

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

NIVALDO THEODORO SCHIEFLER JUNIOR

**GERAÇÃO DE IMAGENS POR ULTRASSOM UTILIZANDO AS
TÉCNICAS *SPARSE ARRAYS* E *PLANE WAVE***

TESE DE DOUTORADO

**CURITIBA
2018**

NIVALDO THEODORO SCHIEFLER JUNIOR

**GERAÇÃO DE IMAGENS POR ULTRASSOM UTILIZANDO AS
TÉCNICAS *SPARSE ARRAYS* E *PLANE WAVE***

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Doutor em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

Coorientador: Prof. Dr. Amauri Amorin Assef

Coorientador: Prof. Dr. Fábio Kurt Schneider

CURITIBA

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Schiefler Junior, Nivaldo Theodoro

Geração de imagens por ultrassom utilizando as técnicas sparse arrays e plane wave [recurso eletrônico] / Nivaldo Theodoro Schiefler Junior.-- 2018.

1 arquivo texto (63 f.): PDF; 18,1 MB

Modo de acesso: World Wide Web

Texto em português com resumo em inglês

Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2018

Bibliografia: f. 119-126

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Ultrassom. 3. Ultrassonografia. 4. Diagnóstico por ultrassom. 5. Processamento de imagens - Controle de qualidade. 6. Processamento de imagens - Técnicas digitais. 7. Processamento de imagens auxiliado por computador. I. Maia, Joaquim Miguel. II. Assef, Amauri Amorin. III. Schneider, Fábio Kurt. IV. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. V. Título.

CDD: Ed. 23 – 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Bibliotecário: Adriano Lopes CRB-9/1429

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 186

A Tese de Doutorado intitulada “**Geração de Imagens por Ultrassom Utilizando as Técnicas Sparse Arrays e Plane Wave**”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Nivaldo Theodoro Schiefler Junior** no dia 13 de dezembro de 2018, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Ciência, área de concentração Engenharia de Controle e Automação, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof(a). Dr(a) Joaquim Miguel Maia– Presidente - (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Marco Aurelio Benedetti Rodrigues – (UFPE)

Prof(a). Dr(a). Solivan Arantes Valente – (UP)

Prof(a). Dr(a). Caio Marcelo De Miranda – (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez - (UTFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 13 de dezembro de 2018.

*Dedico a elaboração deste trabalho aos meus pais e à minha esposa Regiane
e às minhas filhas Elis e Luiza*

AGRADECIMENTO

Neste momento gostaria de agradecer a todos os amigos do IFSC pelo apoio na realização do doutorado e para a reitoria do IFSC que propiciou a realização do DINTER.

Um especial agradecimento aos colegas do IFSC pelo companheirismo no começo, na realização das diversas disciplinas e nas viagens até a UTFPR.

Ao colega Acácio J. Zimbico pelo auxílio na realização dos ensaios práticos na plataforma de pesquisa, discussão sobre os códigos da plataforma Verasonics e do processo de aquisição que tornou possível a captura dos dados trabalhos.

Ao professor e orientador Dr. Joaquim M. Maia pela oportunidade de realização deste trabalho pelas correções e dicas nos textos de artigos e tese.

Ao professor e coorientador Dr. Amauri A. Assef pela ajuda, nas discussões nos códigos desenvolvidos e pelas correções e dicas nos textos de artigos e tese.

À CAPES, ao CNPq e à Fundação Araucária pelo apoio financeiro.

RESUMO

SCHIEFLER Junior, Nivaldo Theodoro. **Geração de imagens por ultrassom utilizando as técnicas *sparse arrays* e *plane wave***. 2018. 127 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

Atualmente, as maiores dificuldades para melhorar a qualidade das imagens obtidas pelas técnicas ultrassônicas estão relacionadas ao elevado número de disparos para excitação dos transdutores, à grande quantidade de dados a serem armazenados e ao processamento computacional necessário para a formação das imagens. Este trabalho tem como objetivo avaliar a técnica de geração de imagens por ultrassom utilizando a migração Stolt, baseada em *plane wave*, e matrizes esparsas (*sparse arrays*) na recepção dos dados ultrassônicos. A técnica de *plane wave* foi utilizada para permitir o aumento da taxa de quadros através da diminuição do número de disparos dos elementos do transdutor de ultrassom. Foram realizadas simulações com um *phantom* desenvolvido no programa Field II em ambiente Matlab e os dados reais foram adquiridos utilizando-se a plataforma Verasonics Vantage 128, com um transdutor linear L11-4v de 128 elementos. As imagens simuladas foram obtidas utilizando-se uma sequência de disparos com variações de ângulos para os 128 elementos na transmissão e 128, 65, 44 e 23 elementos para *sparse arrays* na recepção. A análise dos resultados foi feita avaliando-se as resoluções axiais e laterais com o critério de FWHM e a qualidade de imagens com os critérios de contraste, MSE, SNR, PSNR e SSIM em imagens simuladas e experimentais, utilizando-se migração Stolt no processamento com *plane wave* com *sparse arrays* e o método tradicional DAS. Qualitativamente e quantitativamente, as imagens geradas pelo método proposto apresentaram resultados similares quando comparadas as resoluções laterais e axiais, bem como os critérios de qualidade da imagem. Segundo os resultados e o processamento proposto, a melhor condição esparsa foi de 65 elementos, indicando que a recepção esparsa proposta pelo método pode ser utilizada para o processamento de imagens de ultrassom.

Palavras-chave: Ultrassom. *Plane Wave*. *Sparse Arrays*. Processamento de Imagens.

ABSTRACT

SCHIEFLER Junior, Nivaldo Theodoro. **Ultrasound imaging generation using sparse arrays and plane wave techniques**. 2018. 127 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

Nowadays, the major difficulties to improve the quality of the images using the ultrasonic techniques are related to the high number of shots used for transducer excitation, large quantities of storage data and the necessary computer processing for imaging. The purpose of this work is to evaluate the technique of image generation by ultrasound using the Stolt migration, based in plane wave and sparse arrays in the ultrasonic data reception. The plane wave technique was used to allow the increase of the frame rate by decreasing the number of shots of the ultrasound transducer elements. Simulations were made using a phantom developed in the Field II program in a Matlab environment and the actual data were acquired using the Verasonics Vantage 128 platform, with the 128-element L11-4v linear transducer. The simulated images were obtained by using a shooting sequence with angle variations for the 128 elements in the transmission and 128, 65, 44 and 23 elements for sparse arrays in the reception. The analysis of the results was accomplished by evaluating the axial and lateral resolutions using the FWHM criterion and the image quality with the criteria of contrast, MSE, SNR, PSNR and SSIM in the experimental and simulated images by using Stolt's migration with plane wave and sparse arrays processing and the traditional DAS method. Qualitatively and quantitatively, the generated images by the proposed method showed similar results when compared in terms of the lateral and axial resolutions as well the quality image criteria. According to the results and the proposed processing method, the best sparse condition was obtained with 65 elements, indicating that the sparse reception suggested by the technique can be used for ultrasound image processing.

Keywords: Ultrasound. Plane Wave. Sparse Arrays. Image Processing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Transdutor de ultrassom linear e sinal transmitido ao meio.....	27
Figura 2 - Sinal de <i>rf</i> simulado e somados para três alvos.....	28
Figura 3 - Imagens reconstruídas a partir dos sinais do transdutor para dois alvos..	28
Figura 4 - Sistema de varredura eletrônica com abertura sintética para um grupo de 5 elementos ativos por vez.....	30
Figura 5 - Sistema de varredura para todos os elementos do transdutor em grupos de 5 elementos, criando linhas de varredura.....	30
Figura 6 - Tipos de transdutores mais usados. (a) Transdutor linear; (b) Transdutor convexo; (c) Imagem de um transdutor linear; (d) Imagem de um transdutor convexo.	31
Figura 7 - Princípio do funcionamento do <i>beamforming</i> para um transdutor <i>phased array</i> . (a) Diagrama dos pulsos emitidos dos elementos piezelétricos e sendo defasados para serem focados a um alvo específico; (b) O diagrama mostra os ecos defasados sendo alinhados e posteriormente somados para obter um sinal de grande amplitude do ponto de interesse.	32
Figura 8 - Diagrama de bloco de um sistema de ultrassom convencional.	34
Figura 9 - Diagrama de bloco de um sistema de ultrassom <i>Ultrafast</i>	35
Figura 10 - Processo de abertura sintética para formação da imagem. (a) O primeiro elemento é disparado e todos os elementos recebem o sinal de eco, (b) O segundo elemento é disparado e todos os elementos recebem o sinal de eco e (c) O N-ésimo elemento é disparado e todos os elementos recebem o sinal de eco.	37
Figura 11 - Composição de imagens de baixa resolução, obtidas por meio da abertura sintética.....	37
Figura 12 - Técnica de <i>plane wave</i> , em que todos os elementos são disparados e todos os elementos recebem os ecos.	38
Figura 13 - Sinal em <i>plane wave</i> . (a) Onda de pressão com sinal emitido com foco em zero. (b) Elementos do transdutor emitindo o pulso.	39
Figura 14 - Comparação entre a área de cobertura. (a) Sinal com <i>plane wave</i> sem ponto focal. (b, c e d) Sinal com técnica tradicional DAS com foco em diferentes posições e mesma frequência de excitação do transdutor.....	40
Figura 15 - Técnica de <i>plane wave</i> coerente, na qual todos os elementos são disparados ao mesmo tempo com uma inclinação.....	40

Figura 16 - Técnica de <i>plane wave</i> coerente, na qual todos os elementos do transdutor são disparados com diferentes inclinações. (a) Planos disparados em separado. (b) Representação de um ponto focal pela intersecção das frentes de onda.	41
Figura 17 - Projeção do ponto em <i>plane wave</i> (linha tracejada em azul) e Sinal <i>plane wave</i> (linha tracejada em vermelho) com angulação.	42
Figura 18 - Exemplo de um <i>array</i> esparsos unidimensional.	44
Figura 19 - Representação de um <i>Array</i> esparsos com valores relevantes.	44
Figura 20 - Representação de um <i>array</i> esparsos com as informações importantes.	45
Figura 21 - <i>Array</i> bidimensional esparsos.	45
Figura 22 - Representação de parte de uma matriz esparsa com o valores não nulos.	46
Figura 23 - Diagrama em blocos do algoritmo SRBF para representação esparsa.	47
Figura 24 - Representação do sinal de retorno do eco. (a) Representação dos sistemas atuais. (b) Representação segundo o modelo ERM.	50
Figura 25 - Representação de alvos e hipérboles para migração Stolt. a) Sinal com alguns alvos e b) sinal de <i>rf</i> com as hipérboles alinhadas.	50
Figura 26 - O princípio de Stolt aplicado ao sinal de US. (a) Sinal de US aplicado a uma determinada região de interesse. (b) Sinal de <i>rf</i> a ser migrado. (c) Migração feita para posição correta.	53
Figura 27 - Representação da aquisição de alvos em um transdutor linear.	56
Figura 28 - Resolução axial. (a) Dois alvos detectáveis. (b) Dois alvos não aparecem detectáveis, indicando baixa resolução axial.	56
Figura 29 - Representação da aquisição dos pontos equidistantes lateralmente em um transdutor linear.	57
Figura 30 - Resolução lateral. . (a) Dois alvos detectáveis. (b) Dois alvos não aparecem detectáveis, indicando baixa resolução lateral.	58
Figura 31 - Representação de um sinal para obter a resposta da largura à meia altura.	58
Figura 32 - Exemplo de contraste.	59
Figura 33 - Seleção de área para quantificar o contraste.	60
Figura 34 - Técnica de <i>plane wave</i> com <i>sparse arrays</i> : (a) Processo de transmissão do pulso ultrassônico com todos os elementos do transdutor; (b) Recepção do sinal	

de eco utilizando somente os elementos pares do transdutor, incluindo o último elemento (N-1).	63
Figura 35 - Representação de um <i>Sparse Array</i> bidimensional com N elementos. ..	64
Figura 36 - Representação das posições de cada elemento do transdutor e dados do sinal de <i>rf</i> com os dados esparsos para serem interpolados.....	65
Figura 37 - Representação da posição de cada elemento do transdutor e os dados de <i>rf</i> com espaçamento duplo para serem interpolados.....	66
Figura 38 - Representação da posição de cada elemento do transdutor e os dados de <i>rf</i> com espaçamento de cinco elementos para serem interpolados.....	66
Figura 39 - Arranjo dos dados de <i>rf</i> para processamento posterior.	67
Figura 40 - Diagrama em blocos da primeira etapa do processamento dos dados esparsos.....	68
Figura 41 - Rotina de leitura dos dados de RF.....	68
Figura 42 - Rotina de configuração do vetor de ângulos e estrutura de dados.	69
Figura 43 - Rotina de configuração de tamanho da imagem e tipo de interpolação..	69
Figura 44 - Diagrama em blocos da segunda etapa do processamento. (a) Bloco central do processamento. (b) Bloco final para visualização da imagem.	70
Figura 45 - Rotina de processamento principal.....	73
Figura 46 - Plataforma de aquisição Verasonics. (a) Vista frontal do equipamento com o transdutor conectado. (b) Tela de aquisição dos dados com imagem em <i>preview</i>	74
Figura 47 - Representações das dimensões dos elementos do transdutor (largura e altura) e da distância entre dois elementos adjacentes (<i>kerf</i> e <i>pitch</i>).....	74
Figura 48 - Visão de um transdutor de transmissão com 128 elementos. (a) Representação de todos os elementos do transdutor em um plano. (b) Representação parcial para um transdutor linear de 128 elementos em uma pequena seção.....	75
Figura 49 - Visão de um transdutor de recepção com 65 elementos. (a) Representação de todos os elementos do transdutor em um plano. (b) Representação parcial para um transdutor linear de 65 elementos em uma pequena seção.....	76
Figura 50 - Representação de uma simulação de um <i>Phantom</i> com vários alvos sólidos.	77

Figura 51 - Representação de uma simulação de um <i>Phantom</i> com alvos sólidos (brancos) e cisto (preto)	78
Figura 52 - Fotografia de um <i>Phantom</i> comercial Fluke (modelo 84-317) usado nas aquisições.	78
Figura 53 - Sinal de <i>rf</i> com os dados brutos e pós-processamento utilizando na recepção: (a) todos os elementos do transdutor; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos; (d) 23 elementos.	81
Figura 54 - Sinal de <i>rf</i> processado considerando: (a) todos os 128 elementos do transdutor e sem filtro; (b) todos os 128 elementos com aplicação de filtro; (c) 65 elementos sem filtro; (d) 65 elementos com aplicação de filtro; (e) 44 elementos sem filtro; (f) 44 elementos com aplicação de filtro; (g) 23 elementos sem filtro; (h) 23 elementos com aplicação de filtro.	82
Figura 55 - Simulação feita com o método DAS e abertura de 64 elementos.	83
Figura 56 - Resposta para resolução lateral no ponto localizado na profundidade de 3,0 cm mostrado nas Figuras 50, 58 e 59, para os casos sem e com esparsidade do sinal.	84
Figura 57 - Resposta para resolução axial no ponto localizado à direita e na profundidade de 3 cm, Figuras 50, 58 e 59, para os casos sem e com esparsidade do sinal.	85
Figura 58 - Região dos pontos a serem analisados. (a) Região com todos os elementos do transdutor atuando. (b) Região com 65 elementos ativos na recepção.	85
Figura 59 - Região dos pontos a serem analisados. (a) Região com processamento com DAS. (b) Região 44 elementos e (c) Região com 23 elementos ativos na recepção.	86
Figura 60 - Sinais de <i>rf</i> obtidos do <i>phantom</i> com um ponto, um alvo sólido e um cisto com pós-processamento considerando 128 elementos na emissão e recepção esparsa utilizando: (a) 128 elementos; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos e, (d) 23 elementos do transdutor.	87
Figura 61 - Comparação entre os sinais processados com variação de 0,5° e recepção com: (a) 128 elementos; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos; (d) 23 elementos.	88

Figura 62 - Comparação entre os sinais processados com variação de 5,0° e recepção com: (a) todos os 128 elementos; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos; (d) 23 elementos.....	88
Figura 63 - Imagem após processamento via DAS com abertura de 64 elementos..	89
Figura 64 - Análise das resoluções laterais e axiais na região do alvo localizado a 2,0 cm e diferentes passos angulares: (a) resolução lateral com passo de 0,5°; (b) resolução axial com passo 0,5°; (c) resolução lateral com passo de 1,0°; (d) resolução axial com passo 1,0°; (e) resolução lateral com passo de 5,0°; (f) resolução axial com passo 5,0°.....	90
Figura 65 - Regiões para análise do contraste para: (a) processamento com DAS; (b) imagem representando todos os 128 elementos e região de comparação na parte superior e esparsidade com 65 elementos (c) e (d) 44 elementos e (e) 23 elementos ativos na recepção.	92
Figura 66 - Regiões em destaque para contraste no sólido e processadas utilizando-se: (a) DAS; (b) todos os 128 elementos do transdutor; e esparsidade com (c) 65, (d) 44 e (e) 23 elementos ativos na recepção.	93
Figura 67 - Regiões em destaque para análise de contraste no cisto e processamento com: (a) DAS; (b) todos os 128 elementos do transdutor e esparsidade com (c) 65, (d) 44 e (e) 23 elementos ativos na recepção.....	93
Figura 68 - Regiões de fundo para estimar o cálculo do contraste. (a) Região processada com todos os elementos do transdutor e variação angular de 0,5°. (b) Região processada com DAS.	94
Figura 69 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics utilizando: (a) método VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.....	96
Figura 70 - Resolução lateral para o ponto a 1,6 cm no <i>phantom</i> e utilizando o sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.....	97
Figura 71 - Resolução axial para o ponto a 1,6 cm no <i>phantom</i> e utilizando o sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.	97
Figura 72 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics com variação de 1,0° e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.	98

Figura 73 - Resolução lateral para o ponto do <i>phantom</i> na profundidade de 1,6 cm com variação de 1,0° para sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.	98
Figura 74 - Resolução axial para o ponto do <i>phantom</i> na profundidade de 1,6 cm com variação de 1,0° para sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.	99
Figura 75 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics com variação de 1,5° e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.	99
Figura 76 - Resolução lateral para o ponto a 1,6 cm com variação de 1,5° e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.	100
Figura 77 - Resolução axial para o ponto a 1,6 cm com variação de 1,5° e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.	100
Figura 78 - Imagens processadas com 10 frames com variações angulares de 0,5 a 1,5° e processamento utilizando: (a, g, i) Verasonics VDAS; (b, h, m) todos os 128, (c, i, n) 65, (d, j, o) 44 e, (e, k, p) 23 elementos ativos na recepção.....	102
Figura 79 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics com variação de 0,5° e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.....	104
Figura 80 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics com variação de 1,0 e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.....	105
Figura 81 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics com variação de 1,5° e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.....	105
Figura 82 - Sinais de <i>rf</i> obtidos pela Verasonics com variação de 0,125 e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.....	106

Figura 83 - Regiões para análise do contraste da região do cisto e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção. 107

Figura 84 - Região de contorno para o cálculo do contraste em e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção. 107

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Modos de operação de um sistema de US.	29
Tabela 2 - Etapas de processamento do método proposto para geração de imagens de US usando as técnicas de <i>plane wave</i> e <i>sparse arrays</i>	72
Tabela 3 - Dados do transdutor usado para simulação.	75
Tabela 4 - Dados do transdutor L11-4V.	76
Tabela 5 - Resposta para as resoluções laterais, axiais e valores de erros percentuais.	86
Tabela 6 - Análise das resoluções laterais/axiais e erros percentuais para um alvo localizado a 2,0 cm no <i>phantom</i>	91
Tabela 7 - Análise do contraste para as imagens apresentadas na Figura 60.	92
Tabela 8 - Cálculo da média e variância para as regiões dos sólidos mostrados na Figura 66.	94
Tabela 9 - Cálculo da média e variância para as regiões dos cistos mostrados na Figura 67.	94
Tabela 10 - Avaliação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação ao método DAS.	95
Tabela 11 - Resoluções laterais e axiais com 5 <i>frames</i>	101
Tabela 12 - Resoluções laterais e axiais com 10 <i>frames</i>	103
Tabela 13 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos.	104
Tabela 14 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos com passo de 1,0°.	105
Tabela 15 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos com passo de 1,5°.	106
Tabela 16 - Análise do contraste para a região da área interna ao círculo da Figura 84.	108
Tabela 17 - Quantificação da qualidade da imagem processada utilizando-se o método proposto em relação à imagem gerada pela Verasonics.	108

LISTA DE ABREVIATURAS

A/D	Analógico / Digital
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
<i>ctr</i>	Contraste
DAS	<i>Delay and Sum</i>
dB	Decibel
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
ERM	<i>Exploding reflector model</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>
IFFT	<i>Inverse Fast Fourier Transform</i>
M	Modo M
MSE	<i>Mean Square Error</i>
MV	<i>Minimum Variance</i>
PSNR	<i>Peak Signal to Noise Ratio</i>
PWC	<i>Plane Wave Compound</i>
<i>rf</i>	Radiofrequência
SA	<i>Syntetic Aperture</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>
SR	Sinal Ruído
SRBF	<i>Sparse Representation Beamformer</i>
SSIM	<i>Structural Similarity Index Measure</i>
US	Ultrassom
VDAS	Verasonics DAS

LISTA DE SÍMBOLOS

τ_e	Tempo de propagação da onda no modelo ERM
τ_{ida}	Tempo de ida da onda
$\tau_{retorno}$	Tempo de retorno da onda
τ_s	Tempo de propagação da onda plana
τ_{total}	Tempo total da onda percorrida
$\tau(x_1, x, z)$	Atraso do eco em relação ao ponto x_1
V_m	Velocidade Média
Δ_m	Atraso para cada elemento
w_m	Peso amplitude para apodização
y_m	Sinal de cada elemento
ΔS	Variação do espaço
ΔT	Variação do tempo
μ_{in}	Valor médio das amplitudes do sinal de rf na área de interesse
μ_{out}	Valor médio das amplitudes do sinal de rf fora da área de interesse
c	Velocidade de propagação no meio
c_e	Velocidade de propagação no modelo ERM
e	Notação de explosivo (ERM)
F	Número de <i>frames</i>
M	Número de elementos ou colunas
m	Número do elemento
N	Número de linhas
N_{sline}	Número de <i>scanline</i>
s	Notação de espalhamento
S	Profundidade de alcance da imagem
T_{frame}	Tempo total de aquisição do sinal de um <i>frame</i>
T_{sline}	Tempo total de propagação da onda no meio
x_e	Posição do espalhamento em relação ao elemento do transdutor
x_{ij}	Imagem a ser comparada

x_s	Posição do espalhamento em relação ao transdutor
$x(t)$	<i>Beamforming</i> final
z_e	Posição em profundidade
z_s	Posição da profundidade do espalhamento
y_{ij}	Imagem de referência
α	Ângulo de disparo
σ_x	Desvio padrão da imagem
σ_{in}^2	Variância da imagem na área de interesse
σ_{out}^2	Variância da imagem fora da área de interesse
μ_x	Media da imagem
μ_y	Media da imagem de referência

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	OBJETIVOS	24
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO.....	24
2	REVISÃO TEÓRICA	26
2.1	SISTEMA DE ULTRASSOM	26
2.2	<i>BEAMFORMING</i>	31
2.2.1	Ultrassom Convencional.....	33
2.2.2	Ultrassom <i>Ultrafast</i>	34
2.2.3	Abertura Sintética	36
2.2.4	Sinal em <i>Plane Wave</i> (Onda Plana)	37
2.2.5	<i>Plane Wave</i> Coerente.....	40
2.2.6	<i>Sparse Array</i> (<i>Array</i> Esperso).....	44
2.2.7	<i>Plane Wave</i> – Representação Esparsa	47
2.3	GERAÇÃO DE IMAGEM UTILIZANDO A TÉCNICA MIGRAÇÃO STOLT...48	
2.4	RESOLUÇÃO E QUALIDADE DA IMAGEM	53
2.4.1	<i>Mean Square Error</i> (MSE).....	54
2.4.2	<i>Peak Signal to Noise Ratio</i> (PSNR).....	54
2.4.3	<i>Signal to Noise Ratio</i> (SNR)	55
2.4.4	<i>Structural Similarity Index Measure</i> (SSIM)	55
2.4.5	Resolução Axial.....	56
2.4.6	Resolução Lateral.....	57
2.4.7	FWHM (<i>Full Width at Half Maximum</i>)	58
2.4.8	Contraste	59
2.4.9	Resolução temporal.....	60

2.4.10	<i>Frame Rate</i> (taxa de quadros)	61
3	MATERIAIS E MÉTODOS	63
3.1	<i>PLANE WAVE</i> E <i>SPARSE ARRAY</i>	63
3.2	PROCESSAMENTO	66
3.3	DEFINIÇÃO DO TRANSDUTOR E DA PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO	73
3.4	<i>PHANTOM</i>	76
4	RESULTADOS	80
4.1	SIMULAÇÃO DE DADOS BASEADOS EM Field II	80
4.1.1	Simulação com pontos sólidos	80
4.1.2	Simulação com alvos sólidos e cisto	87
4.2	EXPERIMENTOS DE DADOS GERADOS VIA PLATAFORMA VERASONICS	95
4.2.1	Experimento 1	96
4.2.2	Experimento 2	104
4.2.3	Experimento 3	106
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	109
5.1	DISCUSSÃO	109
5.2	CONCLUSÃO	116
5.3	TRABALHOS FUTUROS	117
	REFERÊNCIAS	119

1 INTRODUÇÃO

Uma das técnicas usadas por um médico para analisar o estado de um tecido humano é a palpação. Com este procedimento o médico pode fazer um diagnóstico baseado na rigidez do tecido. No entanto, quando uma patologia está localizada no interior do corpo e dependendo do tamanho da patologia, a sua prévia detecção fica impossível pela técnica de palpação (CÉSPEDES et al., 1993; OPHIR et al., 1996, 1999; SHIINA et al., 2015). Nos casos em que a palpação se torna um método não eficiente e pouco confiável, o médico precisará de outro método para uma análise diagnóstica.

