imagens acústicas. O *array* de 16 elementos com frequência central de vibração de 1MHz foi construído com cerâmica piezelétrica de PZT-5A inserido em epóxi/alumina. A dimensão de cada um dos elementos na face do transdutor é de 1,65mmx20mm e estão espaçados de 2mm, portanto, com abertura  $D=32\text{mm}$ .

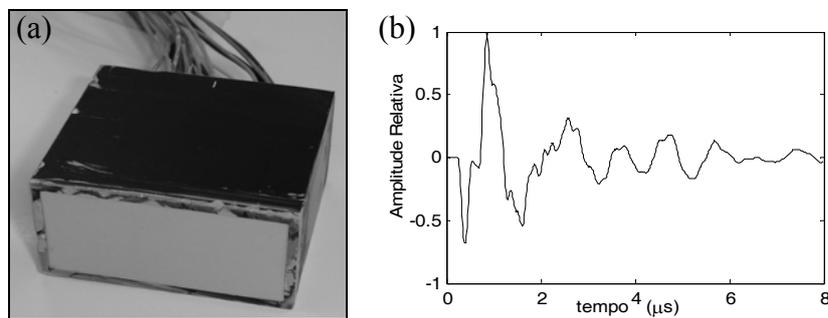


Figura 6.30 – (a) Protótipo de um *array* com 16 elementos (b) Sinal emitido por um dos elementos do *array*, medido experimentalmente com um hidrofone pontual de diâmetro 0,6mm (JP WEIGHT- Ultrasonic Instrumentation), posicionado a uma distância de 5mm do elemento emissor.

O sistema para aquisições de sinais consistiu no *array* de 16 elementos, um computador com conversor A/D de 12 bits e 125MHz de frequência de amostragem Signatec PDA12 para digitalização dos sinais, um pulsador e receptor Panametrics 5072PR para excitação dos elementos do *array* e recepção dos ecos e um osciloscópio digital HP, para análise e monitoramento dos sinais.

#### 6.3.1 Experimento com fios de nylon submersos em água

Um *phantom* com 4 fios de nylon submerso na água, conforme a geometria apresentada na Fig.6.31 foi utilizado para obtenção de imagens experimentais. Realizou-se uma varredura setorial de  $50^\circ$  discretizado em  $0,5^\circ$ , totalizando 101 setores, até uma profundidade de 150mm, com espaçamento entre focos de 0,05mm. Realizaram-se 256 aquisições de sinais com frequência de amostragem de 62,5MHz, completando todas as combinações de emissores receptores possíveis com o *array* de 16 elementos.

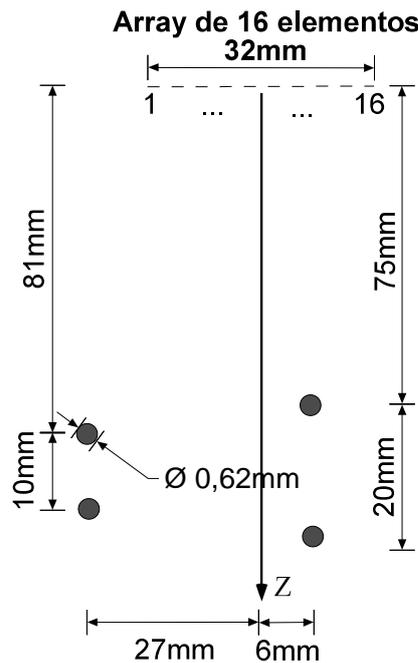


Figura 6.31 – Geometria do experimento com *array* de 16 elementos e um *phantom* com 4 fios de nylon.