O melhor método, sempre que possível, para uma análise diagnóstica é o de natureza não invasiva. Assim, um método de análise por imagens é mais adequado. Há várias técnicas de obtenção de imagens dos tecidos e órgãos humanos, entre elas os raios X, a Tomografia, a Ressonância Magnética e o Ultrassom (US) (KIRK K., 2006; SHUNG, 1996).

O método de obtenção de imagens por US tem sido amplamente utilizado em algumas áreas da medicina (por exemplo: obstetrícia, ginecologia, cardiologia, etc.) devido, principalmente, à sua característica de ser uma radiação não ionizante e seu custo relativamente baixo quando comparado a outras técnicas de auxílio ao diagnóstico por imagens tais como a Ressonância Magnética e a Tomografia. Assim, sempre que possível, ele é utilizado em substituição aos outros métodos baseados em radiação ionizante (exemplo: raios X, Tomografia, etc.) de forma a não submeter o paciente a riscos, mesmo que a qualidade de imagem seja, geralmente, inferior às obtidas por esses métodos (PIJPE et al., 2012; ADMINISTRATION; DRUG, 2016; HEDRICK et al., 2005; ANDRESEN, 2006; COX, 2013; SCHULTE ZU BERGE et al., 2016; SHUNG, 1996; GOLDBERG et al., 2003).

As imagens geradas pelo US podem auxiliar um médico especialista no diagnóstico. Este diagnóstico nem sempre é fácil, pois dependerá do conhecimento específico e da habilidade de reconhecer as patologias em imagens. Analisando estas imagens, pode-se ter uma visão dos estados dos tecidos e, desta forma, pode-se avaliar e confirmar a existência de tecidos malignos e benignos.

Complementarmente, uma análise invasiva pode ser empregada para se confirmar a existência de um câncer, por exemplo, no caso de dúvida.

A modalidade de US começou a ser usada nos anos 1950 para testes não destrutivos em certos materiais, para estudos e avaliação das propriedades físicas, as quais podem revelar informações internas e, com isso, encontrar possíveis defeitos (MIRALLES et al., 2004, 2008; SHUNG, 1996).

Em 1996, o US já era considerado a segunda maior modalidade de obtenção de imagens médicas para diagnósticos, sendo a primeira o raios X (SHUNG, 1996). Atualmente, para diagnósticos em tecidos moles, como do cérebro e dos rins, o US é o método médico de auxílio de diagnóstico preferido (SHAHARUDDIN; MAHMUD; IBRAHIM, 2017).

Na modalidade de análise clínica, o sistema de US começou a ser usado na metade dos anos 1950 para examinar os olhos e para ecoencefalografia com o modo A (Amplitude) de operação. No começo dos anos 1970, com o desenvolvimento dos *scanners* analógicos e digitais, o novo modo B (Brilho) de operação foi introduzido. Este modo possibilitou a geração de imagens em tons de cinza. No final dos anos 1970 o desenvolvimento continuou com as imagens em tempo real, melhorando significativamente a instrumentação por US. Na década seguinte foram introduzidos o modo Doppler e o Doppler colorido (HEDRICK et al., 2005).

Os sistemas de diagnóstico por imagens são conhecidos como *scanners* e utilizam transdutores acoplados de forma matricial para emissão de um feixe ultrassônico que se propaga através do meio a ser imageado. A partir da interação deste feixe com as estruturas do meio são gerados ecos que se propagam em direção contrária e são captados pelo mesmo transdutor (operando no modo pulso-eco). Posteriormente este sinal de eco é processado para dar origem à imagem (HEDRICK et al., 2005).

A qualidade da imagem está relacionada à qualidade do aparelho de US. O aparelho de US deve apresentar a combinação de alguns fatores para uma boa qualidade de imagem. Dentre eles, resolução axial, resolução lateral, nitidez, elevado contraste, poucos artefatos, baixo ruído, baixa distorção e boa resolução temporal (HEDRICK et al., 2005). Alguns parâmetros técnicos e a maneira como o sinal de US se propaga no tecido limitam a qualidade final da imagem (HEDRICK et al., 2005).

Atualmente muitas pesquisas estão focadas na redução do número de disparos dos transdutores, como no método *Ultrafast* (BERCOFF, 2011; COUTURE; FINK; TANTER, 2012; MONTALDO et al., 2009), de forma a permitir uma maior taxa de quadros por segundo para mostrar as imagens em tempo real. Uma técnica muito usada é chamada de *plane wave*, na qual todos os elementos são disparados ao mesmo tempo, podendo cobrir uma grande região com um simples disparo, tirando uma “fotografia” da área a ser examinada (Shen et al., 2011). Esta técnica diminui o número de *scanlines* necessárias, as quais consomem muita memória e tempo de processamento. A aquisição dos sinais, neste caso, é feita de forma paralela, limitada pelo número de canais de entrada do sistema e, também, pela velocidade de aquisição do *hardware* usado.

Um equipamento de US deve ter uma boa qualidade de imagens geradas. No entanto, o fato de eliminar a formação das *scanlines* da técnica de *Delay and Sum* (DAS) com a nova técnica do *plane wave* não melhora a qualidade da imagem; de fato, ela piora. Para resolver o aspecto de qualidade da imagem, técnicas de processamento que permitam melhor desempenho em termos de resoluções axial e lateral, aumento da taxa de quadros, etc., devem ser utilizadas (LU; ZOU; GREENLEAF, 1994).

Muitos autores têm estudado as técnicas de *plane wave* e *sparse arrays* separadamente para tentar alcançar uma melhor imagem final com um custo computacional reduzido quando comparado às técnicas de *Beamforming* tradicionais (LU; ZOU; GREENLEAF, 1994).

Neste trabalho foram utilizadas as técnicas *plane wave* e *sparse arrays* para formação de imagens por US e aprimorar a formação destas imagens com o aumento da taxa de quadros para a técnica tradicionalmente utilizada (*beamforming*).

Para obter o aumento na taxa de quadros, o estudo foi focado na redução do número de disparos dos elementos pelo uso da técnica de *plane wave* para transmissão e na quantidade de *arrays* esparsos para recepção. Esta combinação das duas condições ainda não foi amplamente investigada por pesquisadores (SCHIEFLER JUNIOR et al., 2018). Com esta técnica, espera-se uma redução no número de *scanlines* tratadas, o que permitirá um aumento na taxa de quadros e uma redução na quantidade de dados armazenados.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um novo método para geração de imagens por ultrassom, baseado nas técnicas *plane wave* e *sparse arrays*, de forma a permitir uma diminuição na complexidade do *hardware*, com aumento na taxa de quadros, diminuição da quantidade de dados adquiridos e manutenção da qualidade das imagens obtidas.

Para atingir o objetivo geral, este trabalho teve os seguintes objetivos específicos:

- Avaliar os *softwares* de simulação Field II (JENSEN, 1996; JENSEN; SVENDSEN, 1992) e FOCUS (MICHIGAN STATE UNIVERSITY, 2013) para que sejam utilizados como ferramentas de teste e validação;
- Elaborar rotinas para reconstrução de imagens em Matlab¹;
- Elaborar rotinas para processar os dados e imagens da plataforma comercial Verasonics Vantage 128^{TM 2};
- Implementar uma interpolação linear para preencher os dados dos *sparse arrays*;
- Processar os dados obtidos com uma sequência de poucos *frames* para obter uma imagem final;
- Processar os dados obtidos com variação de ângulos;
- Analisar os resultados obtidos através de simulações e testes de validação utilizando-se *phantoms* e plataformas de pesquisas.
- Avaliar o desempenho da técnica escolhida na formação de imagem em termos de resolução axial, lateral, contraste e qualidade da imagem;
- Avaliar a melhor condição de *sparse arrays* do sinal, para que se obtenha níveis de qualidades qualitativamente equiparáveis com a técnica DAS.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

¹ <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>

² <http://verasonics.com>

O trabalho está organizado nos seguintes capítulos: No Capítulo 1 é descrito um resumo geral com os principais objetivos e motivação para elaborar os estudos. No Capítulo 2 é apresentado um resumo do estado da arte do US e das técnicas de geração de imagens. O Capítulo 3 desenvolve a técnica escolhida para obter a imagem. No Capítulo 4 os resultados do trabalho são apresentados. O Capítulo 5 apresenta as discussões, conclusões e as sugestões de trabalhos futuros.

2 REVISÃO TEÓRICA

Este capítulo tem o objetivo de apresentar a fundamentação teórica sobre o processo de imageamento por de US e sobre as principais técnicas de geração de imagens existentes e seus respectivos processamentos.

2.1 SISTEMA DE ULTRASSOM

Uma onda sonora caracteriza-se pela transmissão de energia mecânica, que se propaga através de um meio elástico. Este meio pode ser ar, água ou material sólido que, quando submetido a uma mudança periódica de pressão, faz com que as moléculas oscilem em torno de suas posições de equilíbrio médias (WEBSTER, 2010). A onda de US é uma onda mecânica de alta frequência, superior a 20 kHz, inaudível pelos seres humanos; um indivíduo sem perda auditiva ouve tipicamente a faixa entre 20 Hz e 20 kHz. Frequências abaixo de 20 Hz são chamadas de infrassom (HEDRICK et al., 2005).

Um sistema de US é baseado na detecção da energia acústica refletida dentro de um meio para posteriormente ser visualizada. Na medicina, as imagens representam um órgão humano, cuja imagem é formada pelos ecos refletidos dos tecidos. As ondas de US são obtidas a partir de um transdutor piezoelétrico. O transdutor piezoelétrico é construído com vários elementos piezoelétricos. Esses materiais piezoelétricos geram um potencial elétrico quando são submetidos a uma deformação mecânica; de modo análogo, quando submetidos a um potencial elétrico, eles podem sofrer deformação (HEDRICK et al., 2005).

Um transdutor de US é construído com vários elementos alinhados que, submetidos a um sinal de tensão emitem pulso de ultrassom em direção ao meio que se deseja imagear. A Figura 1 ilustra um transdutor de ultrassom no qual cada elemento piezoelétrico é excitado, submetendo cada elemento a uma deformação mecânica, e quando esta deformação está em um determinado meio irá representar as chamadas ondas ultrassônicas.

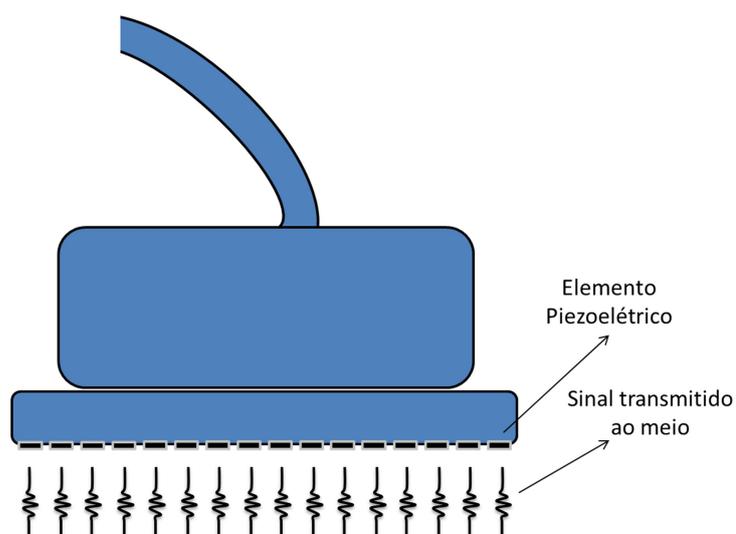


Figura 1 - Transdutor de ultrassom linear e sinal transmitido ao meio.
Fonte: Autoria própria.

Parte da energia das ondas transmitidas ao meio retornará quando atingir algum alvo com impedância acústica distinta em seu caminho. Como neste transdutor se sabe, *a priori*, a posição de cada elemento e seus espaçamentos, o sinal de retorno fornecerá informações de posição e de densidade dos alvos (SHEN et al., 2012). Com base nestas informações é possível construir uma imagem resultante. O sinal de retorno é denominado sinal de *rf* (radiofrequência), ou seja, linha de *rf*.

O sinal de *rf* é composto de vários sinais individuais, provenientes dos elementos do transdutor, e pode ser usado para se obter informações sobre a região iluminada pelo sinal emitido. A Figura 2 ilustra o somatório dos ecos simulados de três pontos espaçados, nas posições $(x,z) = \{(0,50), (4,55), (-2,60)\}$, por um transdutor linear de 96 elementos com frequência central de 5 MHz (SHEN et al., 2012).

Pela Figura 2, pode-se ver que as amplitudes são diferentes em cada posição, sendo que a maior amplitude é a do ponto mais próximo ao transdutor; ou seja, há uma atenuação à medida que a distância aumenta. Analisando cada sinal de *rf* em separado ou em conjunto, é possível obter informações sobre um alvo localizado a certa distância do transdutor, como ilustrado na Figura 3.

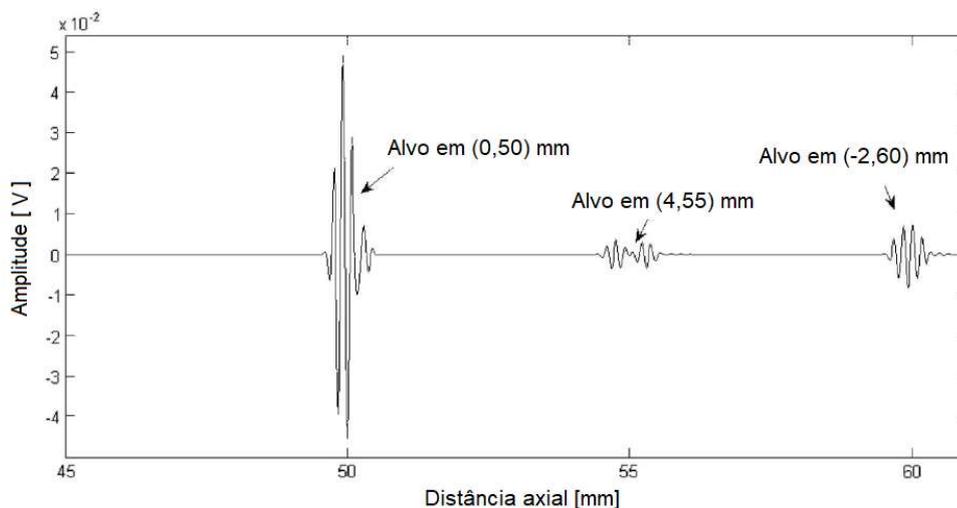


Figura 2 - Sinal de *rf* simulado e somados para três alvos
Fonte: Adaptado de SHEN et al. (2012).

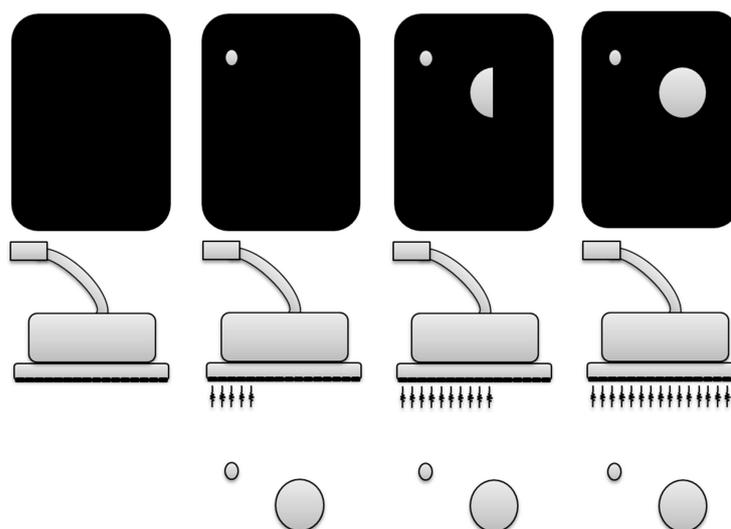


Figura 3 - Imagens reconstruídas a partir dos sinais do transdutor para dois alvos.
Fonte: Autoria própria.

Conforme ilustrado na Figura 3, o sinal adquirido fornece informações importantes para a reconstrução da imagem. A partir de um processamento computacional dos sinais de cada elemento do transdutor, uma imagem em escala de cinza pode ser visualizada.

Basicamente, as imagens geradas por aparelhos de US estão separadas por modos de operação. No modo A os sinais são visualizados em amplitude de sinal versus tempo; no modo B os sinais são apresentados em uma imagem modulada

em brilho; no modo M tem-se a percepção do movimento dos tecidos; finalmente há o modo C, o modo Doppler e combinações entre os modos de operação. A Tabela 1 mostra as características dos modos de operação.

Tabela 1 - Modos de operação de um sistema de US.

Modo de operação	Características
Modo A	Modo Amplitude: sinal é unidimensional e apenas uma linha pode ser observada
Modo B	Modo brilho: modula a amplitude dos ecos obtidos no Modo A em um brilho e através de uma varredura do meio a imagem pode ser construída
Modo M	Modo movimento: baseado nos modos A e B, este acrescenta informações de das estruturas do meio à imagem
Modo C	Através do meio: Utiliza um transdutor para transmitir e outro para receber os sinais após a propagação através do meio
Doppler	Utiliza o desvio de frequências Doppler para calcular velocidade/fluxo sanguíneo e gerar imagens ou para gerar uma saída audível
Combinações	Modos combinados

Fonte: Autoria própria.

Para se realizar as medições dos dados das linhas de rf , o sistema de US comercial utiliza-se de uma técnica de focalização para obter uma melhor imagem a uma determinada profundidade. Esta técnica de focalização age em um grupo de elementos do transdutor, criando uma varredura da área de atuação do transdutor. O princípio da varredura está ilustrado na Figura 4, onde se nota que existe um feixe dos sinais focados em um determinado ponto, a uma determinada profundidade. Este tipo de varredura, que é controlada eletronicamente, possui uma abertura focal designada de abertura sintética. Nesse exemplo, os elementos de 0 a 4 quando disparados são chamados de *scanline*.

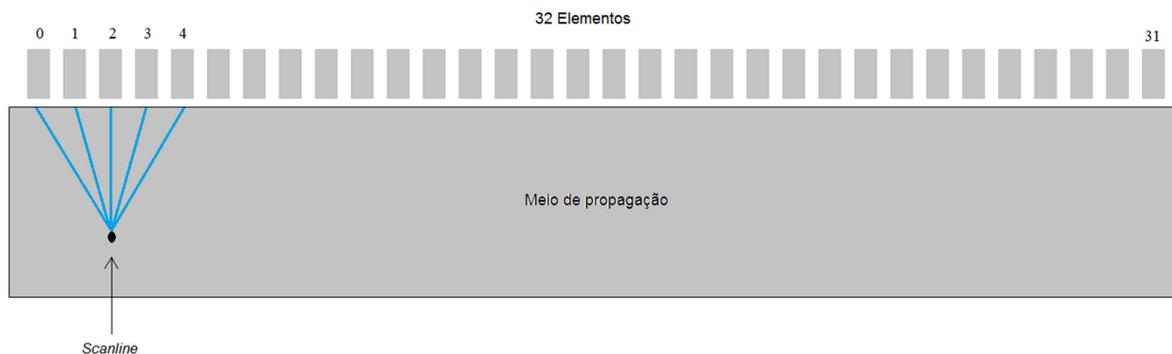


Figura 4 - Sistema de varredura eletrônica com abertura sintética para um grupo de 5 elementos ativos por vez.

Fonte: Autoria própria.