Para o processamento desses sinais utilizou-se a Eq.(5.12) que consiste na técnica que se denominou de SAFT-N Emissores com focalização exata. Na Fig.6.32 pode-se observar a imagem resultante do *phantom*, onde os 4 fios de nylon aparecem como pontos brilhantes em suas respectivas posições esperadas. Constatou-se uma melhoria na qualidade da imagem quando se aplicou um filtro *FIR* de ordem 128 com janela de ponderação Kaiser, no sinal resultante da soma coerente, limitando-se a faixa de frequência entre 0,03MHz a 4,06MHz. A extração da envoltória do sinal soma coerente (sentido axial) foi de importância relevante, pois, eliminou listras que degradavam a imagem final.

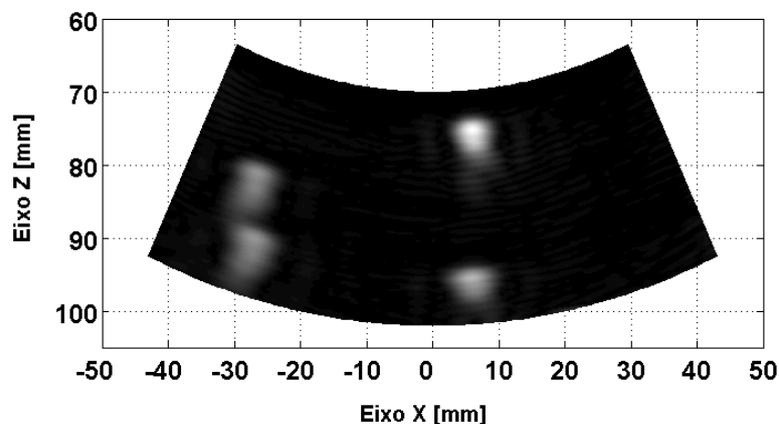


Figura 6.32 - Imagem do *phantom* com 4 fios de nylon gerada pelo transdutor reconstruído com SAFT-N Emissores com focalização exata.

### 6.3.2 Experimento com *phantom* no interior de um sólido de polímero de Delrin<sup>R</sup>

O *phantom* utilizado para geração de imagens desta seção consistiu em um sólido de Delrin<sup>R</sup> com duas perfurações, uma de 2mm e outra de 3mm de diâmetro, conforme a geometria apresentada na Fig.6.33. Neste material a onda acústica propaga-se a uma velocidade de  $c=2400\text{m/s}$  com uma significativa atenuação. Foi utilizado água como acoplamento acústico entre o transdutor e o Delrin<sup>R</sup>. Utilizando o transdutor de 16 elementos e o sistema de aquisição de sinais dos experimentos anteriores, realizou-se a obtenção de sinais. Adotaram-se duas estratégias de aquisição, a primeira emitiu-se com cada um dos 16 elementos sucessivamente adquirindo-se sinais com todos os elementos, gerando 256 sinais. A segunda estratégia excitou-se simultaneamente os 4 elementos centrais 7, 8, 9 e 10 produzindo uma onda com uma maior energia acústica e adquirindo-se com todos os elementos, gerando 16 sinais. Durante a aquisição pelos elementos emissores centrais, excitou-se 3 elementos, deixando o quarto elemento para a aquisição de sinal.