O sinal acústico criado se propaga até o ponto focal. O foco é criado eletronicamente, atrasando o disparo dos elementos. Pela Figura 4 o elemento central (2) é disparado após os elementos (0, 1, 3 e 4) serem disparados da extremidade para o centro. Os disparos atrasados no tempo permitem estabelecer o foco em um determinado ponto. Na Figura 5, as ondas acústicas foram disparadas em grupos separados para formar as linhas de varreduras.

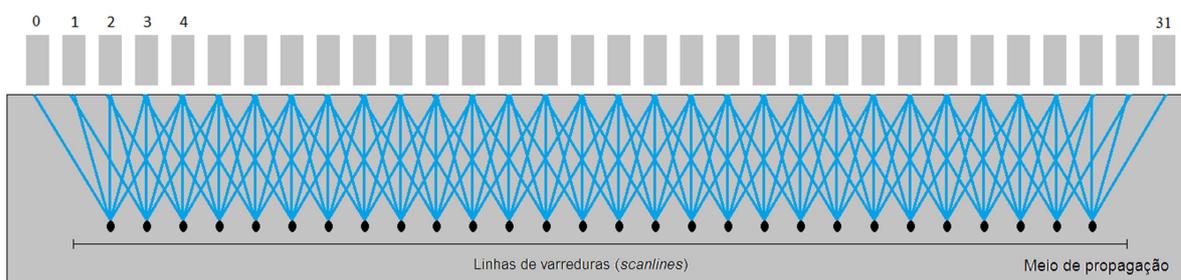


Figura 5 - Sistema de varredura para todos os elementos do transdutor em grupos de 5 elementos, criando linhas de varredura.

Fonte: Autoria própria.

O processo ilustrado na Figura 5 dá origem a um conjunto de sinais, que são armazenados para posterior processamento; esse conjunto caracteriza a técnica *beamforming*.

2.2 BEAMFORMING

A técnica *beamforming* é a parte mais importante na formação da imagem ultrassônica (THOMENIUS, 1996). A imagem pode ser formada por uma grande variedade de *arrays* (arranjo matricial dos elementos) dos transdutores. Os transdutores mais usuais são o linear e *phased array*, sendo que o linear pode ser plano ou convexo (BJÅSTAD, 2009). A Figura 6 mostra os dois tipos de transdutores mais usados em para realizar exames de ultrassom com um equipamento para uso geral.

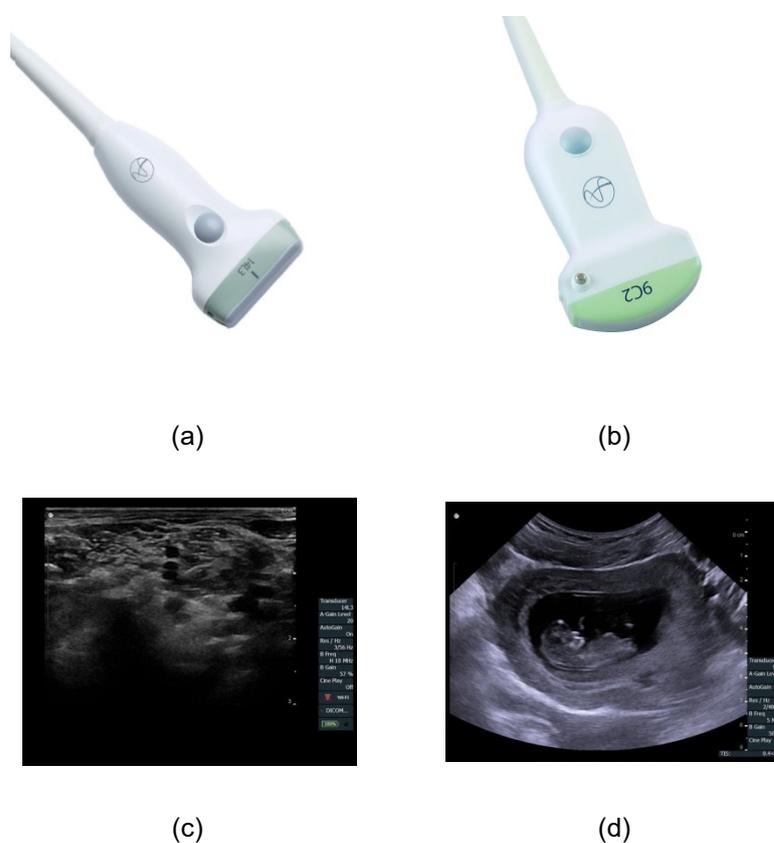


Figura 6 - Tipos de transdutores mais usados. (a) Transdutor linear; (b) Transdutor convexo; (c) Imagem de um transdutor linear; (d) Imagem de um transdutor convexo.

Fonte: Adaptado de BK MEDICAL (2016).

Ambos os transdutores têm o mesmo papel na obtenção de uma imagem; a diferença entre eles é a área de abrangência. Os transdutores no formato convexo têm um alcance maior do que os transdutores lineares na região mais profunda do meio imageado (HEDRICK et al., 2005).

Os sinais recebidos pelos transdutores contêm as informações de cada ponto da imagem. Essas informações passam por um processamento, que inclui ajustes das amplitudes e atraso para cada elemento do transdutor, até se obter a imagem em escala de cinza. A diferença no tratamento de sinais para formação da imagem está na quantidade de informação que está sendo processada.

O *Beamforming* é constituído por um conjunto de sinais adquiridos, cuja dimensão é proporcional ao número de elementos do transdutor e ao número de canais de conversão analógica digital (A/D).

O funcionamento de um transdutor do tipo *phased array* pode ser observado na Figura 7. Na Figura 7(a), o “alvo” é o local a ser analisado, os pulsos de excitação dos elementos do transdutor são disparados e sofrem diferentes atrasos para focar em um determinado ponto (ANDERSON; TRAHEY, 2000).

Depois que os pulsos gerados pelo transdutor alcançam o alvo, eles sofrem reflexão (ecos) e retornam aos elementos do transdutor; em seguida têm seus diferentes atrasos alinhados, pois os sinais originados do ponto alvo sofreram atrasos de propagação. Depois são somados, dando origem a um sinal de grande amplitude com as informações do ponto de interesse, como ilustra a Figura 7(b).

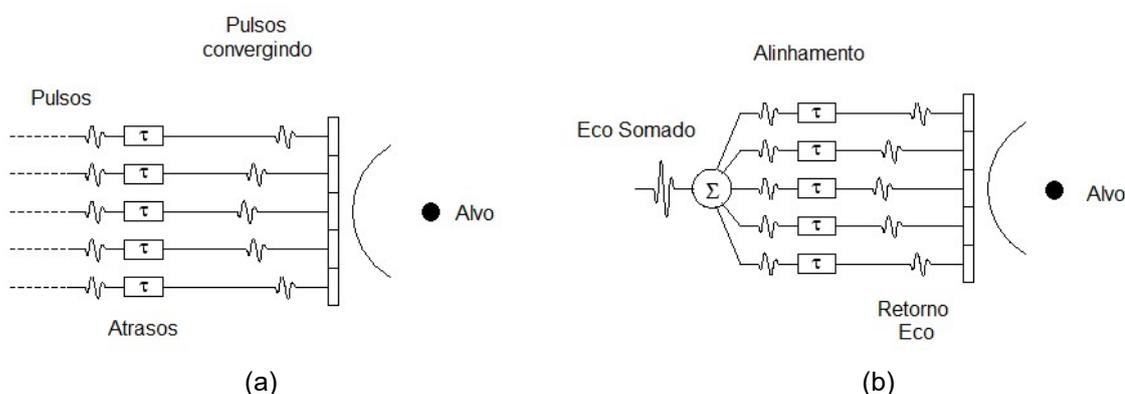


Figura 7 - Princípio do funcionamento do *beamforming* para um transdutor *phased array*. (a) Diagrama dos pulsos emitidos dos elementos piezelétricos e sendo defasados para serem focados a um alvo específico; (b) O diagrama mostra os ecos defasados sendo alinhados e posteriormente somados para obter um sinal de grande amplitude do ponto de interesse.

Fonte: Adaptado de ANDERSON; TRAHEY (2000).

O alinhamento e a soma caracterizam a técnica conhecida como *Delay and Sum* (DAS), em que todos os sinais são somados para obter um único sinal carregado com as informações do alvo em questão, conforme a Equação (1).

$$x(t) = \sum_{m=0}^{M-1} w_m y_m(t - \Delta_m) \quad (1)$$

Onde:

$x(t)$: Sinal de *beamforming* final

m : Número do elemento

M : Número de elementos

w_m : Peso de amplitude para apodização

y_m : Sinal de cada elemento (*rf*)

Δ_m : Atraso para cada elemento

O sinal resultante sofre um pré-processamento para que os valores obtidos sejam equilibrados. Esse pré-processamento utiliza-se de janelas que fazem uma ponderação dos dados, com intuito de minimizar os efeitos dos lóbulos laterais. A este processo dá-se o nome de apodização (MAGEE; ALI, 2009).

Em relação à formação da imagem, é usado o método de varredura que requer muitos disparos dos elementos do transdutor. Este tipo de varredura pode ser feito mecanicamente ou eletronicamente. Na varredura mecânica, o transdutor é movido por um motor e não necessita de circuitos elaborados. Uma das limitações do sistema mecânico é a taxa de quadros, que é limitada pela inércia do sistema que movimenta o transdutor. Esse sistema leva um tempo para acelerar e desacelerar e pode gerar erros na recomposição das bordas laterais das imagens. Já na varredura eletrônica, o transdutor é formado por um *array* de elementos e estes têm que ser disparados um a um ou em grupos.

2.2.1 Ultrassom Convencional

Um sistema de US convencional consiste em escanear um determinado meio usando uma série sucessiva de feixes focados em um ponto do meio, varrendo toda região de interesse. As *scanlines* são armazenadas juntas para reconstruir uma única imagem (HOLFORT et al., 2008). Estes sistemas usam, na transmissão das ondas ultrassônicas, feixes focados para atingirem uma estreita faixa da área a ser analisada. Os sinais recebidos pelos elementos do transdutor sofrem um atraso

dinâmico e são somados para formar uma imagem. O sistema convencional de US é apresentado na Figura 8.

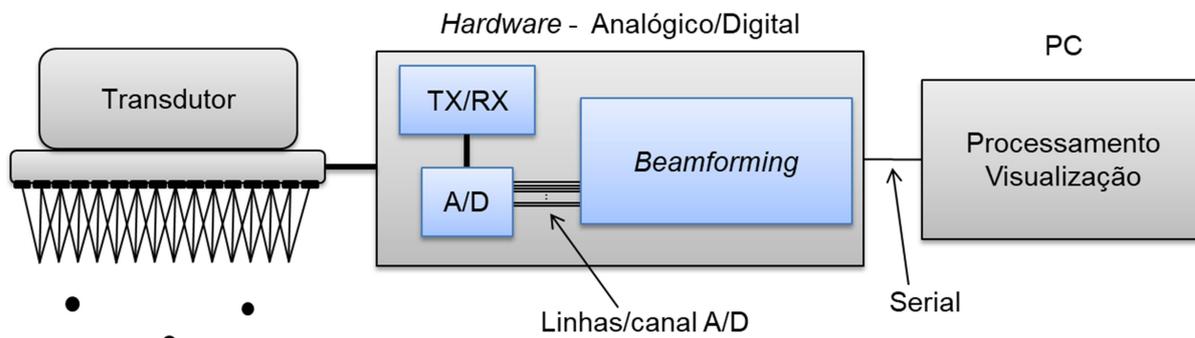


Figura 8 - Diagrama de bloco de um sistema de ultrassom convencional.
Fonte: Adaptado de BERCOFF (2011).

As imagens de US convencionais são formadas a partir de várias *scanlines* focadas em um determinado ponto. Para cobrir toda a região da imagem, a abertura focal deve ser feita ao longo do plano do transdutor (KOTOWICK; ROHLING; LAMPE, 2013).

Esta técnica apresenta a vantagem de requerer um baixo processamento, mas possui baixa resolução além do ponto focal. As imagens podem ser computadas a partir de vários pontos focais para compensar a resolução, mas sofrem pela baixa taxa de quadros por segundo, que é inversamente proporcional ao número de posições focais necessárias para obter uma melhor resolução, ou seja, quanto maior o número de posições focais na imagem, maior será o tempo para formar um quadro desta (KOTOWICK; ROHLING; LAMPE, 2013).

Muitas técnicas de imageamento foram propostas para fornecer uma alta taxa de quadros com poucos feixes de transmissão por quadro (BURCKHARDT, 1974). Dentre as técnicas propostas, as que têm contribuído com grandes avanços são as de abertura sintética (*Synthetic Aperture*) (JENSEN et al., 2006).

2.2.2 Ultrassom *Ultrafast*

No US convencional os feixes das ondas ultrassônicas são aplicados em modo sequencial em uma determinada posição focal do meio que se deseja avaliar. Esses grupos de sinais ultrassônicos (*scanlines*) permitem que seja criada uma

imagem de uma região, cujo tamanho depende das dimensões do transdutor e da abertura sintética utilizada.

O avanço da tecnologia de miniaturização de diversos componentes eletrônicos permitiu que novos processadores fossem desenvolvidos. A arquitetura de CPUs *multicore* e GPUs (*Graphical Processing Unit*) tem permitido o processamento paralelo de milhares de canais simultaneamente, levando ao desenvolvimento de novas técnicas de processamento e reconstrução de imagens de ultrassom (BERCOFF, 2011).

Há arquiteturas baseadas na aquisição de US *Ultrafast* com foco na aquisição em tempo real (BJÅSTAD, 2009; JENSEN et al., 2005; SHEN et al., 2012). A Figura 9 apresenta o diagrama de blocos para a arquitetura *Ultrafast*.

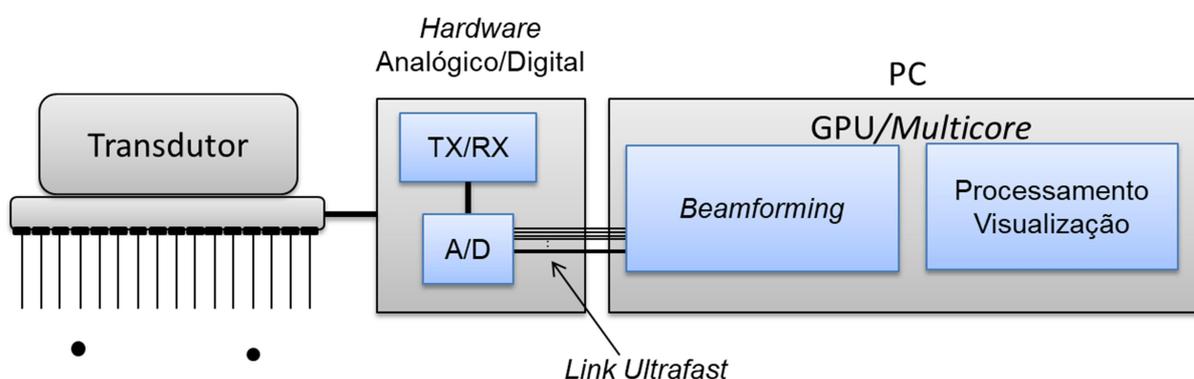


Figura 9 - Diagrama de bloco de um sistema de ultrassom *Ultrafast*.
Fonte: Adaptado de (BERCOFF, 2011).

No sistema *Ultrafast* e no convencional o hardware é praticamente o mesmo, com partes analógicas e digitais semelhantes. A grande diferença está posterior a este bloco. Conforme visto na Figura 9, os dados transmitidos para o próximo bloco têm a grande diferença na velocidade de transmissão. No *Ultrafast* é possível usar um processador *multicore* onde existe um *link* de transmissão de alta velocidade através de barramento com taxas na ordem de 50 *Gbaud* via *HiperLink* (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

Posteriormente à transmissão dos dados em alta taxa, o sistema tem a vantagem de utilizar um elevado número de núcleos com microprocessadores para realizar o processamento necessário, aumentando a taxa de quadros por segundo ou melhorando a resolução da imagem final.

A técnica de ondas planas (*Plane wave*) com a adição de angulação na transmissão dos feixes ultrassônicos proporcionou grandes avanços no processamento em tempo real (MONTALDO et al., 2009). Outras técnicas, como a elastografia também se beneficiaram com grandes avanços nas análises na rigidez dos tecidos e têm demandado elevado uso de processamento, tornando a utilização de sistemas *multicore* de fundamental importância (LUO et al., 2011).

2.2.3 Abertura Sintética

A técnica de abertura sintética de imagem em US foi originalmente concebida para os sistemas de radares em 1950. Em sistemas de US médico, esta técnica começou a ser estudada para gerar imagens entre o final dos anos 1960 e no começo dos anos 1970 (BUSSE, 1992; JENSEN et al., 2006). No final dos anos 1970 foi implementada em computadores digitais e nos finais dos anos 1980 foi aprimorada (JENSEN et al., 2006).

Um sistema de radar geralmente usa um único transmissor e um único receptor e a geração da informação pela abertura sintética vem do movimento da antena do sistema de radar. Já no sistema de US, tem-se um *array* de elementos piezoelétricos fixos e a informação vem da aquisição dos dados de parte dos elementos do *array* a fim de reduzir a quantidade de canais A/D (JENSEN et al., 2006).

Na técnica de abertura sintética, inicialmente proposta por JENSEN et al. (2006) e ilustrada na Figura 10, cada imagem é obtida pelo disparo de um elemento do transdutor, enquanto a recepção é feita por todos os elementos ou parte deles, em função do número de canais de recepção, posteriormente a quantidade de elementos na transmissão foi alterada para grupos de elementos.

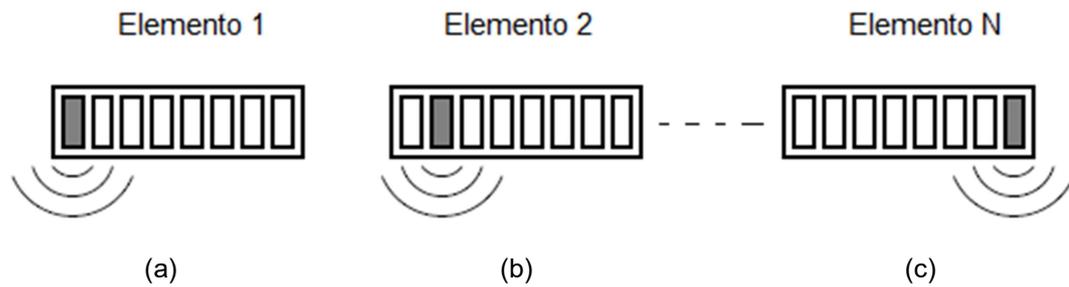


Figura 10 - Processo de abertura sintética para formação da imagem. (a) O primeiro elemento é disparado e todos os elementos recebem o sinal de eco, (b) O segundo elemento é disparado e todos os elementos recebem o sinal de eco e (c) O N-ésimo elemento é disparado e todos os elementos recebem o sinal de eco.

Fonte: Adaptado de JENSEN et al. (2006).

Cada elemento é disparado em um instante específico e, para cada disparo, todos os elementos recebem o sinal de eco. Este processo leva um tempo de execução, de forma que a taxa de quadros se torna baixa. Posteriormente, um bloco de DAS é utilizado para se reconstruir a imagem, como ilustra a Figura 11.

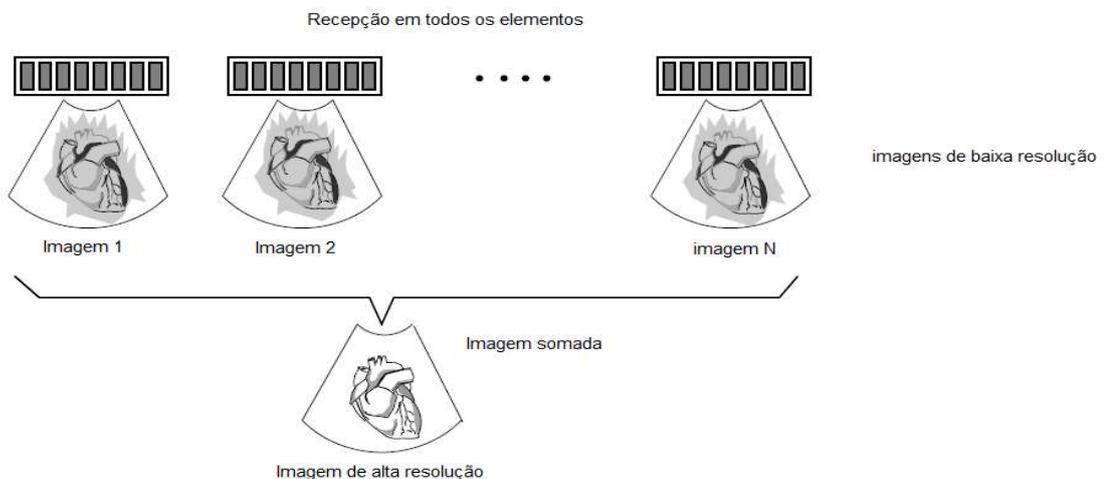


Figura 11 - Composição de imagens de baixa resolução, obtidas por meio da abertura sintética.

Fonte: Adaptado de JENSEN et al. (2006).

2.2.4 Sinal em *Plane Wave* (Onda Plana)

Uma das técnicas que vem sendo pesquisadas para reduzir a complexidade do *hardware* é a *plane wave* (SHEN et al., 2012). Este método tem como princípio a

utilização de todos os elementos disponíveis do transdutor, que são disparados simultaneamente, sem a utilização de um foco. A Figura 12 ilustra esta técnica.

Uma vantagem desta técnica é o fato que, para que todos os elementos sejam disparados simultaneamente, só é necessário um único circuito de disparo (SHEN et al., 2012). Com isso, o *hardware* para gerar o pulso fica reduzido em complexidade e em custo.

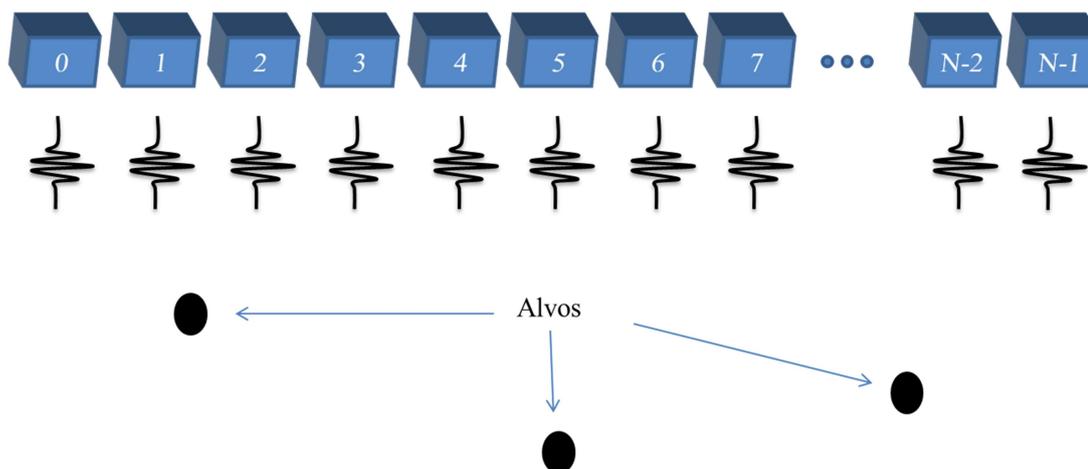


Figura 12 - Técnica de *plane wave*, em que todos os elementos são disparados e todos os elementos recebem os ecos.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 13(a) ilustra o comportamento do sinal de pressão sendo emitido com uma focalização em ângulo zero, ou seja, todos os elementos são disparados ao mesmo tempo. Esta simulação foi baseada e gerada nos exemplos disponíveis na plataforma FOCUS (MICHIGAN STATE UNIVERSITY, 2013). Os sinais de eco são recebidos por todos os canais de recepção para posterior processamento, conforme ilustra a Figura 13(b) simulada em ambiente Matlab.