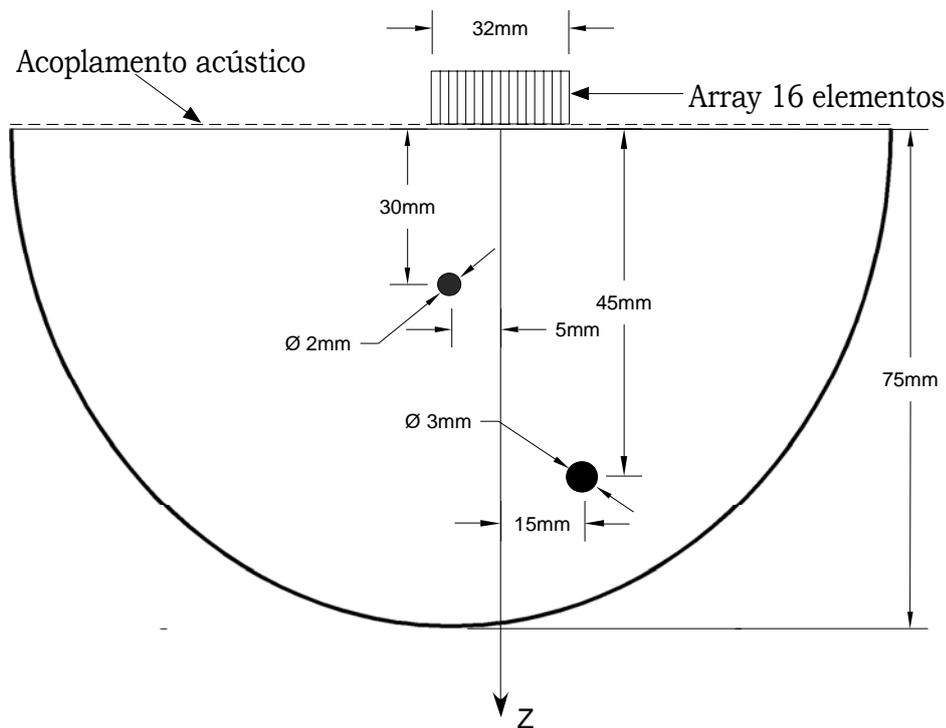


Figura 6.33 – Geometria do experimento no interior do polímero

Todas as imagens desta seção consistem em uma varredura de  $60^\circ$  discretizada em  $0,5^\circ$ , totalizando 121 setores, até uma profundidade de 57mm com discretização de 0,05mm.

Os 256 sinais armazenados em memória provenientes da primeira estratégia de aquisição foram processados considerando-se todos os 16 elementos emissores e receptores, o

que se denominou de SAFT-N Emissores. Todas as imagens desta seção foram reconstruídas sem a aplicação de filtros para eliminação de ruídos. O cálculo dos atrasos obedeceu à geometria exata, resultando na imagem da Fig.6.34a. O processamento para a obtenção da imagem da Fig.6.34b considerou os quatro elementos centrais (7, 8, 9 e 10) como emissores e somente os 64 sinais relacionados com estes elementos foram utilizados, dentre os 256 sinais. A imagem da Fig.6.34c foi obtida de forma similar à imagem da Fig.6.34b, considerando 4 emissores centrais utilizando os mesmos 64 sinais. A diferença foi o cálculo dos atrasos na emissão onde a distância do elemento emissor ao foco foi considerada o centro do *array*, independente de qual dos quatro elementos emissores está envolvido. Objetivou-se com isso simular uma frente de onda plana, ou seja, uma excitação simultânea dos 4 elementos centrais e a aquisição de 16 sinais.