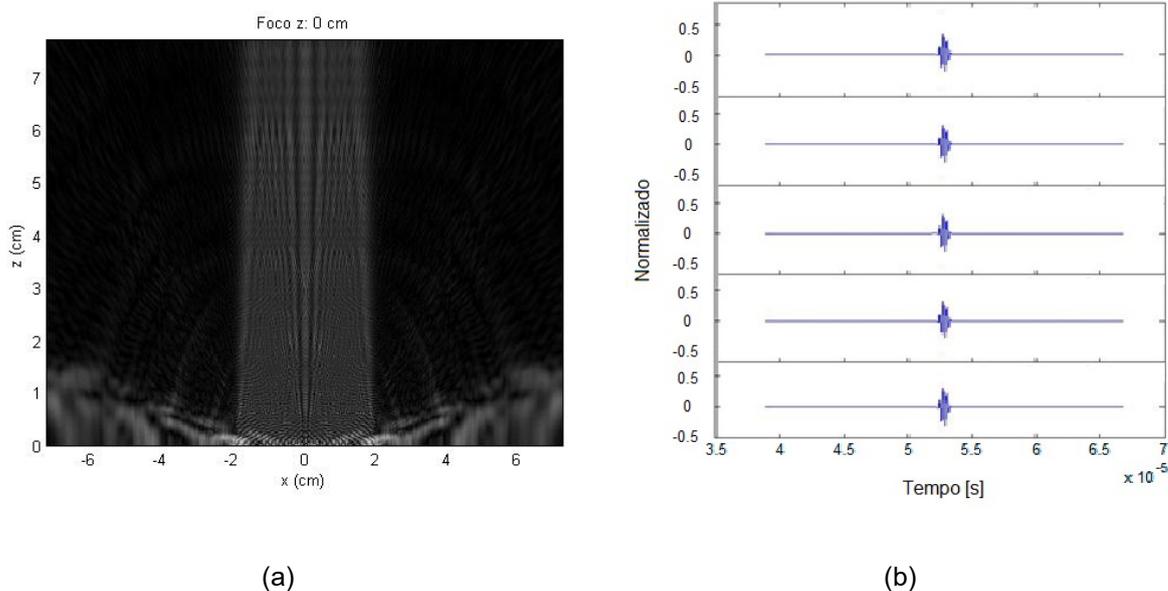


Figura 13 - Sinal em *plane wave*. (a) Onda de pressão com sinal emitido com foco em zero. (b) Elementos do transdutor emitindo o pulso.

Fonte: Autoria própria.

Está técnica elimina a construção do *scanline*, aumentando a taxa de quadros e gerando uma “fotografia” do alvo. Com os disparos de todos os elementos, o sistema cobre uma área maior e não somente um ponto focal. A desvantagem desta técnica é a redução do nível de SNR (*Signal to Noise Ratio*) e da resolução da imagem.

Comparado ao sistema de US convencional, o sistema em *plane wave* apresenta vantagem em relação ao alcance do sinal ultrassônico. O sistema baseado em *plane wave*, apresentado na Figura 14(a), tem maior alcance e imagem maior, pois no sistema de US convencional, representado pela Figura 14(b), 14(c) e 14(d), o foco desejado limita tanto o alcance quanto o tamanho da imagem.

Nos sistemas de US convencionais, para frequências menores, o alcance é maior e a cobertura de área é maior; à medida que a frequência aumenta, a profundidade diminui e a área coberta também. Em comparação, no *plane wave* a área a ser observada se mantém constante para uma determinada frequência. A Figura 14 ilustra os tamanhos de imagens obtidas utilizando-se uma determinada frequência e a técnica de reconstrução *plane wave* (a) e o método tradicional DAS com diferentes posições focais (b), (c) e (d).

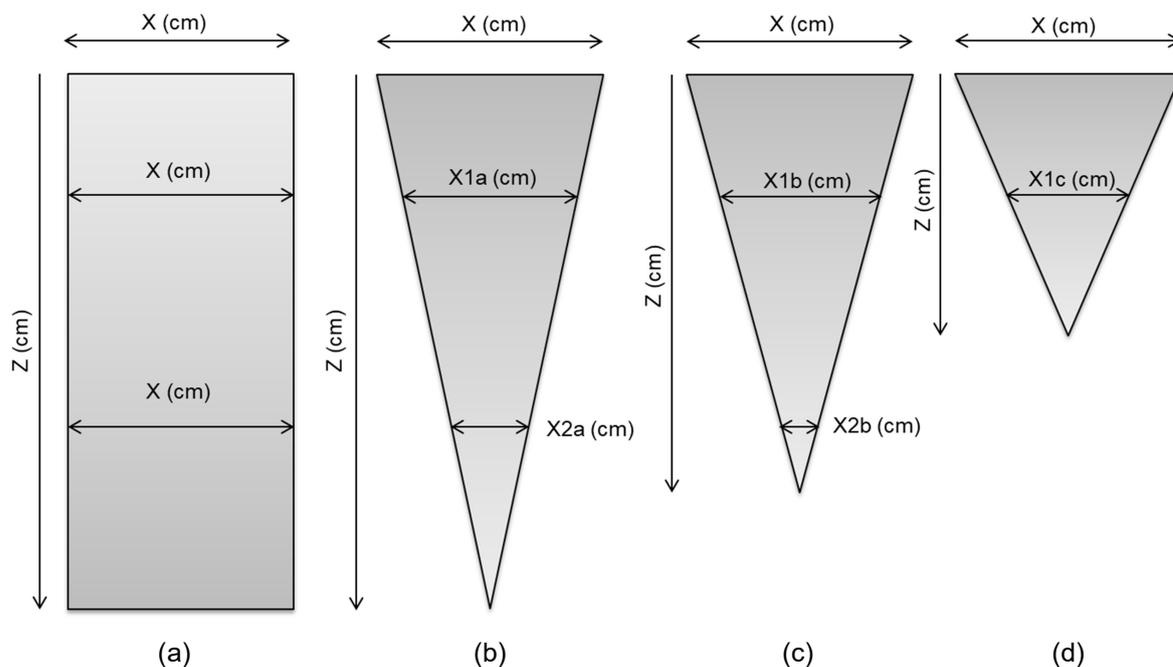


Figura 14 - Comparação entre a área de cobertura. (a) Sinal com *plane wave* sem ponto focal. (b, c e d) Sinal com técnica tradicional DAS com foco em diferentes posições e mesma frequência de excitação do transdutor.

Fonte: Autoria própria.

2.2.5 *Plane Wave* Coerente

Outra técnica usada por Shen et al. (2010), proposta por Montaldo et al. (2009), é a técnica de *plane wave* coerente. Esta técnica usa a correlação dos sinais para gerar uma base de dados e formar a imagem. A Figura 15 ilustra este processo de transmissão.

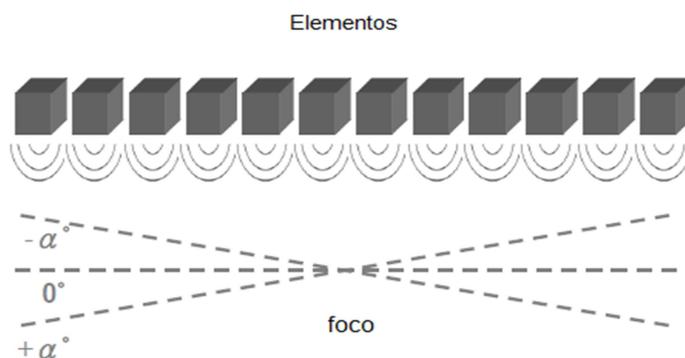


Figura 15 - Técnica de *plane wave* coerente, na qual todos os elementos são disparados ao mesmo tempo com uma inclinação.

Fonte: Adaptado de SHEN et al. (2010).

A técnica difere do *plane wave* anterior pelo fato que a transmissão é feita com diferentes ângulos que são definidos a critério do operador, criando um foco na transmissão, conforme visto na Figura 16. A composição da imagem é feita por vários *frames*, em diversos ângulos. Montaldo et al. (2009) descreve uma melhora na resolução lateral, no contraste e na SNR quando comparado com os resultados dos sistemas de modo B e somente o *plane wave* sem angulação.

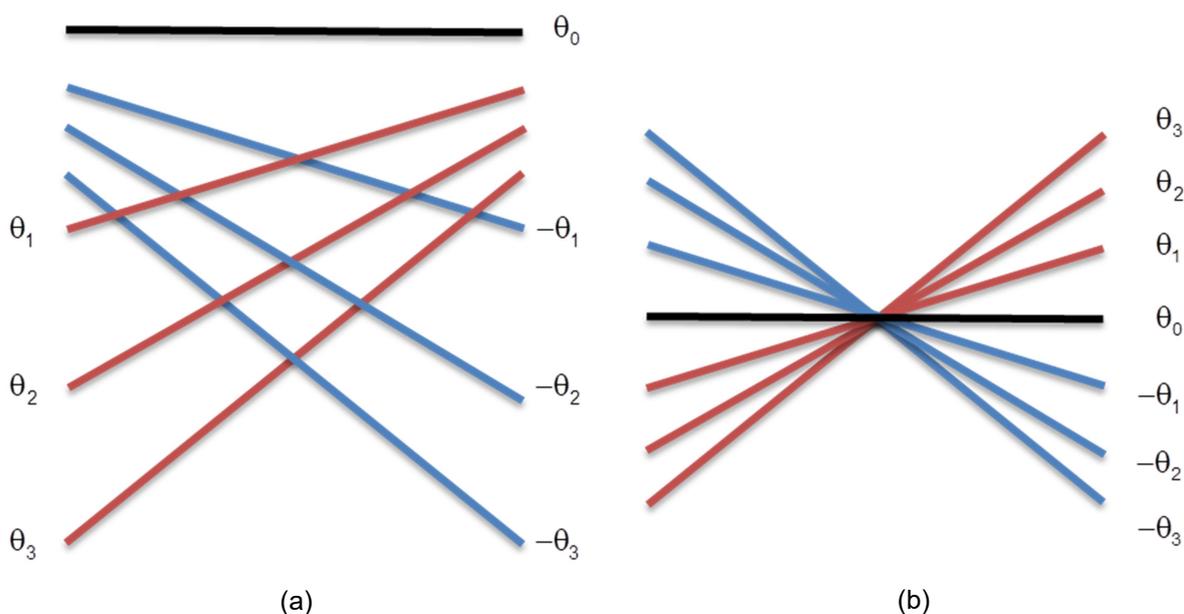


Figura 16 - Técnica de *plane wave* coerente, na qual todos os elementos do transdutor são disparados com diferentes inclinações. (a) Planos disparados em separado. (b) Representação de um ponto focal pela intersecção das frentes de onda.

Fonte: Autoria própria.

Um ponto importante é que a taxa de quadros está limitada pelo número de ângulos requeridos, ou seja, muitos ângulos de disparo demandam muito tempo de processamento, reduzindo a taxa de quadros.

O tempo de propagação da onda e do eco, considerando o meio homogêneo, pode ser obtido pela expressão da velocidade, Equação (2), em que V_m representa a velocidade média, ΔS a distância percorrida entre o emissor e o alvo e ΔT o intervalo de tempo, ou seja:

$$V_m = \frac{\Delta S}{\Delta T} \quad (2)$$

Considerando o tempo do sinal de pulso do transdutor até o alvo e o retorno do sinal para o ponto de partida ($S_0 = 0$), deve-se que considerar o caminho duas vezes, conforme indicado na Equação (3):

$$Vm = \frac{2\Delta S}{\Delta T} \quad (3)$$

Desta forma, o tempo de propagação do sinal de ida e volta para um meio homogêneo (T), considerando a velocidade de propagação do som constante no meio (c) é dado pela Equação (4):

$$T = \frac{2\Delta S}{Vm} = \frac{2S}{c} \quad (4)$$

Onde o ΔS é considerado do ponto inicial em zero e passa a ser denominado por S . A Figura 17 mostra a diferença entre o sinal *plane wave* sem angulação ($\alpha = 0^\circ$) e o sinal considerando um determinado ângulo α . Na Figura 17 a focalização do ponto (x,z) é trivial e facilmente determinada pela relação de Pitágoras, onde x é a direção lateral e z a direção axial. Nota-se que a angulação afeta a determinação do ponto focal. Com base nas expressões da Figura 17, é possível encontrar o tempo de trajeto da onda ultrassônica, desde o disparo até o seu retorno, por meio da Equação (4).

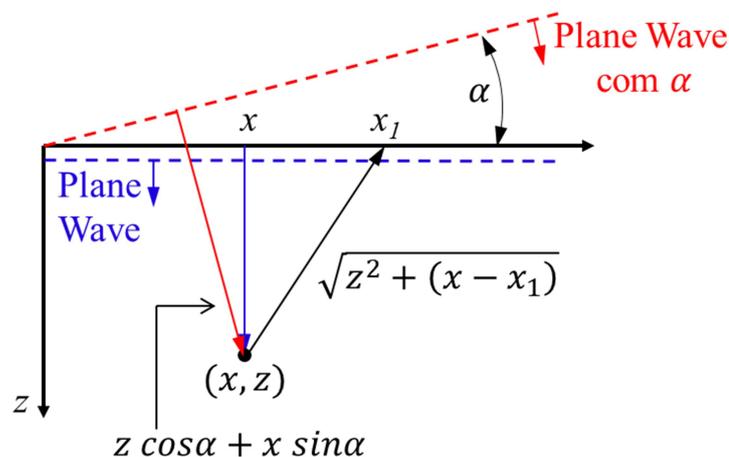


Figura 17 - Projeção do ponto em *plane wave* (linha tracejada em azul) e Sinal *plane wave* (linha tracejada em vermelho) com angulação.

Fonte: Adaptado de MONTALDO et al. (2009)

Considerando a Equação (4) e as expressões da Figura 17 para $\alpha = 0$ (tracejado em azul), o tempo do sinal de eco de ida e retorno (τ) para um ponto (x,z) em função de uma posição inicial x_1 , onde x_1 é a posição relativa a um determinado elemento de um transdutor, é dado pela Equação (5):

$$\tau(x_1, x, z) = \frac{z + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}}{c} \quad (5)$$

Cada ponto (x,z) da imagem é obtido pela adição da contribuição coerente de cada espalhamento, ou seja, os atrasos dos sinais de eco representado por $rf(x_1, t)$ para um atraso $\tau(x_1, x, z)$ em relação ao ponto x_1 (MONTALDO et al., 2009).

$$S(x, z) = \int_{x-a}^{x+a} rf(x_1, \tau(x_1, x, z)) dx_1 \quad (6)$$

O termo de integração a se refere a um grupo de elementos do transdutor que contribuem com o sinal. $S(x,z)$ representa o sinal de rf devidamente alinhando ao tempo em relação ao ponto referente elemento do transdutor x_1 , para uma frente de onda, conforme visto pela Equação (6). Considerando a inclinação α (tracejado em vermelho) da Figura 17, o tempo de ida até o ponto (x,z) e o tempo de retorno é dado pelas Equações (7) e (8), respectivamente.

$$\tau_{ida}(\alpha, x, z) = \frac{z \cos \alpha + x \sin \alpha}{c} \quad (7)$$

$$\tau_{retorno}(x_1, x, z) = \frac{\sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}}{c} \quad (8)$$

Assim, o tempo total de ida e volta é dado pela Equação (9):

$$\tau_{total}(\alpha, x_1, x, z) = \tau_{ida} + \tau_{retorno} \quad (9)$$

A imagem obtida é representada do mesmo modo que é indicado na Equação (6), levando em consideração a angulação e o tempo total, resultando em uma imagem de melhor qualidade pela aplicação dos diversos ângulos α de disparo (MONTALDO et al., 2009).

2.2.6 Sparse Array (Array Esparso)

Um *array* é a forma com a qual se representa um conjunto de dados do mesmo tipo e armazenados em uma sequência de endereços em uma memória. Os *arrays* podem ser representados como um vetor, matriz ou estrutura.

Quando apenas parte dos elementos de um *array* é utilizada, eles são ditos *arrays* esparsos. Um *array* é dito esparsos quando a maioria dos seus elementos tem valor nulo (LOPES, 1999; PATTERSON; HENNESSY, 2014; SAAD, 2001). A Figura 18 ilustra um *array* esparsos unidimensional.

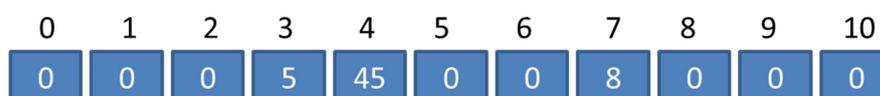


Figura 18 - Exemplo de um *array* esparsos unidimensional.

Fonte: Autoria própria.

Computacionalmente, quando há muitos valores nulos, há dados desnecessários sendo armazenados em memória, desperdiçando espaço que poderia armazenar valores relevantes (SCIALLERO; TRUCCO, 2015).

A representação pode ser feita de uma maneira diferente com intuito de reduzir o tamanho do vetor final e com isso reduzir o espaço de armazenamento. Esta representação deve levar em conta somente valores não nulos. Na Figura 19 é apresentado um *array* esparsos com os valores relevantes a serem armazenados.



Figura 19 - Representação de um *Array* esparsos com valores relevantes.

Fonte: Autoria própria.

Conforme ilustrado na Figura 18, a grande quantidade de zeros implica no armazenamento de grande quantidade de informação que pode ser suprimida. Neste caso, uma representação mais eficiente deve ser feita para minimizar o espaço de armazenamento. Uma possibilidade seria representar o *array* com a posição do número e em seguida o valor contido na posição. Em um *array* unidimensional, cada posição pode ser representada por um valor de posição. Então, o *array* da Figura 19 seria representado conforme mostrado na Figura 20, em que são representadas as posições e as informações referentes às respectivas posições.

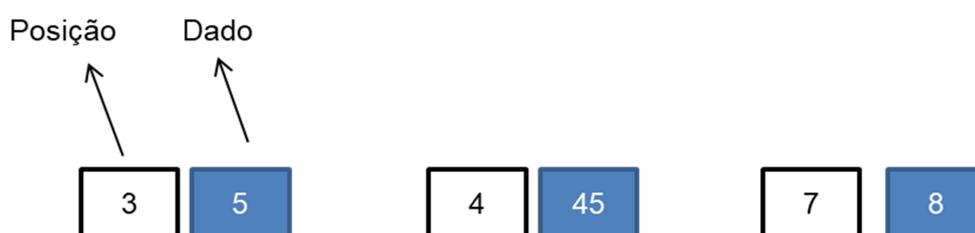


Figura 20 - Representação de um *array* esparsos com as informações importantes.
Fonte: Autoria própria.

Em relação à implementação do *array* via código, bastaria o programador informar, via um protocolo inicial, os dados referentes ao tamanho real do *array* para posterior processamento e os dados propriamente ditos em uma sequência de posições e dados.

A representação de um *array* bidimensional esparsos (matriz) (PATTERSON; HENNESSY, 2014; SAAD, 2001), é vista na Figura 21; a sua representação muda em relação a vetor, pois, neste caso, existirão outras informações baseadas nas posições das linhas e colunas.

		Colunas				
		0	1	2	3	4
Linhas	0	1	0	20	0	5
	1	0	0	0	8	0
	2	0	7	9	0	12
	3	65	0	0	1	0

Figura 21 - *Array* bidimensional esparsos.
Fonte: Autoria própria.

Em relação à sua representação com os dados não nulos, basta informar as linhas, as colunas e os valores correspondentes. Desta forma, os dados apresentados na Figura 21 teriam sua representação contendo somente as posições e dados não nulos, conforme visto na Figura 22.

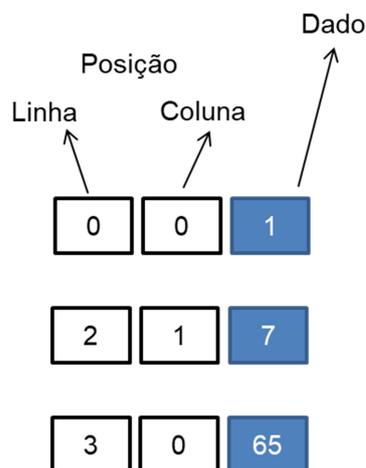


Figura 22 - Representação de parte de uma matriz esparsa com o valores não nulos.
Fonte: Autoria própria.

Analisando a Figura 22, pode-se notar que, para esta representação, seria necessário anexar a informação da posição da linha e da coluna, além do dado propriamente dito. Analisando a matriz da Figura 21, vemos que ela possui 4 linhas por 5 colunas, com 20 posições para informações. Com a forma de representação ilustrada na Figura 22, em função das posições a serem armazenadas e dos valores correspondentes, seriam necessárias 27 posições, levando à conclusão que a matriz original não é esparsa propriamente dita pois, neste caso, são necessários muitos dados para sua representação.

Algumas questões permanecem abertas no que tange à elaboração dos algoritmos de manipulação de estruturas:

- ✓ Há a necessidade de informar as linhas?
- ✓ Há a necessidade de informar as colunas?
- ✓ Há a necessidade de se formar uma nova matriz?
- ✓ Pode-se criar, em vez de uma matriz, um vetor?

Dadas essas questões, é necessária uma análise mais criteriosa sobre a aplicação e sobre como são atribuídos os dados, para que seja possível determinar a sua representação final. Com a definição da melhor representação é possível otimizar o código final (LOPES, 1999).

2.2.7 Plane Wave – Representação Esparsa

De uma forma geral, a quantificação do grau de esparsidade é contar a quantidade de números com valores não nulos em uma amostra.

A representação de um sinal esparsa tem várias aplicações em uma variedade de problemas em diversas áreas, e apresentam inúmeras vantagens incluindo aumento da resolução, melhoria da robustez ao ruído e a correlação das fontes emisoras de sinais ultrassônicos, o que é desejado para as imagens de US com *plane wave* (SHEN et al., 2011, 2012).