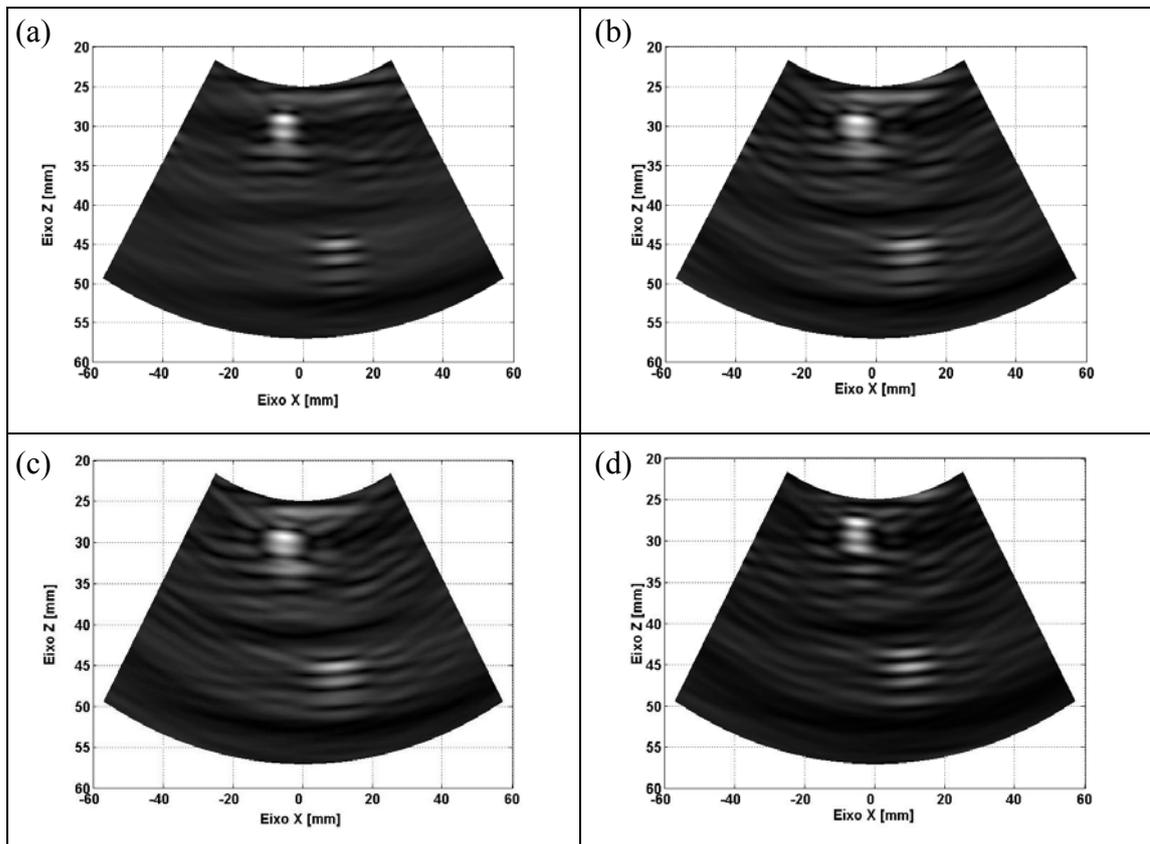


Figura 6.34 - Imagens do *phantom* no interior de um sólido de Delrin<sup>R</sup>.  
a) SAFT - N Emissores e focalização exata. b) SAFT com 4 emissores centrais.  
c) SAFT com 4 elementos centrais em emissão plana.  
d) SAFT com 4 elementos centrais em emissão cilíndrica convexa.

A imagem da Fig.6.34d também considera os quatro elementos central emissores e utilizou os mesmos 64 sinais. Porém o cálculo dos atrasos é diferente, os quatro emissores virtuais estão dispostos em um semicírculo de acordo com a geometria da Fig.6.26, gerando uma frente de

onda cilíndrica convexa. Todas as imagens da Fig.6.34 provenientes de quatro diferentes possibilidades de processamento apresentaram resultados bastante similares.

A imagem da Fig.6.35 foi obtida através do processamento dos sinais adquiridos com a segunda estratégia de aquisição. Portanto, utilizou-se o processamento SAFT considerando 4 emissores excitados simultaneamente, ou seja, uma frente onda plana como simulado na Fig.6.34c. Considerou-se o centro do *array* ao foco para os cálculos dos atrasos e não de cada elemento emissor ao foco. Percebe-se na imagem apresentada na Fig.6.35, uma melhor visualização do orifício de 3mm de diâmetro em relação às imagens da Fig.6.34. Isso se deve ao fato de que a excitação simultânea de 4 elementos centrais gera uma onda com maior energia acústica.