A técnica de representação esparsa vem sendo usada em muitos trabalhos envolvendo US. Segundo SHEN et al. 2012, após o uso de *plane wave* para aumentar a taxa de quadros, a representação esparsa dá um grande ganho nos aspectos de baixa resolução do *plane wave* puro.

A representação esparsa de um sinal tem uma vantagem, pois apresenta um ganho na resolução e melhora a correlação em relação as fonte emisoras que são os custos que influem na redução devido à abertura de transmissão, resolução e o alargamento dos lóbulos laterais. Fuchs (2001) e Shen et al. (2012) propuseram a técnica *Sparse Representation Beamformer* (SRBF). O método é ilustrado no diagrama em blocos da Figura 23 que mostra o tratamento conferido aos dados vindos do sistema de aquisição.

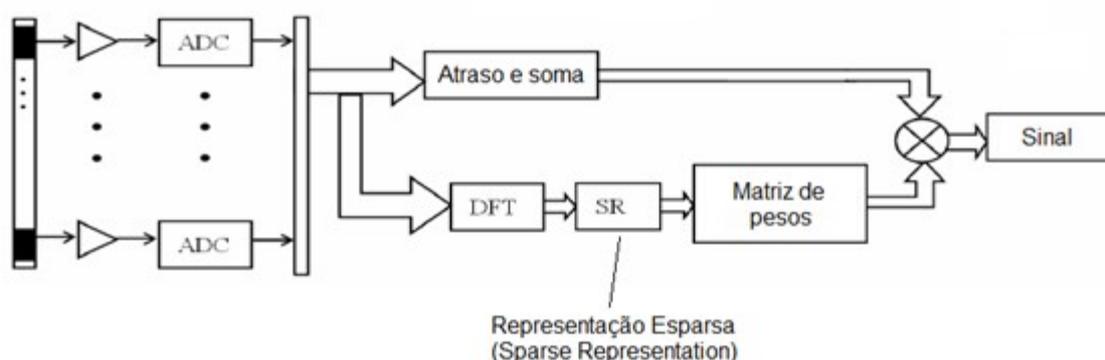


Figura 23 - Diagrama em blocos do algoritmo SRBF para representação esparsa.
Fonte: Adaptado de Shen et al. (2011).

O bloco DFT (*Discrete Fourier Transform*) indica que é utilizada a Transformada Discreta de Fourier para ser computada no bloco de representação esparsa.

Este algoritmo compara o sinal recebido do tipo *plane wave* para dois processamentos distintos do mesmo sinal de entrada. O sinal passa pelo processo DAS e, paralelamente, por outro processamento que envolve a representação esparsa no domínio da frequência para depois serem multiplicados e gerar a imagem final. A matriz de pesos é determinada segundo os critérios condicionados no bloco SR (*Sparse Representation*).

A escolha dos critérios para a representação esparsa não leva em conta a especialidade de cada sinal e sim a correta escolha do algoritmo que tenha melhor desempenho para um determinado tipo de sinal (YANG et al., 2009).

Em relação ao desenvolvimento do algoritmo com representação esparsa da Figura 23, os autores comentam que não foi possível a seleção dos parâmetros em tempo real, o que permanece ainda um tema a ser pesquisado (SHEN et al., 2012).

2.3 GERAÇÃO DE IMAGEM UTILIZANDO A TÉCNICA MIGRAÇÃO STOLT

Conforme descrito na seção 2.2, existem várias técnicas de geração de imagens de US. Neste trabalho um dos objetivos foi avaliar e adaptar as técnicas existentes para gerar as imagens com a utilização de *arrays* esparsos, diminuindo desta maneira o tempo de aquisição dos dados. Nesta seção é descrita a técnica baseada na proposta desenvolvida por Stolt (1978). Esta técnica é chamada de Migração Stolt.

A migração Stolt (*Stolt's migration*) é a base de estudos geofísicos desde 1950 (GARCIA et al., 2013; STOLT, 1978). O processo de migração visa migrar eventos ocorridos devido à reflexão sobre as irregularidades nas interfaces com diferentes impedâncias acústicas para as posições corretas em relação ao receptor (GAZDAG; SCUZZERO, 1984).

A ideia da migração é reconstruir um mapa refletivo da área estudada a partir de dados sísmicos gravados na superfície. O sinal sísmico é obtido por um receptor

tipo geofone, o qual recebe uma superposição de ondas sísmicas oriundas de várias direções do subterrâneo (GAZDAG; SCUZZERO, 1984).

O termo migração se refere ao movimento de eventos observados nas posições espaciais. A migração é um problema inverso, pois as ondas gravadas são propagadas de volta e correspondem à localização do refletor e com conhecimento da área analisada (GAZDAG; SCUZZERO, 1984). Desta forma, por analogia às imagens sísmicas, este processo é usado na construção das imagens de US.

Baseado na técnica de Stolt, e com o uso da transformada rápida de Fourier (FFT), o método foi adaptado para o uso em modo *plane wave* (GARCIA et al., 2013; TARNEC et al., 2012). O uso da FFT no *beamforming* ultrassônico vem sendo objeto de estudos desde o começo dos anos 1980 (NAGAI, 1985). Imagens podem ser transformadas do domínio do tempo para o domínio da frequência levando a um ganho na velocidade computacional. A vantagem de se fazer esta transformada é que um algoritmo de FFT é rápido e que os coeficientes da imagem resultante do processo têm um valor muito menor do que os coeficientes da imagem real (TANTER; FINK, 2014). Computacionalmente o tamanho do dado armazenado é importante, pois requer pouco espaço em memória para ser usado (LOPES, 1999; WEBSTER, 2010).

Este modelo clássico de análise sísmica é baseado no modelo do refletor explosivo (ERM – *Exploding Reflector Model*), o qual assume que todos os refletores no meio explodem simultaneamente no campo de onda (*Wave Field*) em $t = 0$ (tempo da explosão), tornando-se uma fonte acústica emissora, como ilustrado no item (b) da Figura 24.

A migração Stolt foca no tempo reverso de propagação da onda, ou seja, o tempo de trânsito do sinal após a explosão, baseado no prévio conhecimento da superfície do campo de onda em $z = 0$. Em outras palavras, o campo de onda acústico, para ser migrado, deve refletir o real caminho de propagação de ida e volta.

Considerando que estas fontes emitem sinais simultaneamente, basta determinar o tempo de volta do sinal ao sensor e não o tempo de “vai e vem”, que será considerado o tempo de propagação da onda entre o alvo e o emissor. Na Figura 24(a), o sinal *plane wave* é disparado em $z = 0$ até atingir o alvo, ocorrendo o espalhamento. Comparando as duas figuras, pode-se ver a diferença entre os momentos em que ocorrem os espalhamentos.

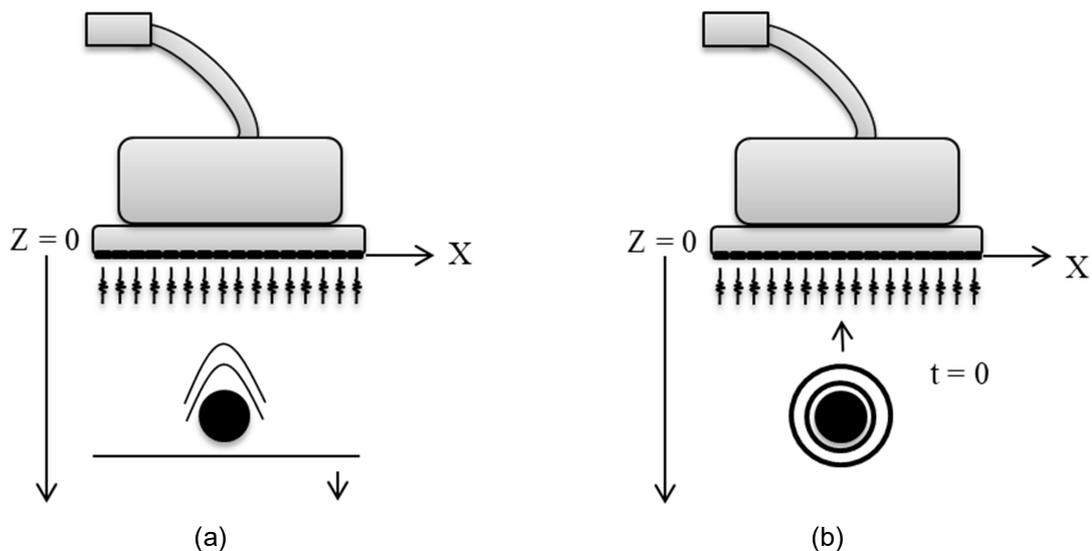


Figura 24 - Representação do sinal de retorno do eco. (a) Representação dos sistemas atuais. (b) Representação segundo o modelo ERM.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 24 ilustra o sinal *plane wave* passando por um primeiro alvo e o modelo refletor explosivo onde os alvos emitem os sinais ao mesmo tempo. Para que um campo acústico possa ser migrado, o modelo refletor explosivo deve refletir a real propagação com precisão. Em outras palavras, deve-se procurar as fontes refletoras onde as hipérbolas do modelo refletivo que representam um alvo refletido, combinem com as hipérbolas (Figura 25(b)) do sinal *rf*. O método de Stolt consiste em encontrar estas fontes virtuais, seguida por transformações espaciais que cubram todas as reais posições do espalhamento (GARCIA et al., 2013).

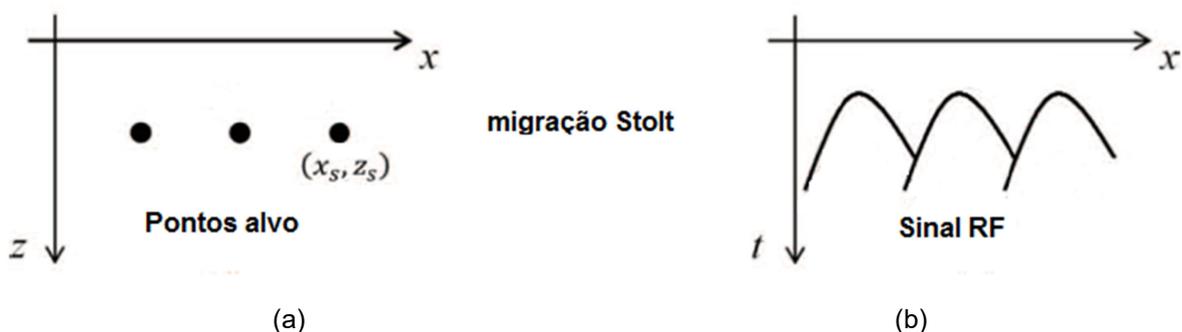


Figura 25 - Representação de alvos e hipérbolas para migração Stolt. a) Sinal com alguns alvos e b) sinal de *rf* com as hipérbolas alinhadas.

Fonte: Adaptado GARCIA et al. (2013) TARNEC et al. (2012).

A situação da Figura 25, é chamada de configuração *zero-offset*, onde cada elemento do transdutor transmite o sinal de impulso e recebe o eco de *rf* ao mesmo tempo. Nesta configuração, o espalhamento posicionado no ponto do alvo em (x_s, z_s) e representado por uma hipérbole (Figura 25(b)) leva um tempo (τ_s) até o sinal de eco chegar ao transdutor. Este tempo é determinado pela Equação (10) e depende da posição x de cada elemento do transdutor.

$$\tau_s(x) = \frac{2}{c} \sqrt{(x_s - x)^2 + z_s^2} \quad (10)$$

onde:

x_s : Posição do espalhamento em relação ao eixo x (cm);

z_s : Posição em profundidade (cm);

c : Velocidade de propagação no meio (m/s);

s : Notação de espalhamento (*scattered*).

O transdutor tem N elementos dispostos ao longo do eixo x e, por convenção, para posterior processamento, o elemento central (a origem) tem a posição $(0,0)$. A Equação (10) já considera o tempo do sinal até atingir o alvo e voltar (a constante 2 foi incluída para isso). O método refletor explosivo determina que cada alvo é uma fonte geradora de espalhamento. Neste caso o τ_s pode ser reescrito com τ_e :

$$\tau_e(x) = \frac{1}{c_e} \sqrt{(x_e - x)^2 + z_e^2} \quad (11)$$

onde:

x_e : Posição do espalhamento em relação ao eixo x (cm);

z_e : Posição em profundidade do emissor (cm);

c_e : Velocidade de propagação no meio (m/s);

e : Notação de explosivo (ERM)

Na Equação (11) considera-se somente o tempo de um trajeto, ou seja, um único percurso do sinal até o transdutor, já que o ponto de partida é o ponto emissor considerado uma fonte geradora de sinal.

Considerando que (x_s, z_s) deve coincidir com (x_e, z_e) , obtém-se:

$$\tau_s(x) = \tau_e(x) \quad (12)$$

$$\frac{2}{c} \sqrt{(x_s - x)^2 + z_s^2} = \frac{1}{c_e} \sqrt{(x_e - x)^2 + z_e^2} \quad (13)$$

Obtendo:

$$\frac{1}{c_e} = \frac{2}{c} \quad (14)$$

Desta forma:

$$c_e = \frac{c}{2} \quad (15)$$

A equação resultante considera somente metade da velocidade de propagação no meio para o uso do método ERM.

As publicações de Garcia et al. (2013) e Tarnec et al. (2012) detalham todo o procedimento e as equações para o uso do modelo ERM. No trabalho há códigos exemplos para serem usados e informações disponíveis em uma página *web*.

A principal ideia do processo de migração é reconstruir imagens de US a partir de sinais *rf* em *plane wave* (Figura 26). No trabalho de Stolt (1978) é usada a transformada de Fourier para transpor as imagens de um plano para outro. Os algoritmos desenvolvidos para este processo de migração a partir da transformada de Fourier tendem a encontrar os picos das hipérbolas, onde está centrada a localização do alvo requerido.

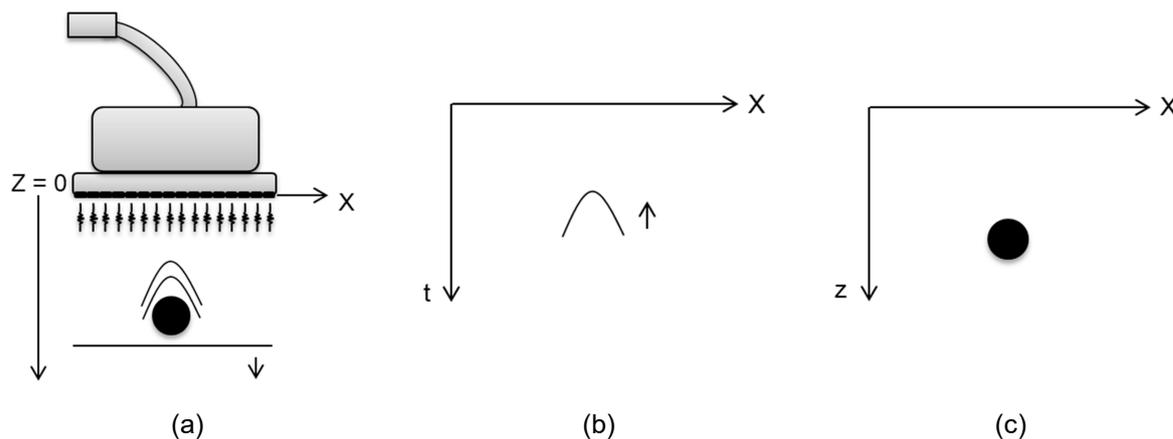


Figura 26 - O princípio de Stolt aplicado ao sinal de US. (a) Sinal de US aplicado a uma determinada região de interesse. (b) Sinal de rf a ser migrado. (c) Migração feita para posição correta.

Fonte: Autoria própria.

Considerando a transmissão em onda plana, a sequência dos passos para formação das imagens é:

- ✓ Filtragem do sinal
- ✓ Aplicação da FFT 2D
- ✓ Aplicação da FFTSHIFT
- ✓ Interpolação dos dados na direção z em nova escala
- ✓ Aplicação da IFFTSHIFT
- ✓ Aplicação da IFFT 2D (*Inverse Fast Fourier Transform 2D*)
- ✓ Imagem final

Estes passos são para somente os dados adquiridos no sentido sem angulação. A Tabela 2 da seção 3.2, apresenta de forma detalhada o método de migração utilizado neste trabalho.

2.4 RESOLUÇÃO E QUALIDADE DA IMAGEM

A resolução e a qualidade das imagens de US são pontos cruciais para os sistemas de geração de imagens ultrassônicas. A qualidade pode ser medida por algumas técnicas, tais como: contraste, *Mean Square Error* (MSE), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), *Signal to Noise Ratio* (SNR) e *Structural Similarity Index Measure* (SSIM). Além disso, a resolução de uma imagem pode ser obtida pelas resoluções Axiais, Laterais, Temporais e a *Frame Rate*.

Os sistemas baseados em imagens devem ter um bom desempenho tanto para os quesitos de qualidade bem como das resoluções.

2.4.1 Mean Square Error (MSE)

O critério MSE estima uma medida da média do erro quadrático. Esta medida de qualidade é sempre positiva e os melhores resultados são considerados quando o valor se aproximar de zero. A Equação (16) mostra como é calculada, onde x é a matriz que se quer comparar e y é a matriz de referência. M e N são as dimensões da imagem (CUI et al., 2014; HORÉ; ZIOU, 2010; ÜSAME, 2017).

$$MSE(x, y) = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x_{ij} - y_{ij})^2 \quad (16)$$

2.4.2 Peak Signal to Noise Ratio (PSNR)

O PSNR representa a taxa entre a maior potência de um sinal e a maior potência de outro sinal afetado pela introdução de um ruído. O PSNR é uma aproximação da percepção humana para a qualidade de uma imagem (HORÉ; ZIOU, 2010; ÜSAME, 2017). A Equação (17) mostra o cálculo deste indicador.

$$PSNR(x, y) = 10 \log_{10} \left(\frac{255^2}{MSE(x, y)} \right) \quad (17)$$

À medida que MSE se aproxima de zero, o PSNR tenderá ao infinito. O valor 255 representa o maior valor possível em uma escala binária de 8 *bits* não sinalizada (o que significa que a imagem é representada por 256 tons de cinza, com valores inteiros entre 0 e 255). Altos valores de PSNR indicam que a reconstrução de uma imagem possui alta qualidade.

2.4.3 Signal to Noise Ratio (SNR)

A definição da SNR na engenharia é a relação que compara o nível de um determinado sinal que se quer avaliar com o nível de ruído existente e geralmente expressa em dB (Decibel) (PROAKIS; MONOLAKIS, 1996; WELVAERT; ROSSEEL, 2013). Para o caso particular de análise de imagens é utilizada outra definição de SNR, que usa uma relação entre a média dos valores e o desvio padrão da imagem.

$$SNR(x) = \frac{\mu_x}{\sigma_x} \quad (18)$$

onde μ_x é a média e σ_x é o desvio padrão da imagem.

2.4.4 Structural Similarity Index Measure (SSIM)

O critério SSIM é uma métrica perceptiva que quantifica o quanto uma imagem está degradada após o processamento (WANG et al., 2004). Para este cálculo é necessário que duas imagens sejam comparadas e os dados devem ser derivados da mesma fonte geradora das imagens. A Equação (19) é utilizada para calcular esta métrica.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (19)$$

Valores próximos à unidade indicam que a imagem processada é similar à imagem de referência. Neste método desenvolvido por Wang et al. (2004), leva-se em conta alguns parâmetros a serem adquiridos em duas imagens de mesmo tamanho. Os índices x e y representam duas imagens para serem comparadas e a partir delas serão obtidas as médias (μ_x e μ_y), os desvios padrões (σ_x e σ_y), a correlação entre as imagens (σ_{xy}) e C_1 e C_2 são constantes (HORÉ; ZIOU, 2010; ÜSAME, 2017; WANG et al., 2004).

2.4.5 Resolução Axial

A resolução axial é a mínima distância que separa dois objetos ao longo do mesmo eixo axial, com a qual eles podem ser detectados e distinguidos, conforme apresentado na Figura 27. Para os sistemas de diagnósticos de imagens por US, o sistema deve ter a capacidade de detectar um objeto de no mínimo 1 mm (HEDRICK et al., 2005).

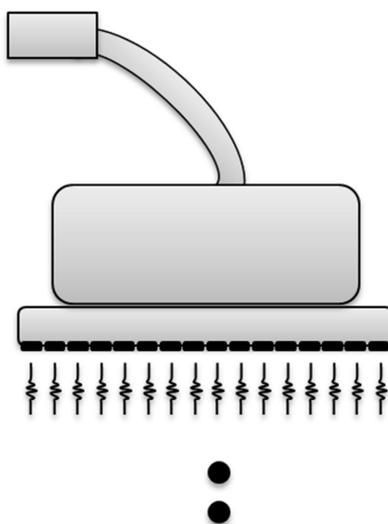


Figura 27 - Representação da aquisição de alvos em um transdutor linear.
Fonte: Autoria própria.

Na Figura 28(a) é mostrada a situação de dois alvos no eixo axial detectáveis e na Figura 28(b), ao contrário da Figura 28(a) o sistema de US tem uma baixa resolução axial e, desta forma, os alvos aparecem parcialmente sobrepostos.



Figura 28 - Resolução axial. (a) Dois alvos detectáveis. (b) Dois alvos não aparecem detectáveis, indicando baixa resolução axial.

Fonte: Autoria própria.

2.4.6 Resolução Lateral

A resolução lateral também é conhecida como resolução transversal ou azimutal. Este tipo de resolução mede a capacidade de se distinguir alvos adjacentes e alinhados segundo uma linha imaginária perpendicular ao feixe axial (Figura 29). Esta resolução também está associada à capacidade do US detectar o tamanho dos objetos em relação à largura do feixe ultrassônico emitido.

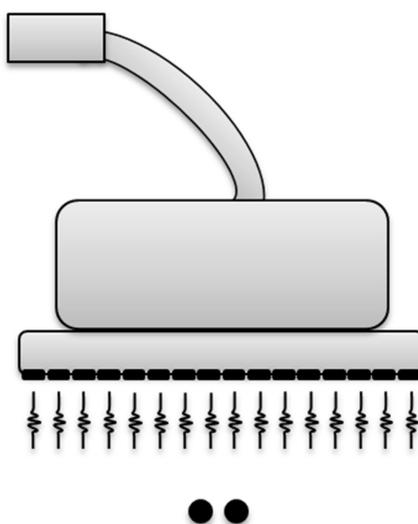


Figura 29 - Representação da aquisição dos pontos equidistantes lateralmente em um transdutor linear.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 30 ilustra as duas possibilidades de detecção dos alvos no eixo transversal ao eixo de propagação do feixe. Na Figura 30(a), observa-se um sistema de US com boa resolução lateral e na Figura 30(b) outro com baixa resolução lateral, pois os alvos aparecem parcialmente sobrepostos. O sistema de US deve ter a possibilidade de alterar a largura do feixe, melhorando a resolução lateral e permitindo a detecção dos alvos. A resolução lateral é o maior fator de impacto na qualidade da imagem em um sistema de diagnóstico por imagem de US (HEDRICK et al., 2005).