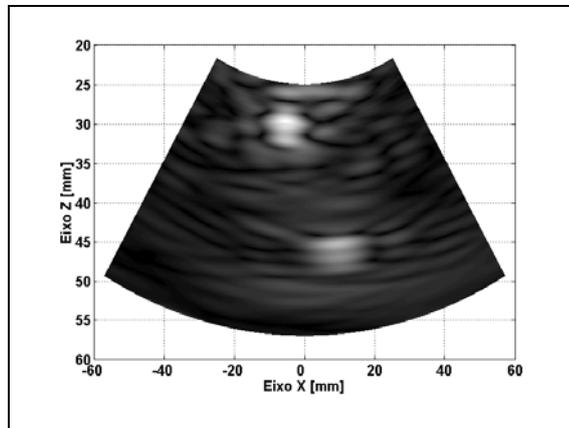


Figura 6.35 - Imagem do *phantom* no interior de um sólido de Delrin<sup>R</sup> processado com SAFT 4 emissores excitados simultaneamente, frente de onda plana.

## CAPÍTULO 7

### CONCLUSÕES

#### 7.1 Conclusões

As imagens do *wire phantom* e do *cyst phantom* foram obtidas através do processamento digital de sinais, aplicando-se duas estratégias básicas que se denominaram neste trabalho de SAFT-Um Emissor e SAFT-N Emissores. A Tab.7.1 apresenta alguns dados sobre o tempo de processamento requerido para a reconstrução das imagens dos *phantoms*, utilizando-se um microcomputador Pentium IV 3.2GHz com 1GB de memória RAM.

	<i>Wire phantom</i>	<i>Cyst phantom</i>
Focos/Setores	2453/181	1227/181
SAFT-Um	2min e 37seg	1min e 51seg
SAFT-N	5hs e 10min	3hs e 52min

Tabela 7.1 – Tempo de processamento requerido

A inclusão de todos os elementos como emissores no segundo algoritmo SAFT-N, tornou o processamento do *wire phantom* e do *cyst phantom* em torno de 125 vezes e 155 vezes, respectivamente, mais demorado do que o algoritmo SAFT-Um. Apesar da enorme desvantagem em termos de tempo de processamento, a inclusão de mais elementos como emissores aumenta a energia acústica envolvida, conseqüentemente a amplitude do sinal em relação ao ruído (*SNR*) também aumenta. Assim, pode-se constatar, por meio da comparação visual das imagens do *wire phantom* apresentadas no capítulo 6, que desaparecem completamente os efeitos degradantes dos ruídos no método SAFT-N Emissores.

As imagens do *wire phantom* são próprias para medir a resolução axial e lateral. A Tab.7.2 consiste na média dos valores medidos da resolução lateral e que foram apresentados nas Tab.6.3 e Tab.6.9. A resolução lateral se degrada à medida que se aumenta a profundidade no campo acústico.

<i>wire phantom</i> - Resolução Lateral [mm]						
	fio 1	fio 2	fio 3	fio 4	fio 5	fio 6
Profundidade axial	34mm	48mm	65mm	83mm	102mm	121mm
SAFT-Um	1,5	2,08	2,75	2,95	4,62	4,85
SAFT-N	1,74	1,63	1,84	2,47	2,87	3,62
Aumento relativo entre os métodos [%]	-16	21,6	33,1	16,3	37,9	25,4

Tabela 7.2 – Média dos valores medidos da Resolução Lateral do *wire phantom*.

Conclui-se que o método SAFT-N fornece os melhores resultados de resolução lateral e isto se torna mais evidente à medida que se aumenta a profundidade no campo acústico. Também pode-se afirmar que, variando-se o número de focos em uma faixa de 154 a 2453, não se verificou nenhuma alteração relevante da resolução lateral para cada uma das seis profundidades no campo acústico medido para ambos os métodos. O mesmo pode-se dizer quando se variou o número de setores de 121 a 601 para o método SAFT-Um Emissor. Para o caso do SAFT-N Emissores, observou-se uma melhoria da resolução lateral à medida que aumentou-se o número de setores. Duas imagens com a mesma resolução lateral, podem apresentar diferenças devido a maior ou menor presença de ruídos e lóbulos laterais. Quando a amplitude do lóbulo principal em relação aos lóbulos laterais e ruídos é expressivamente maior, e como nas imagens em modo-B, se está modulando amplitude em brilho, visualizar-se-á na imagem resultante somente os *phantoms* de interesse.