Figura 30 - Resolução lateral. . (a) Dois alvos detectáveis. (b) Dois alvos não aparecem detectáveis, indicando baixa resolução lateral.

Fonte: Autoria própria.

Como critério de medição dos valores da resolução lateral e da resolução axial foi usado neste trabalho o método de largura total à meia altura FWHM (*Full Width at Half Maximum*).

2.4.7 FWHM (*Full Width at Half Maximum*)

O critério de largura à meia altura FWHM (*Full Width at Half Maximum*) é utilizado em imagens no modo B para avaliar a atenuação do lóbulo principal em relação à profundidade do sinal. A Figura 31, mostra que este parâmetro é representado por uma curva em função de um alargamento lateral.

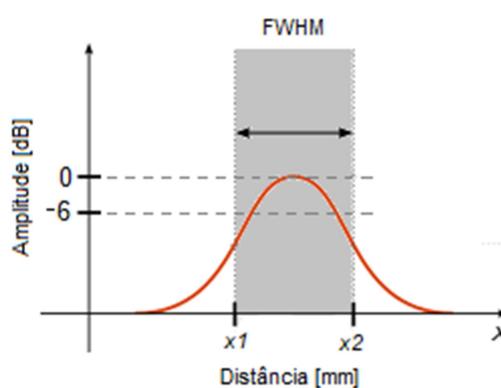


Figura 31 - Representação de um sinal para obter a resposta da largura à meia altura.

Fonte: Autoria própria.

Baseado no trabalho de Harput et al. (2014), este critério avalia a distância entre x_1 e x_2 a -6 dB do lóbulo principal. Desta forma, quanto menor a distância, melhor será a resolução no ponto analisado.

2.4.8 Contraste

O contraste é definido como a capacidade de se diferenciar elementos de uma determinada imagem em tons de cinza. As tonalidades estão relacionadas às diferenças das impedâncias acústicas entre tecidos. Desta forma, um bom sistema de US deve ter uma boa capacidade de distinguir as impedâncias e, com isso, gerar um número elevado de tons de cinza. Nos aparelhos atuais, escalas de 256 níveis de cinza são usadas na geração das imagens de US.

Alguns fatores são decisivos para um bom nível de contraste. Entre eles podem-se citar as resoluções laterais e axiais, o ganho dinâmico do sistema, e os níveis dos lóbulos laterais e de ruído (JINBO, 2007).

O contraste necessário para visualizar um determinado objeto é inversamente proporcional ao seu tamanho, ou seja, em um cisto, por exemplo, quanto maior a dimensão menor será o seu contraste (SMITH et al., 1983). A Figura 32 mostra uma imagem com vários cistos de diferentes tamanhos onde se nota que os elementos de tamanho reduzido não ficaram muito evidentes quando comparados com os elementos de maior tamanho.

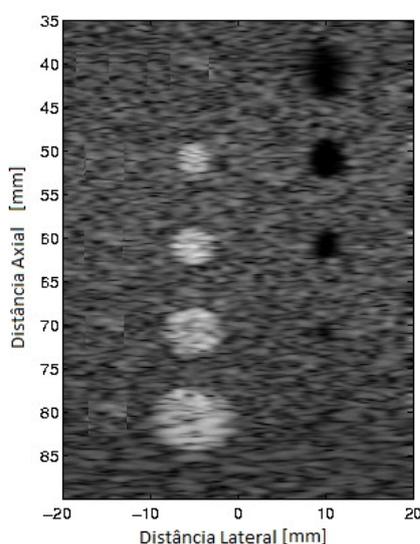


Figura 32 - Exemplo de contraste.
Fonte: Adaptado de FIELD_II (2016)

Há vários métodos para quantificar o contraste (*ctr*) de uma dada área de interesse em uma imagem. Um deles utiliza a Equação (20), descrita por Van Wijk e Thijssen (2002).

$$ctr = 20 \log_{10} \frac{|\mu_{in} - \mu_{out}|}{\sqrt{(\sigma_{in}^2 + \sigma_{out}^2) / 2}} \quad (20)$$

onde:

μ_{in} : Valor médio das amplitudes da imagem na área de interesse;

μ_{out} : Valor médio das amplitudes da imagem fora da área de interesse;

σ_{in}^2 : Variância da imagem na área de interesse;

σ_{out}^2 : Variância da imagem fora da área de interesse.

As áreas devem possuir o mesmo tamanho conforme ilustrado na Figura 33, e os dados referentes a estas áreas para o cálculo do contraste devem ser os que estão dentro destas áreas, tanto para o alvo escolhido como para uma região de imagem fora do alvo analisado.

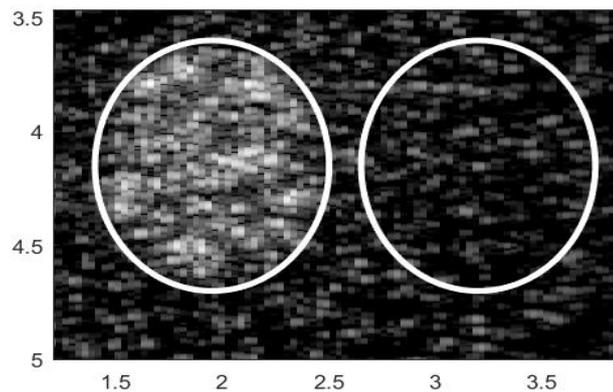


Figura 33 - Seleção de área para quantificar o contraste.
Fonte: Autoria própria.

2.4.9 Resolução temporal

Este tipo de resolução está associado à capacidade de detectar um determinado movimento em uma imagem. Esta resolução depende diretamente do *frame rate* do sistema, que está associado ao tempo necessário para processar e formar uma imagem. Em sistemas que geram imagens em tempo real para análises de órgão que podem apresentar o movimento, é necessária uma boa resolução temporal.

2.4.10 *Frame Rate* (taxa de quadros)

A qualidade da imagem de US está limitada à taxa de quadros do aparelho de US para formação da imagem (quadros por segundo, *frame rate*). O *frame rate* tem um limitante físico que é a propagação da onda de US no meio imageado.

A velocidade média do som no tecido (c) é de 1540 m/s, o que impõe um limite para aquisição dos dados de um sistema de US (JENSEN, 2001a).

O aumento da taxa de quadros nos equipamentos de US tem sido objeto de estudo nos últimos anos, com diversas propostas. Uma das metas é aumentar taxa de quadros, para melhorar a qualidade da imagem. A Equação (21) mostra a relação entre a taxa de quadros (f_{frame}) e o tempo de aquisição de um *frame* (T_{frame}).

$$f_{frame} = \frac{1}{T_{frame}} \quad (21)$$

O tempo de uma *scanline* deve ser calculado considerando o tempo que o sinal leva para atravessar todo o meio até atingir o alvo e retornar ao ponto de partida. A Equação (22) determina esse tempo, considerando o caminho percorrido.

$$T_{sline} = \frac{2S}{c} \quad (22)$$

onde:

S: Profundidade de alcance da imagem (m);

c: Velocidade de propagação da onda no meio (m/s).

T_{sline} : Tempo total de propagação da onda no meio (s).

O tempo total de um *frame* é determinado pelo tempo obtido pela Equação (22) em função da quantidade de *scanlines* apresentado pela Equação (23).

$$T_{frame} = T_{sline} \cdot N_{sline} \quad (23)$$

onde:

N_{sline} : quantidade de *scanlines*.

substituindo a Equação (22) na Equação (23), tem-se

$$T_{frame} = \frac{2S}{c} \cdot N_{sline} \quad (24)$$

Além do tempo total, descrito pela Equação (24), existem outros fatores a serem considerados na especificação da construção da eletrônica envolvida no sistema de US. Todas as camadas de *firmware* da plataforma em questão devem ser consideradas para determinar com precisão a taxa de quadros.

Como a Equação (21) apresenta uma relação inversa entre a frequência e o tempo e a Equação (22) apresenta uma relação entre a distância e velocidade no meio de propagação, pode-se afirmar que os maiores atrasos estão presentes nas limitações do sistema de aquisição e na velocidade de propagação do meio, para formação do *frame*. Assim, o desafio é a redução no tempo de formação do *frame* para gerar uma imagem com alta taxa de quadros.

Diversas técnicas têm sido testadas e publicadas por pesquisadores, tais como Baghani et al. (2010); Shen et al. (2012); Shen et al. (2010); Austeng et al. (2011). Dentre as técnicas existentes, cita-se neste trabalho a abertura sintética, a *plane wave*, a *plane wave* coerente e a representação esparsa.

Como comparação e para demonstrar a vantagem da técnica *plane wave* em relação ao *Beamforming* tradicional DAS, um cálculo simples de *frame rate* pode ser feito. Considerando-se o *beamforming* tradicional para as imagens obtidas a 9 cm de profundidade, com $c = 1540$ m/s, por um transdutor de 128 elementos cujo o tamanho do transdutor é apresentado na Tabela 3 da seção 3.3, abertura de 64 elementos, com 65 *scanlines*, a *frame rate* seria de 131 quadros/s. Na técnica *plane wave* ela sobe para 8.555 quadros/s, desconsiderando-se tempos adicionais de processamento e armazenamento dos sinais. Assim, a técnica é considerada promissora.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo é descrita a proposta de estrutura de processamento dos sinais de US com a combinação das técnicas de *plane wave* e *sparse arrays*. É apresentada a sequência de processamento com o método utilizado e os procedimentos utilizados de forma simulada e experimental para avaliar o desempenho do sistema proposto para formar a imagem final.

3.1 PLANE WAVE E SPARSE ARRAY

A combinação das técnicas de *plane wave* com *sparse arrays* proposta neste trabalho consiste na forma com a qual o transdutor é tratado para enviar os pulsos ultrassônicos e receber os sinais de *rf* para serem processados, como mostra a Figura 34.

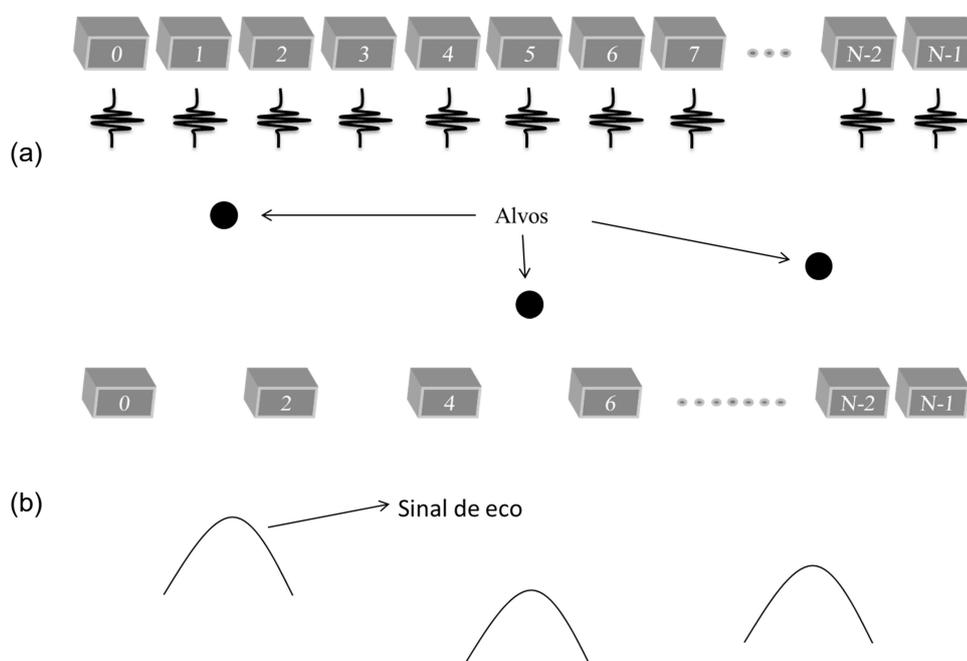


Figura 34 - Técnica de *plane wave* com *sparse arrays*: (a) Processo de transmissão do pulso ultrassônico com todos os elementos do transdutor; (b) Recepção do sinal de eco utilizando somente os elementos pares do transdutor, incluindo o último elemento (N-1).

Fonte: Autoria própria.

Nesta técnica, todos os elementos do transdutor são excitados ao mesmo tempo, transmitindo o pulso ultrassônico igualmente para toda área de cobertura. A Figura 34(a) apresenta um conjunto de elementos transmitindo o pulso ao mesmo tempo com o objetivo de alcançar os alvos em uma determinada área.

Na recepção, considerando-se o caso esparso, apenas os elementos pares e mais o (N-1)-ésimo elemento que é usado como referência para expressar o final da imagem, que receberão os sinais de ecos após atingirem os alvos como mostrado na Figura 34(b).

O resultado é uma matriz de dados com duas situações bem definidas. Para os elementos pares do transdutor estão disponíveis as informações do sinal de eco (N sempre par nos transdutores). Os sinais dos elementos do transdutor de ordens ímpares sempre serão nulos, pois não receberão dados na aquisição; esses dados serão em seguida determinados por alguma aproximação matemática. A representação da matriz esparsa representando uma quantidade de elementos do transdutor e algumas amostras de cada elemento são ilustradas na Figura 35.

		Elementos								
		0	1	2	3	4		N - 3	N - 2	N - 1
Amostras	0	1	0	20	0	5	----	0	5	5
	1	45	0	10	0	8	----	0	8	3
	2	7	0	9	0	12	----	0	9	1
	3	65	0	1	0	16	----	0	10	0

Figura 35 - Representação de um *Sparse Array* bidimensional com N elementos.
Fonte: Autoria própria.

A aquisição do último elemento foi considerada para se ter a aquisição entre os extremos. A remoção dos elementos na transmissão afeta a qualidade da informação resultante do sinal adquirido, pois haverá um aumento dos lóbulos laterais e perda de ganho devido à não existência do sinal ultrassônico na transmissão, levando ao aparecimento de sinais randômicos (SCIALLERO; TRUCCO, 2015). Os efeitos dos sinais randômicos desaparecem se forem utilizados todos os elementos do transdutor.

O preenchimento dos dados faltantes é feito por técnicas de interpolação, levando em conta os pontos vizinhos de cada amostra conforme mostrado na Figura 36. A interpolação usada neste estudo é do tipo linear e é dada pela Equação (25), levando em conta os pontos existentes (rf_{ij}) do sinal de eco e o número N de elementos do transdutor, levando em conta a posição de cada elemento a partir da primeira posição x_0 . Os índices ij são correspondentes às posições relativas dos dados em linha e coluna, respectivamente.

A Figura 36 mostra o posicionamento tanto dos elementos do transdutor bem como os dados de rf , considerando desta maneira as posições esparsas intercaladas no *array*.

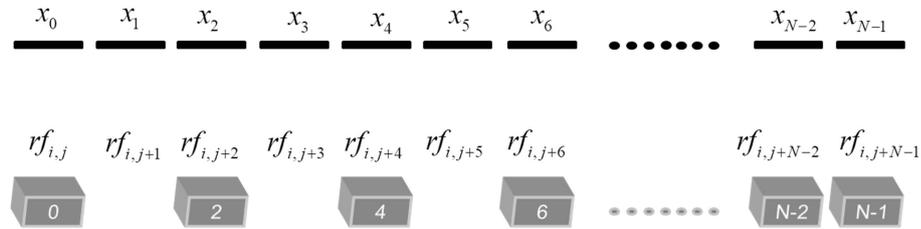


Figura 36 - Representação das posições de cada elemento do transdutor e dados do sinal de rf com os dados esparsos para serem interpolados.

Fonte: Autoria própria.

$$rf_{ij} = rf_{i,j-1} + \frac{(rf_{i,j+1} - rf_{i,j-1})(x_{1,j} - x_{1,j-1})}{(x_{1,j+1} - x_{1,j-1})} \quad (25)$$

Na Equação (25) o índice i significa a posição de cada linha amostrada e j a posição de cada elemento do transdutor, rf designa o valor da amostra e x o valor da posição de cada elemento do transdutor. Por exemplo, $N = 128$ a recepção esparsa terá 65 elementos ativos.

Outras configurações esparsas foram usadas para avaliar a melhor condição, usando como critério comparativo o aumento da resolução e qualidade da imagem. Estas configurações estão representadas na Figura 37 e na Figura 38. Na Figura 37 e Figura 38 considerou-se $N = 128$ e recepção esparsa com 44 e 23 elementos ativos, respectivamente.

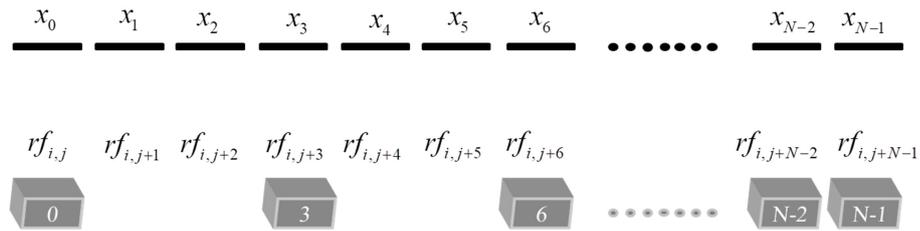


Figura 37 - Representação da posição de cada elemento do transdutor e os dados de rf com espaçamento duplo para serem interpolados.

Fonte: Autoria própria.

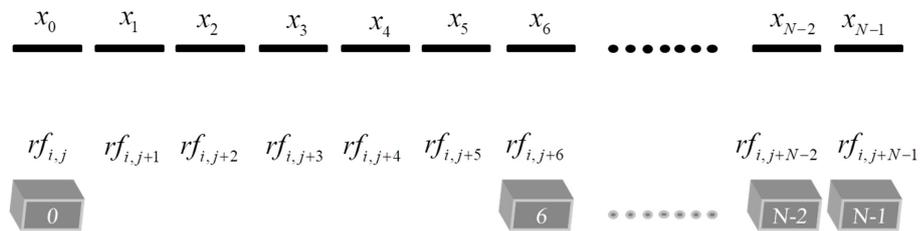


Figura 38 - Representação da posição de cada elemento do transdutor e os dados de rf com espaçamento de cinco elementos para serem interpolados.

Fonte: Autoria própria.

3.2 PROCESSAMENTO

Para a realização deste trabalho houve a necessidade de subdividir o processamento dos sinais em blocos para se obter uma melhor visão geral de todo o processamento. A Figura 39 representa como foi salvo cada conjunto de dados. Os índices significam:

N: número de linhas da imagem;

M: número de colunas da imagem;

F: número de *frames*;

$\theta_3 \dots \theta_{-3}$: Variação de ângulos.

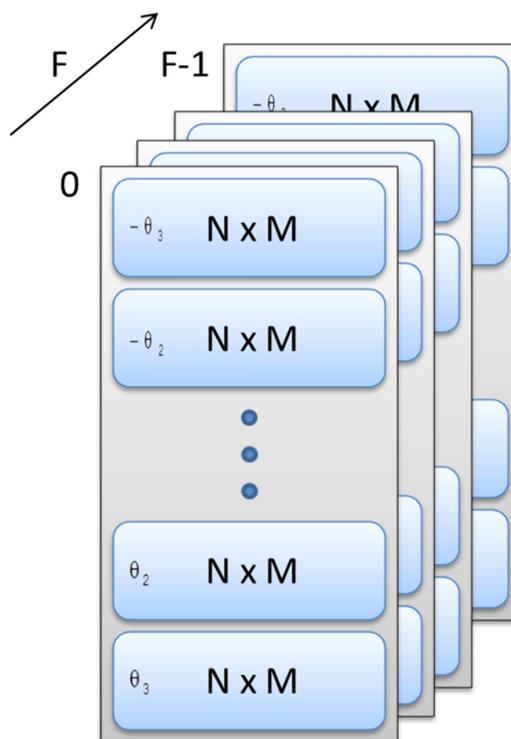


Figura 39 - Arranjo dos dados de rf para processamento posterior.
Fonte: Autoria própria.

Desta forma, cada *frame* é composto de várias imagens de N linhas por M colunas, concatenadas em função da sequência de ângulos de disparos das ondas planas, conforme mostrado na Figura 16. As Figuras 40 a 44 mostram o diagrama de blocos do processamento de cada *frame*. Como o processamento é feito em várias etapas, foi realizada uma subdivisão para deixar mais clara a elaboração do conjunto de rotinas para cada bloco.

A Figura 40 mostra o diagrama em blocos da primeira parte do sistema; o processamento começa com a coleta do sinal de rf , para dados adquiridos no modo esparso, de forma experimental ou simulado. O sinal de rf recebido de um determinado *frame* é carregado, aproximado com uma interpolação linear para preencher os dados esparsos e depois filtrado para limitar a banda passante em relação à frequência central do transdutor utilizado. O filtro passa faixa apresentado na Figura 40 foi desenvolvido para uma faixa de 4,0 MHz a 8,0 MHz.

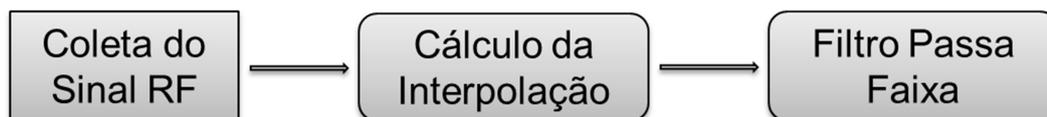


Figura 40 - Diagrama em blocos da primeira etapa do processamento dos dados esparsos.

Fonte: Autoria própria.

A interpretação do diagrama em blocos da Figura 40 tem que levar em consideração algumas informações que não estão representadas no diagrama em blocos. A Figura 41 apresenta uma rotina de carregamento dos dados estruturais do transdutor simulado utilizado e outras informações sobre o tipo de dados a ser analisado. Posteriormente, uma base de dados é carregada pela rotina para ser processada.

```

%*****
%                               Dados do transdutor e sistema
%*****
load transdutor_100M.mat
%*****
velocidade = 1540;                % Velocidade do som [m/s]
fs = transdutor.fs;              % Frequência de amostragem [Hz]
f0 = transdutor.f0;              % Frequência cents1 do transdutor [Hz]
kerf = transdutor.kerf;          % Espaçamento kerf [m]
width = transdutor.width;        % Tamanho do elemento [m]
height = transdutor.height;      % Altura do elemento [m]
N_elements = transdutor.N_elements; % Número de elementos
%*****
pitch = kerf + width;
%*****
faixa_range = -50; % [dB]
%*****
Dtheta = 0.5; % [graus]
N_angulos = 7; % Quantidade de passos
%*****
%                               Carrega dados
%*****
cmd = ['load dados\RF_pontos_cistos_theta_', num2str(Dtheta), '_N_angulos_', num2str(N_angulos)];
eval(cmd);
[linhas_totais, colunas, frames] = size(RF); %
%*****

```

Figura 41 - Rotina de leitura dos dados de RF.