A resolução axial medida nos perfis axiais do *wire phantom* obtidos com SAFT-Um Emissor e SAFT-N Emissores apresentaram uma melhoria significativa com o aumento do número de focos por setor, como mostra as Tab.6.4 e Tab.6.10. Entretanto, não se constatam diferenças significativas de resolução axial entre os métodos.

Os contrastes do *cyst phantom* também foram medidos para os dois métodos e apresentados no capítulo 6 nas Tab.6.5 e Tab.6.11. Calculando-se a média dos valores medidos para a combinação de número de focos e setores, que foram contemplados em ambos os métodos, resultou na Tab.7.3. Valores maiores de contraste significam que se tem uma faixa mais ampla de escala para representação de amplitudes, o que significa uma maior resolução de contrastes e portanto, o método SAFT-N Emissores apresentou vantagens.

<i>Cyst phantom</i> – Contraste				
	cisto 1	cisto 2	cisto 3	cisto 4
SAFT-Um	1,27	1,38	1,60	1,70
SAFT-N	1,70	1,64	1,80	2,19
Aumento relativo entre os métodos [%]	34	19	13	29

Tabela 7.3 – Média dos valores de contrastes medidos do *cyst phantom*

A Tab.6.5 mostra que o processamento com a retificação do sinal coerente e não a extração da envoltória reduz a resolução de contrastes. A extração da envoltória do sinal soma coerente no sentido axial fornece valores significativamente melhores de resolução lateral, eliminando os lóbulos laterais nas imagens reconstruídas, por outro lado, resulta em uma perda na resolução axial. No caso das imagens do *cyst phantom* é mais adequado a extração da envoltória no sentido transversal ao eixo acústico, o que produziu melhores resultados.

Experimentos com *array* linear de 16 elementos no laboratório de ultra-som da EPUSP com *phantom* submerso na água e no sólido de polímero de Delrin<sup>R</sup> resultaram em imagens que correspondem razoavelmente à geometria esperada. No caso do sólido de Delrin<sup>R</sup>, realizaram-se as aquisições de dois conjuntos de sinais. Utilizando-se o primeiro conjunto de 256 sinais, aplicaram-se quatro geometrias distintas para o cálculo dos atrasos no processamento: SAFT-N Emissores, 4 elementos centrais, 4 elementos centrais em emissão plana e emissão cilíndrica convexa. Com o segundo conjunto de 16 sinais, aplicou-se o processamento que considerou 4 elementos centrais em emissão plana, de acordo com a estratégia de aquisição. Todas as imagens obtidas do *phantom* no interior do sólido são bastante similares, portanto, pode-se concluir que a emissão plana com 4 elementos centrais pode ser realizada no momento do processamento com o primeiro conjunto de sinais Fig.6.32c ou durante a aquisição, excitando-se simultaneamente os 4 elementos centrais Fig.6.33. Geometrias alternativas com os elementos dispostos em semicírculo gerando uma frente de onda cilíndrica convexa podem ser adotadas resultando imagens similares às outras geometrias utilizadas.

## 7.2 Trabalhos Futuros

Considerando o interesse de imagens por ultra-som para aplicação em ensaios não destrutivos, como trabalhos futuros destaca-se a concentração das pesquisas para viabilizar a inspeção de *phantoms* em outros materiais sólidos incluindo os metálicos, deixando os experimentos com *phantoms* submersos em água em segundo plano, assim como, estudo da resolução de contraste que é mais apropriado para imagens médicas. Deve-se propor também, a confecção de outros transdutores *arrays* com mais elementos, bem como a eletrônica para a multiplexação dos canais analógicos que possibilite uma aquisição de sinais mais segura e rápida. Além disso, aplicação de técnicas de interpolação que criem pontos em regiões com maior profundidade no campo acústico onde nenhum setor cobre.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BASOGLU, C.; KIM, Y.; CHALANA, V. *A Real-Time Scan Conversion Algorithm on Commercially Available Microprocessors*. Ultrasonic Imaging, v.18, n.14, p.241-260, 1996.
- BERKHOFF, P. *et al. Fast scan conversion algorithms for displaying ultrasound sector images*. Ultrasonic Imaging, v.16, p.87-108, 1994.
- BURCH, S.F.; BURTON, J.T. *Ultrasonic Synthetic Aperture Focusing Using Planar Pulse-echo Transducer*. Ultrasonics, p.275-281, 1984.
- CANNATA, J.M. *et al. Design of Efficient, Broadband Single-Element (20-80 MHz) Ultrasonic Transducers for Medical Imaging Applications*. IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control, v.50, n.11, 2003.
- CAPINERI, L. *A 3D Airborne Ultrasound Scanner*. Meas. Sci. Technol, v.9, p.967-975, 1998.
- CHENG, K.C. *et al. Composites for Ultrasonic Transducer applications*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v.50, n.9, p.1177-1183, 2003.
- FRANCO, E. *et al. Modelagem de Campo Ultra-sônico de Transdutores Arrays Com Focalização Utilizando o Método da Representação Discreta*. Congress on Computational Methods in Engineering – XXVI CILAMCE, Guarapari/ES, 2005. Abstract. Vitória: UFES-CT, 2005. 419p.
- FRITSCH, C., *et al. A Pipelined Architecture for High Speed Ultrasonic NDE*. IEEE International Ultrasonic Symposium, Nov. Seattle (Washington), 1995.
- FRITSCH, C. *Técnicas Electrónicas de Focalización de Haces Ultrasonicos*. Red Iberoamericana de Tecnología Ultrasonicas – RITUL, Madrid, 2001.
- FARR, R.F.; ALLISY-ROBERTS, P.J. *Physics for Medical Imaging*. WB Saunders, 1999.
- FISH, P. *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*. Editora: John Wiley & Sons, 1998.
- GANAPATHY, S. *et al. Analysis and Design Considerations for Real-Time System for Non-Destructive in the Nuclear Industry*. Ultrasonics, p.249-256, 1982.
- JOHNSON, R. *Contrast Response Analysis for Medical Ultrasound Imaging*, IEEE Transactions on Ultrasonics. Ferroelectrics and Frequency Control, v.44, n.4, p.805-809, 1997.
- KARAMAN, M.; LI, P.; O'DONNELL, M. *Synthetic Aperture Imaging for Small Scale Systems*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v.42, n.3, p.429-442, 1995.

- KIMOTO, K. *et al.* *Image-based sizing of surface-breaking cracks by SH-wave array ultrasonic testing*. *Ultrasonics* (2006) doi:10.1016/j.ultras.2006.08.006.
- KINO, G. *Acoustic Waves: Devices, Imaging, and Analog Signal Processing*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1987.
- LUDWIG, R.; ROBERTI, D. *A Nondestructive Ultrasonic Imaging System for Detection of Flaws in Metal Blocks*. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v.38, n.1, p.113-117, 1989.
- MARTÍNEZ, O. *et al.* *Application of Digital Signal Processing Techniques to Synthetic Aperture Focusing Technique Images*. *Sensors and Actuators*, v.76, p.448-456, 1999.
- MARTÍNEZ, O. *et al.* *A small 2D ultrasonic array for NDT applications*. *NDT&E International* 36:57-63, 2003.
- MILLS, D.M., SMITH, S.W. *Multi-Layered PZT/Polymer Composites to Increase Signal to Noise Ratio and Resolution for Medical Ultrasound Transducer*. *IEEE Ultrasonics Symposium*, v.2, p.1873-1876, 1998.
- O'DONNELL, M.; THOMAS, L. J. *Efficient synthetic aperture imaging from a circular aperture with possible application to catheter-base imaging*. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol.39, n.3, p.366-380, 1992.
- OPPENHEIM, A.V.; SHAFER, R.W. *Discrete-time Signal Processing*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1989.
- OSAKI, Y. *et al.* *A New System for Real-Time Synthetic Aperture Ultrasonic Imaging*. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v.35, n.6, p.828-838, 1988.
- PARRILLA, M. *Conformación De Haces Ultrasónicas Mediante Muestreo Selectivo Con Codificación Delta*. Tese de Doutorado. Universidade Politécnica de Madri, Faculdade e Informática, 2004.
- PETERSON, D.K.; KINO, G.S. *Real-Time Digital Image Reconstruction: A Description of Imaging Hardware and an Analysis of Quantization Errors*. *IEEE Transactions On Sonics and Ultrasonics*, v.31, n.4, 1984.
- PIWAKOWSKI, B.; SBAI, K. *A New Approach to Calculate the Field Radiated from Arbitrarily Structured Transducer Arrays*. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v.46, n.2, p.422-440, 1999.
- PUJOL, R.L. *Imagens Ultra-Sônicas em Modo-B com Focalização na Recepção*. Dissertação de Mestrado. Coppe/UFRJ, 1997.
- Rhim, S. *et al.* *A 6.0MHz 0.15mm pitch phased array ultrasonic probe using PMN-PT single crystal*. *IEEE Ultrasonics Symposium*, v.1, p.219-222, 2005.