Fonte: Autoria própria.

Antes do processamento é necessário alimentar uma estruturada de dados com informações do vetor de ângulos da base de sinais carregados, informações da filtragem e outros parâmetros necessários. Um esboço desta rotina é mostrado na Figura 42.

```

%*****
%                               Determina vetor de angulos
%*****
theta_rad = pi*Dtheta/180;
total_theta = theta_rad*(N_angulos -1 );
limite_theta = total_theta/2;
vetor_theta = -limite_theta : theta_rad : limite_theta;
%*****
%                               Parametros para alinhamento (estrutura)
%*****
data.fs = fs;
data.pitch = pitch;
data.angulo = vetor_theta;
data.c = velocidade;
data.passband = [4e6 8e6]/(fs);
data.elementos = N_elementos;
%*****

```

Figura 42 - Rotina de configuração do vetor de ângulos e estrutura de dados.
Fonte: Autoria própria.

Posteriormente, é obtido através rotina da Figura 43 as informações do tamanho de dados gravados conforme apresentado na Figura 39 e tipo de interpolação baseada na esparsidade do sinal.

```

%*****
%                               Quantidade de dados
%*****
% Simulação não garante mesmo número de amostra. Para padronizar foi
% considerado os primeiros 12000 pontos de cada frame, para serem salvos.
%*****
% Simulação = 12000 pontos
% Verasonics 2048 pontos
linhas = 12000;
%*****
%                               Interpolação
%*****
% Tipo = 1 -> 128 elementos, não é feita a interpolação
% Tipo = 2 -> 65 elementos
% Tipo = 3 -> 44 elementos
% Tipo = 4 -> 33 elementos
tipo = 2;
%*****

```

Figura 43 - Rotina de configuração de tamanho da imagem e tipo de interpolação.
Fonte: Autoria própria.

Em seguida, o processamento consiste na migração de Stolt, com o cálculo da FFT em duas dimensões até o cálculo da sua IFFT em duas dimensões, conforme apresentado na Figura 44(a). Posteriormente, uma nova filtragem é feita para eliminar algumas imperfeições para pontos pequenos. Após a passagem pelo filtro circular, é calculado o envelope de Hilbert e a compressão logarítmica. Este processo é representado pela Figura 44(b).

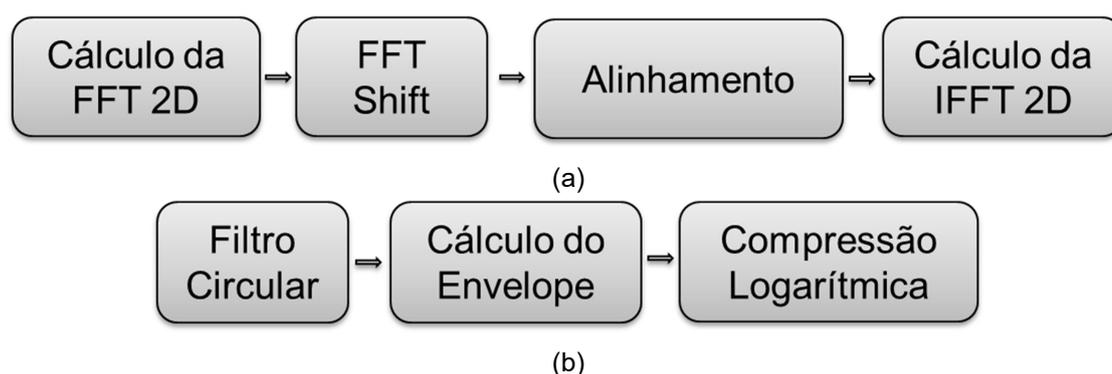


Figura 44 - Diagrama em blocos da segunda etapa do processamento. (a) Bloco central do processamento. (b) Bloco final para visualização da imagem.

Fonte: Autoria própria.

A Equação (15) mostra que somente metade da velocidade de propagação no meio é necessária para o método ERM e este é o ponto chave implementado no bloco de alinhamento, da Figura 44(a).

O bloco de alinhamento apresentado na Figura 44(a), representa a interpolação da transformada de Fourier 2D do sinal de rf . Inicialmente é feita uma correção da projeção dos sinais no plano horizontal, com a correção do ângulo de disparo para cada *frame* resultante do sinal de rf . Neste plano horizontal não é necessário fazer uma correção deste plano, pois este representa o tamanho do transdutor espaçado igualmente.

Após a correção da projeção é necessário modificar a escala de cada amostra na direção vertical representada pelo eixo axial. Para o novo espaçamento axial deve-se levar em conta a relação de dispersão de uma onda sonora. Esta dispersão é a relação entre a frequência de amostragem e a velocidade do som no meio. Desta forma, a nova escala axial deverá ser modificada levando em conta a relação de dispersão e o tamanho do transdutor, (GARCIA et al., 2013; TARNEC et al., 2012).

A Equação (26) representa a nova projeção da escala axial de frequência para o sinal migrado, onde c_a dado pela Equação (27) é a velocidade de propagação no pico da hipérbole. As variáveis k_x e k_z são as posições de cada elemento do transdutor e de frequência f espaçadas igualmente em potência de 2 (GARCIA et al., 2013; TARNEC et al., 2012).

$$f(k_z) = c_a \cdot \text{sign}(k_z) \cdot \sqrt{k_x^2 + k_z^2} \quad (26)$$

onde

$$c_a = \frac{\sqrt{2}}{2} c \quad (27)$$

Stolt desenvolveu em seus estudos uma mudança a mudança da variável k_z para uma nova escala conforme apresentado na Equação (28).

$$k_z = \sqrt{2} \frac{f}{c} \quad (28)$$

Dado por esta relação é determinada igualando as Equações (10) e (11), com aplicação da primeira e segunda derivadas, com o objetivo de determinar o ponto máximo da hipérbole.

Realizando uma interpolação no eixo axial em relação à nova escala, obtém-se o alinhamento em relação ao ponto máximo da hipérbole conforme apresentado na Equação (26).

Resumindo, todo o processamento proposto por GARCIA et al. (2013) e TARNEC et al., (2012) foi adaptado para os casos de esparsidade e os passos a serem realizados são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Etapas de processamento do método proposto para geração de imagens de US usando as técnicas de *plane wave* e *sparse arrays*.

Item	Descrição
I	O sinal de rf é adquirido no método esparsa, representado em uma matriz 2D, pelo uso de uma apodização para cada condição esparsa.
II	Interpolação linear é aplicada para cada condição esparsa conforme a Equação (25).
III	Filtro passa faixa com frequência central $f_c = 6,25$ MHz, frequência inferior $f_i = 4,0$ MHz e frequência superior $f_s = 8,0$ MHz para as frequências de corte.
IV	Calcular os parâmetros k_x e k_z .
V	Calcular o parâmetro f em relação à frequência de amostragem.
VI	Calcular o parâmetro $f(k_z)$ conforme a Equação (26).
VII	Calcular a FFT 2D.
VIII	Calcular a FFT <i>Shift</i> .
IX	Aplicar a correção angular para cada caso conforme a Figura 17.
X	Aplicar a interpolação de f para a nova escala $f(k_z)$.
XI	Calcular a IFFT.
XII	Aplicar uma filtragem circular (opcional).
XIII	Aplicar a compressão logarítmica.
XIV	Imagem Final.

Fonte: Autoria própria.

A rotina apresentada na Figura 45 representa, de maneira resumida, todo o processamento necessário para gerar os dados necessários, conforme apresentado na Tabela 2 para serem imageados.

Nesta rotina é necessário varrer cada *frame* em todas as posições de dados que estão concatenadas, onde cada grupo de linhas representa os dados de rf para uma determinada angulação conforme definido no diagrama da Figura 39.

Finalmente, para cada grupo de ângulos e frames é feito uma soma coerente e média, respectivamente, disponibilizando no final uma matriz processada para ser plotada seguindo os blocos da Figura 44(b).

```

%*****
%
%                               Processamento
%*****
matriz_RFk_sum_frames = zeros(linhas,colunas);
matriz_RFk_sum_medio_n_ang = zeros(linhas,colunas);
]for k = 1 : frames

    fk_sum = zeros(linhas,colunas);
    matriz_RFk = zeros(linhas,colunas);

]    for nth = 1: N_angulos
        matriz_RFk = RF(1*(linhas*(nth-1)+1):linhas*((nth-1)+1),:,k);
        matriz_RFk_interp = interpolacao(matriz_RFk,esp_x,tipo);
        matriz_RFk_migrado = migracao(matriz_RFk_interp,data,nth);
        fk_sum = fk_sum + matriz_RFk_migrado;
    end
    matriz_RFk_sum_medio_n_ang = fk_sum/N_angulos;
    matriz_RFk_sum_frames = matriz_RFk_sum_frames + matriz_RFk_sum_medio_n_ang;
end
matriz_RFk_final = matriz_RFk_sum_frames/frames;
%*****

```

Figura 45 - Rotina de processamento principal.

Fonte: A autoria própria.

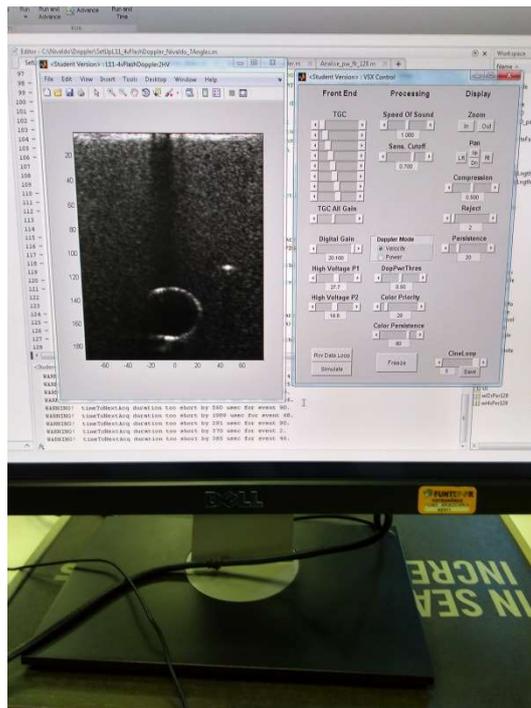
Todo o código foi elaborado em ambiente Matlab para executar o processamento descrito nos blocos acima e rotinas. Foi utilizada a ferramenta Field II que simula campos acústicos e é a base das simulações feitas neste trabalho.

3.3 DEFINIÇÃO DO TRANSDUTOR E DA PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO

O transdutor utilizado neste trabalho para a aquisição dos dados em *plane wave* e com variações angulares é o L11-4V que possui 128 elementos. A plataforma de aquisição utilizada foi o equipamento da Verasonics modelo Vantage 128™ (SEATTLE, WA, USA) existente no laboratório de US da UTFPR e apresentado na Figura 46.



(a)



(b)

Figura 46 - Plataforma de aquisição Verasonics. (a) Vista frontal do equipamento com o transdutor conectado. (b) Tela de aquisição dos dados com imagem em *preview*.

Fonte: Autoria própria.

As características do transdutor utilizado são apresentadas na Tabela 3. Com essas dimensões, o transdutor tem o comprimento de 3,9005 cm, e é ilustrado na Figura 47.

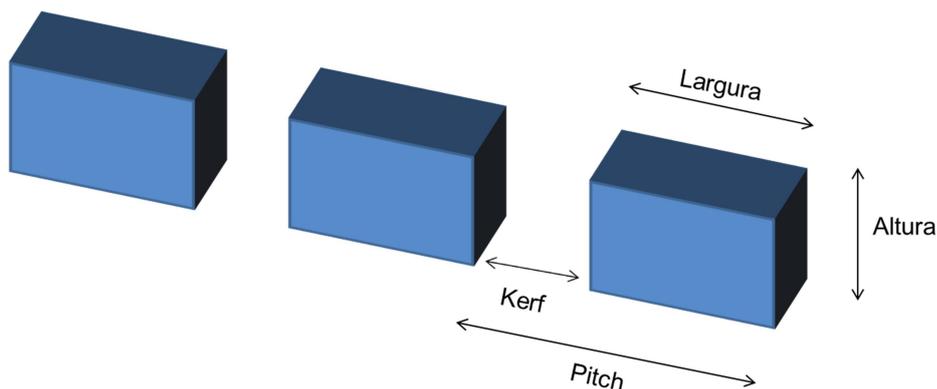


Figura 47 - Representações das dimensões dos elementos do transdutor (largura e altura) e da distância entre dois elementos adjacentes (*kerf* e *pitch*).

Fonte: Autoria própria.

A dimensão chamada de *pitch* é a soma da largura de um elemento do transdutor com a distância *kerf*. Ela representa a distância entre dois elementos adjacentes do transdutor.

Tabela 3 - Dados do transdutor usado para simulação.

Dados do transdutor	Dimensão	Unidade
Largura	0,270	mm
Altura	6,000	mm
kerf	0,035	mm
Frequência Central	6,250	MHz
Número de Elementos	128	

Fonte: Autoria própria.

A visualização parcial do transdutor transmissor linear simulado via Field II, com os dados da Tabela 3, é mostrada na Figura 48.

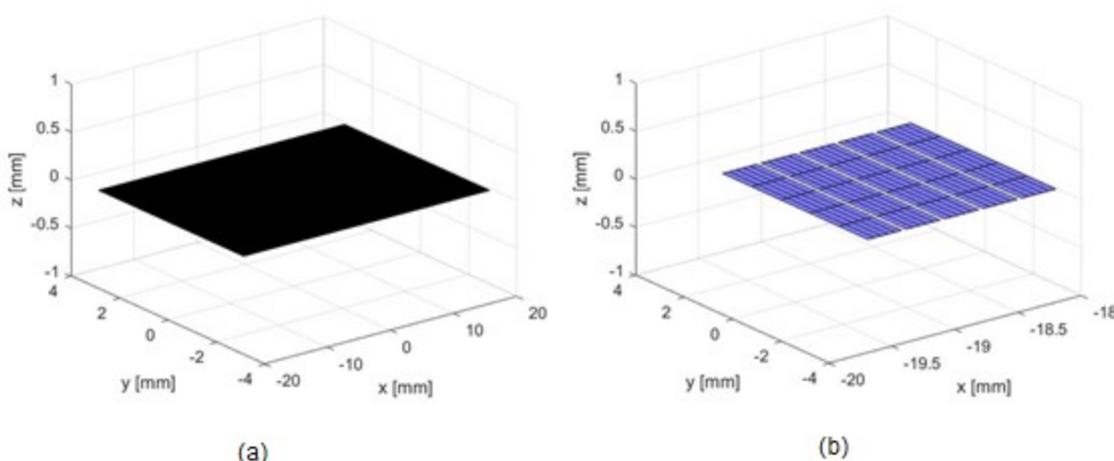


Figura 48 - Visão de um transdutor de transmissão com 128 elementos. (a) Representação de todos os elementos do transdutor em um plano. (b) Representação parcial para um transdutor linear de 128 elementos em uma pequena seção.

Fonte: Autoria própria.

Da mesma forma, agora considerando os elementos intercalados, obtém-se um transdutor linear usado na recepção, com 65 elementos, similar ao anterior e com *kerf* de 0,34 mm, para simular o *sparse array*. Neste caso, foi considerado que o enésimo elemento para obtenção dos pontos laterais deve existir para se obter as posições extremas do transdutor na recepção. A Figura 49 mostra o transdutor de recepção resultante.

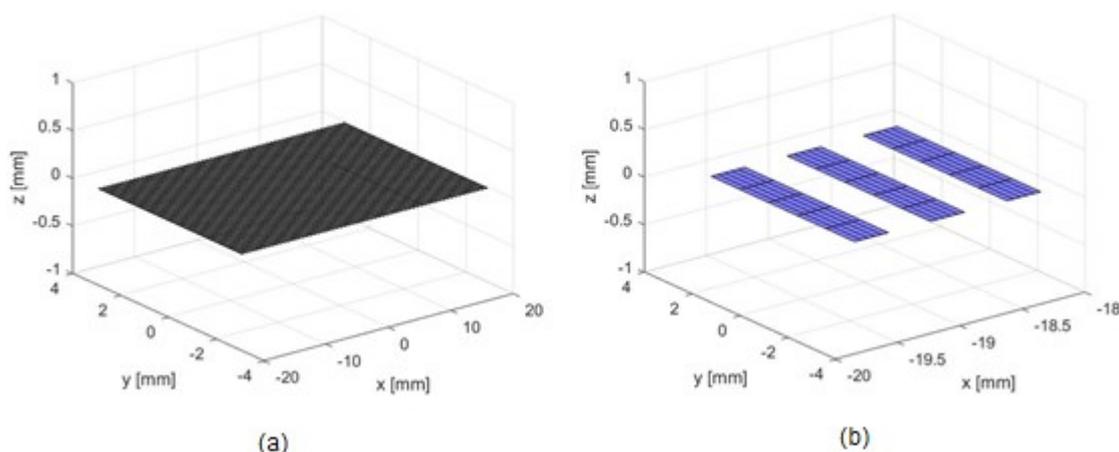


Figura 49 - Visão de um transdutor de recepção com 65 elementos. (a) Representação de todos os elementos do transdutor em um plano. (b) Representação parcial para um transdutor linear de 65 elementos em uma pequena seção.

Fonte: Autoria própria.

A única diferença é que para as simulações foi adotada a frequência de amostragem de 100 MHz, seguindo os exemplos disponíveis do manual do Field II, enquanto que para os dados experimentais a frequência de amostragem foi de 25 MHz. Em ambos os casos, a frequência central do transdutor é de 6,25 MHz.

A Tabela 4 apresenta as dimensões do transdutor modelo L11-4V, utilizado na plataforma Verasonics para aquisição dos dados experimentais.

Tabela 4 - Dados do transdutor L11-4V.

Dados do transdutor	Dimensão	Unidade
Largura	0,27	mm
Altura	NC	mm
kerf	0,03	mm
Frequência Central	6,25	MHz
Número de Elementos	128	

Fonte: VERASONICS (2015).

NC – não consta a informação no manual.

3.4 PHANTOM

Os testes foram baseados em dois tipos de *phantoms* simulados no Field II e um *phantom* comercial para teste experimental. Os *phantoms* simulados, que são uma representação virtual de um bloco em três coordenadas *xyz* onde se pode definir determinados alvos com tamanho, forma e preenchimento interno, foram

baseados nos códigos disponibilizados em Field II (JENSEN, 2001b; JENSEN; MUNK, 1997) e foram dimensionados para permitirem que fossem usados na avaliação das resoluções laterais e axiais, e para avaliação da qualidade da imagem.

Ambos os *phantoms* foram definidos com as dimensões xyz em 40 x 10 x 90 mm. O primeiro *phantom* foi dimensionado com dez pontos distribuídos no intervalo $2,0 \leq z \leq 4,1$ cm. A Figura 50 mostra o *phantom* em questão, o qual é ilustrado somente até a profundidade de 5,0 cm. Ele foi projetado para somente avaliar as resoluções laterais e axiais.

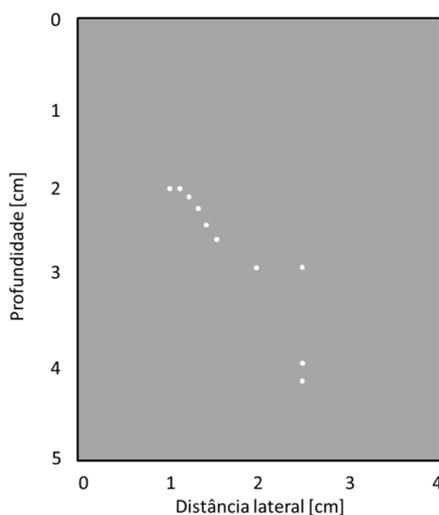


Figura 50 - Representação de uma simulação de um *Phantom* com vários alvos sólidos.
Fonte: Autoria própria.

O segundo *phantom*, mostrado na Figura 51, foi dimensionado com um ponto sólido na posição $z = 2,0$ cm e mais um alvo sólido e um cisto com centros nas profundidades $z = 4,0$ cm e $z = 6,0$ cm, respectivamente, para as mesmas dimensões xyz do primeiro *phantom*.

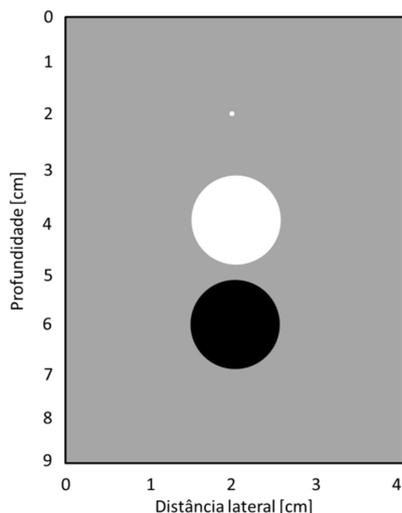


Figura 51 - Representação de uma simulação de um *Phantom* com alvos sólidos (brancos) e cisto (preto)

Fonte: Autoria própria.

Para as realizações dos ensaios experimentais foi utilizado o *Phantom* comercial “*Multipurpose Tissue/Cyst Ultrasound Phantom*” fabricado pela Nuclear Associates, (Fluke Biomedical, New York, NY, USA) modelo 84-317 (Figura 52).

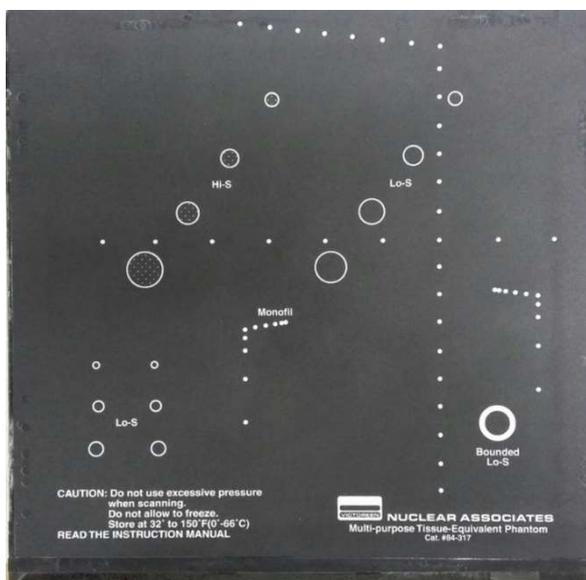


Figura 52 - Fotografia de um *Phantom* comercial Fluke (modelo 84-317) usado nas aquisições.

Fonte: Autoria própria.