- RHIM, S.; KIM, H.; LEE, S. *A 128 Channel 7.5Mhz Linear Array Ultrasonic Probe Using PMN-PT Single Crystal*. Ultrasonics, v.1, p.782-785, 2003.
- RICHARD, W.D.; ARTHUR, R.M. *Real-time Ultrasonic Scan Conversion Via Linear Interpolation of Oversampled Vectors*. Ultrasonic Imaging, v.16, p.109-123, 1994.
- SAITOH, S.; TAKEUCHI, T.; KOBAYASHI, T. *A 3.7Mhz Phased Array Probe Using PZN-9%PT Single Crystal*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v.46, n.2, p.414-420, 1999.
- SALOMONSSON, G.; MANDERSSON, B. *On Ultrasound Transducer with Curved Surface for Improvement of Lateral Resolution*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v.33, n.6, p.740-746, 1986.
- SMITH, S.W. *et al. Low Contrast Detectability and Contrast/Detail Analysis in Medical Ultrasound*. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, v.30, n.3, p.164-173, 1983.
- THOMSON, R.N. *Transverse and Longitudinal Resolution of the Synthetic Aperture Focusing Technique*. Ultrasonics, p.9-15, 1984.
- TRAHEY, G. E.; NOCK, L.F. *Synthetic Receive Aperture Imaging with Phase Correction for Motion and for Tissue Inhomogeneities – part I: Basic principles*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v.39, n.4, p.489-495, 1992.
- TURNBULL, D.H.; FOSTER, F.S. *Beam Steering with Pulsed Two-Dimensional Transducer Arrays*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v.38, n.4, p.320-333, 1991.
- VILKOMERSON, D.; GREENLEAF, J.; DUTT, V. *Towards a resolution metric for medical ultrasonic imaging*. IEEE Ultrasonics symposium, p.1405-1410, 1995.
- YAO, H. *Synthetic Aperture Methods for Medical Ultrasonic Imaging*. Tese de Doutorado. Disponível em:  
<[heim.ifi.uio.no/~ftp/publications/cand-scient-theses/HYao.pdf](http://heim.ifi.uio.no/~ftp/publications/cand-scient-theses/HYao.pdf)>  
Acessado em : 02 fevereiro de 2007.
- YLITALO, J. *A Fast Ultrasonic Synthetic Aperture Imaging Method: Application to NDT*. Ultrasonics, v.34, n.2-5, p.331-333, 1996.
- YLITALO, J. P. *Ultrasound Synthetic Aperture Imaging: Monostatic Approach*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, v.41, n.3, p.333-339, 1994.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)