Para avaliar o comportamento dos dados esparsos na modalidade de sinal de US, foi feita uma simulação em *plane wave* para o *phantom* descrito na Figura 50. Nesta simulação foi considerada uma variação angular de $0,5^\circ$ para uma faixa

compreendida de $-1,5^\circ$ a $1,5^\circ$, com 10 aquisições para cada ângulo. Para o *phantom* da Figura 51 foram utilizadas várias faixas de variação angulares compreendidas no intervalo de $0,5^\circ$ a $5,0^\circ$ e para cada ângulo foram adquiridos 5 *frames*.

Para os dados experimentais, a partir da plataforma Verasonics foram feitas duas análises em duas áreas distintas do *phantom* comercial. No primeiro experimento foi utilizada uma sequência de variação de ângulos em intervalo de $0,5^\circ$, $1,0^\circ$ e $1,5^\circ$; para cada variação foram considerados 7 ângulos, com 5 aquisições para cada ângulo.

O segundo experimento teve como foco alguns pontos com a existência de cistos e sólidos para verificar a qualidade da imagem com vários alvos. A aquisição neste caso realizou-se com 5 *frames* e com um intervalo de ângulos de $-1,5^\circ$ a $1,5^\circ$ com variação de $0,5^\circ$.

No terceiro experimento foi utilizada uma variação angular de $0,125^\circ$ em um total de 5 ângulos com 10 aquisições para cada ângulo; foi utilizado um alvo representando um cisto encapsulado. Para este caso, fez-se uma avaliação do contraste da imagem e utilizando-se uma região interna do cisto e outra posição diferente da posição do alvo a ser analisado na imagem.

Tanto nas simulações quanto nos experimentos práticos realizaram-se análises das resoluções laterais e axiais segundo o critério descrito no trabalho de Harput et al. (2014) e avaliações da qualidade utilizando as Equações (16), (17), (18), (19) e (20).

4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados simulados e experimentais. Toda simulação foi baseada em Field II para geração dos sinais de *rf* e abordando as técnicas de *plane wave* e *sparse arrays*. Dados experimentais foram adquiridos a partir da plataforma Verasonics existente no laboratório de US. Posteriormente, a quantificação das imagens finais após processamento foi avaliada com a apresentação das imagens geradas e o fator de qualidade para as resoluções laterais e axiais, além da avaliação da qualidade.

4.1 SIMULAÇÃO DE DADOS BASEADOS EM FIELD II

Seguindo a teoria de migração Stolt, as simulações a seguir foram realizadas a partir dos sinais de *rf* gerados via Field II considerando quatro situações. Na primeira, todos os elementos do transdutor foram disparados ao mesmo tempo para emissão do sinal ultrassônico e na recepção também foram utilizados todos os dados disponíveis. Na segunda até a quarta avaliação, foram novamente disparados todos os elementos do transdutor, mas agora somente parte dos elementos estava disponível para recepção. Foram recebidos os dados para a configuração de recepção de 128 elementos e 65, 44 e 23 elementos, correspondendo a uma recepção esparsa.

Os sinais foram posteriormente processados pelas rotinas baseadas em Stolt, interpolados para o caso esparsa e depois feito o envelopamento e a compressão logarítmica. Foram utilizados dois tipos de *phantoms*, conforme descrito na seção 3.4 para avaliar o desempenho das rotinas propostas.

4.1.1 Simulação com pontos sólidos

Nesta simulação em *plane wave* foi adotado o transdutor com um total de 128 elementos ativos na emissão e recepção e, para recepção esparsa, com 65, 44 e 23 elementos ativos. Toda transmissão para *plane wave* foi feita sem focalização para o *phantom* da Figura 50, o sinal de *rf* obtido é apresentado na Figura 53 para todas as

configurações de recepção. Toda a captura de dados foi feita com uma variação de $0,5^\circ$, dentro de um intervalo de $-1,5^\circ$ a $1,5^\circ$, totalizando 7 variações angulares, sendo que para cada variação foram adquiridos 10 *frames*.

Na Figura 53(a) são apresentados os dados de *rf* considerando todos os elementos do transdutor disponíveis na transmissão e recepção sem angulação. Entre a Figura 53(b) e Figura 53(d), consideraram-se os casos esparsos com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção. Nestas avaliações, a profundidade foi limitada para 5,0 cm para melhor visualização e com aplicação de faixa dinâmica de -50 dB.

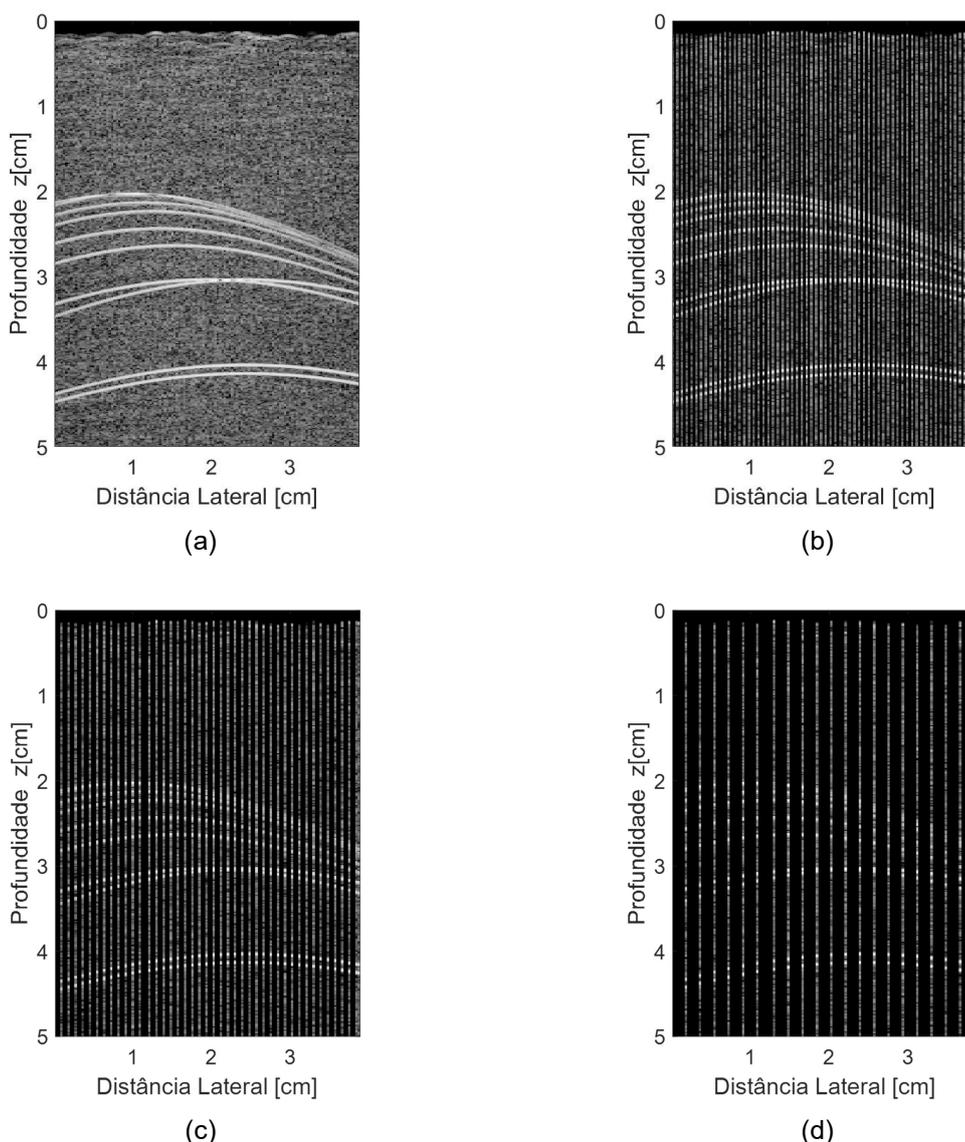


Figura 53 - Sinal de *rf* com os dados brutos e pós-processamento utilizando na recepção: (a) todos os elementos do transdutor; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos; (d) 23 elementos.

Fonte: Autoria própria.

Aplicando o processamento por migração Stolt até a compressão, são obtidas as imagens finais apresentadas na Figura 54. Estes resultados representam as respostas para a configuração onde se tem a utilização de todos os elementos do transdutor e partes dos elementos disponíveis com várias situações de esparsidade, sem e com a aplicação de uma filtragem circular após o processamento.

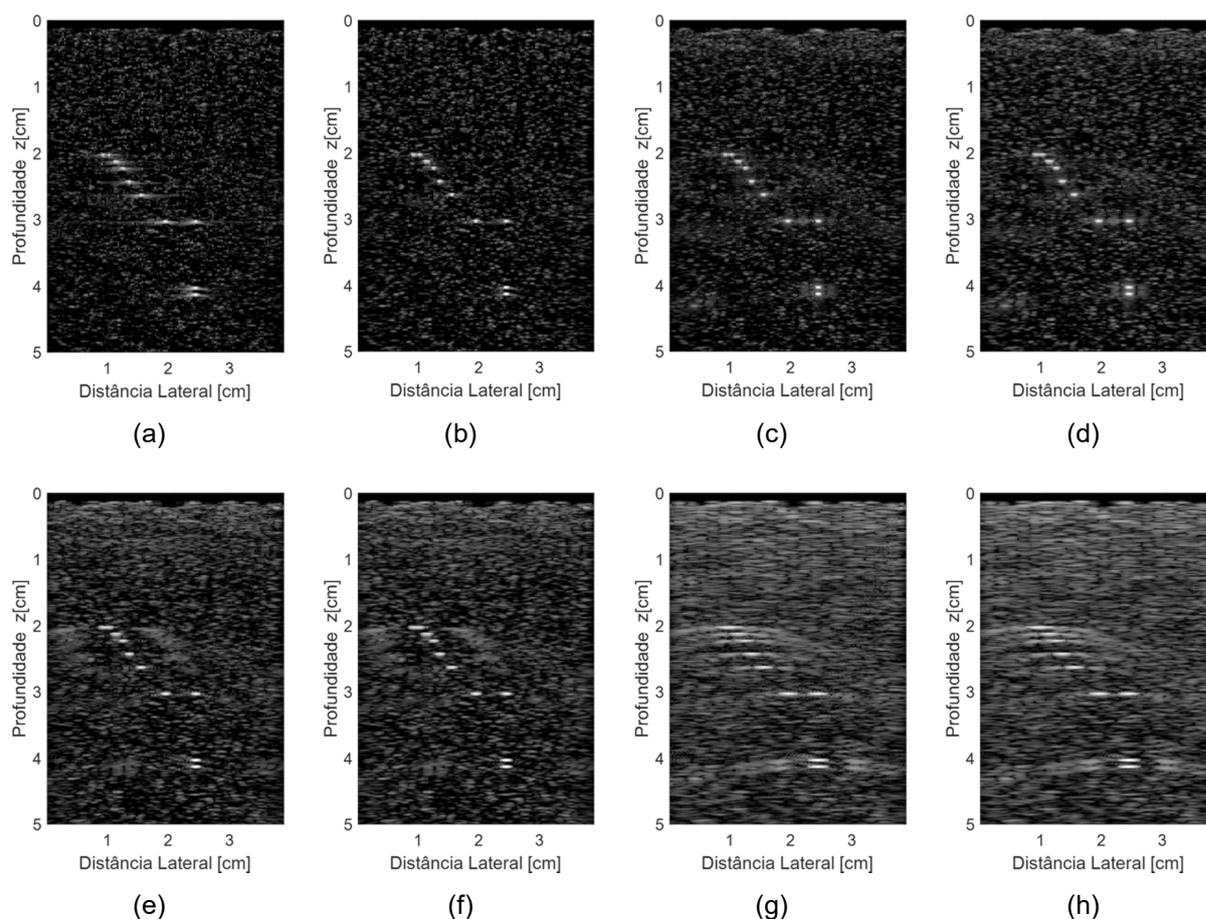


Figura 54 - Sinal de *rf* processado considerando: (a) todos os 128 elementos do transdutor e sem filtro; (b) todos os 128 elementos com aplicação de filtro; (c) 65 elementos sem filtro; (d) 65 elementos com aplicação de filtro; (e) 44 elementos sem filtro; (f) 44 elementos com aplicação de filtro; (g) 23 elementos sem filtro; (h) 23 elementos com aplicação de filtro.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 54(a) e a Figura 54(b) representam a condição onde há a utilização de todos os elementos do transdutor. Existe uma diferença nas definições dos pontos. É possível perceber o contorno dos pontos bem definidos, mas com um pequeno brilho acompanhado de um espalhamento. O espalhamento é removido pela aplicação de uma filtragem circular nos dados processados da Figura 54(a) e apresentados na Figura 54(b).

As Figuras 54(c) e 54(d) mostram a condição onde há a utilização de 65 elementos do transdutor, para a condição esparsa intercalada. A Figura 54(c) representa a situação onde não foi aplicada uma filtragem e a Figura 54(d) representa o caso com filtragem. Neste caso, a Figura 54(c) apresenta uma melhor imagem, pois na Figura 54(d) há um pequeno aumento do tamanho dos pontos, devido à utilização da filtragem circular, deixando cada ponto com um pequeno alargamento.

As Figuras 54(e) e 54(f) representam um espaçamento considerando 44 elementos na recepção, onde a Figura 54(e) representa o processamento sem aplicação da filtragem final e a Figura 54(f), o processamento com aplicação do filtro. Em ambas as figuras, nota-se que os alvos na profundidade de 2,0 cm se apresentam sobrepostos e os alvos na profundidade de 3,0 cm estão aparecendo com largura maior que os alvos representados nas Figuras 49(a) a (d).

Na Figura 54(g) e na Figura 54(h) o espaçamento utilizado foi para que se tenha a esparsidade com 23 elementos ativos na recepção e pode-se verificar que, no processamento final, todos os alvos apresentaram um aumento do espalhamento.

Para se realizar uma comparação na resolução dos alvos, utilizou-se o método DAS no mesmo *phantom* e foi considerada uma abertura de 64 elementos. A Figura 55 apresenta a resposta ao processamento pelo método DAS.

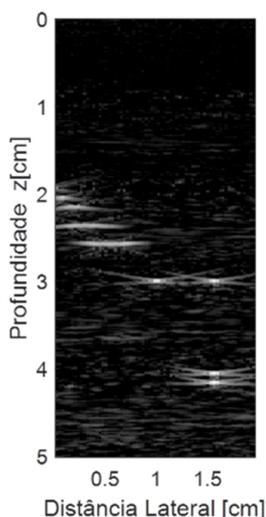


Figura 55 - Simulação feita com o método DAS e abertura de 64 elementos.
Fonte: Autoria própria.

Com base nas imagens finais obtidas na Figura 54, aplicou-se o critério FWHM para avaliar as resoluções laterais e axiais para a Figura 54(b), que apresentou uma redução do espalhamento nos alvos, Figura 54(c), Figura 54(e) e na Figura 54(g), na posição a 3,0 cm da origem, que foram as que tiveram melhor resultado qualitativo em relação à definição dos pontos.

A Figura 56 e a Figura 57 apresentam a variação das resoluções laterais e axiais, respectivamente, do ponto na posição 3,0 cm do *phantom* (Figura 50).

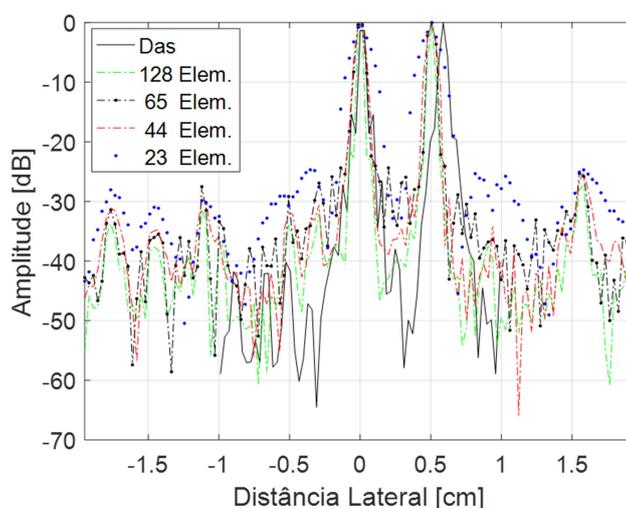


Figura 56 - Resposta para resolução lateral no ponto localizado na profundidade de 3,0 cm mostrado nas Figuras 50, 58 e 59, para os casos sem e com esparsidade do sinal.

Fonte: Autoria própria.

Os valores para avaliação pelo critério FWHM para os pontos localizados na profundidade de 3,0 cm são mostrados na Tabela 5 e representam a análise para os pontos apresentados em destaque na Figura 58 e na Figura 59, onde, para o cálculo da resolução axial foi escolhido o ponto da direita, por ter o maior pico entre os dois na resolução lateral.

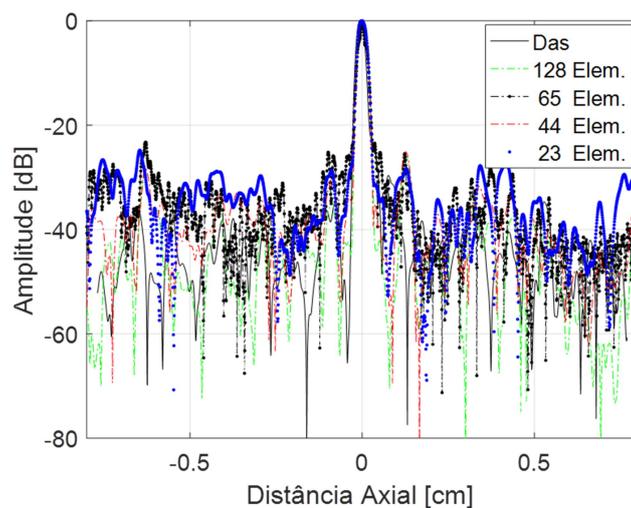
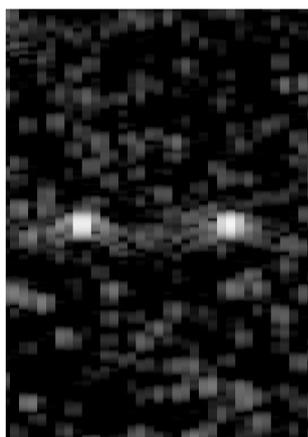
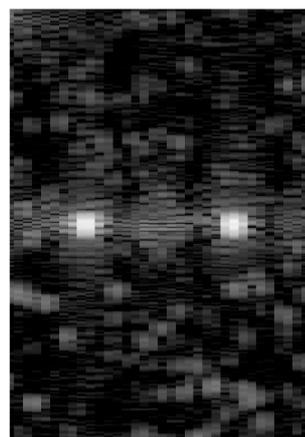


Figura 57 - Resposta para resolução axial no ponto localizado à direita e na profundidade de 3 cm, Figuras 50, 58 e 59, para os casos sem e com esparsidade do sinal.

Fonte: Autoria própria.



(a)



(b)

Figura 58 - Região dos pontos a serem analisados. (a) Região com todos os elementos do transdutor atuando. (b) Região com 65 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

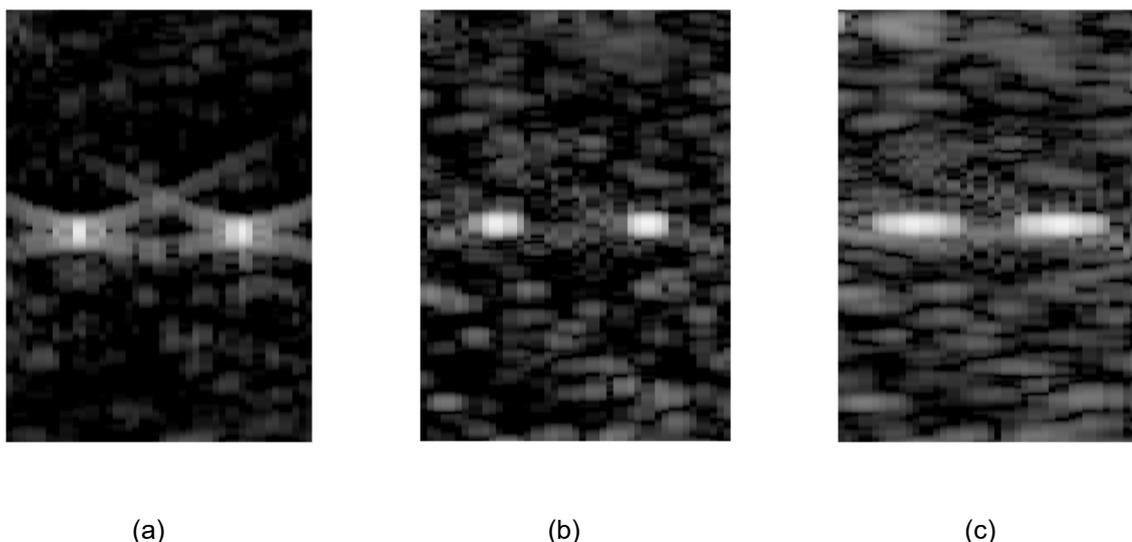


Figura 59 - Região dos pontos a serem analisados. (a) Região com processamento com DAS. (b) Região 44 elementos e (c) Região com 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 5 - Resposta para as resoluções laterais, axiais e valores de erros percentuais.

Elementos	Resolução Lateral (mm)	Erro Lateral (%)	Resolução Axial (mm)	Erro Axial (%)
DAS 128	0,5989	-	0,2829	-
128	0,4755	20,60	0,3010	-6,40
65	0,7084	-18,28	0,2910	-2,86
44	0,8580	-43,26	0,3034	-7,25
23	1,6454	-174,74	0,3041	-7,49

Fonte: Autoria própria.

Na Tabela 5, pode-se verificar que houve uma piora nos valores da resolução lateral quando comparados com a resolução obtida pelo DAS. A Figura 59(b) e a Figura 59(c) apresentaram um aumento do espalhamento e um alargamento do tamanho lateral do ponto em relação ao que é apresentado na Figura 58(b). Este resultado é esperado já que a condição de esparsidade do sinal influencia na recomposição feita por interpolação. Na Figura 59(a), que apresenta a resposta ao DAS, verifica-se o aspecto de maior espalhamento, decorrente do processo de formação da imagem pelo método DAS, mas a definição do ponto sólido é observada e apresenta resultados similares aos que são mostrados na Figura 58(a) e (b).

Já na resolução axial houve uma tendência de se manter no mesmo patamar. Observando-se as imagens representadas pelas Figuras 58 e 59, a diferença entre

os resultados é o aparecimento de um espalhamento em torno do alvo analisado devido à interpolação dos elementos faltantes na recepção.

4.1.2 Simulação com alvos sólidos e cisto

Para esta simulação foi utilizado o *phantom* apresentado na Figura 51 e um sinal de *rf* sem angulação. Os resultados das *scanlines* nos modos de aquisição esparsos são mostrados na Figura 60. A Figura 60(a) representa a situação considerando todos os 128 elementos do transdutor na emissão e recepção e na Figura 60(b) a (d) com a recepção utilizando esparsidade com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção, respectivamente.

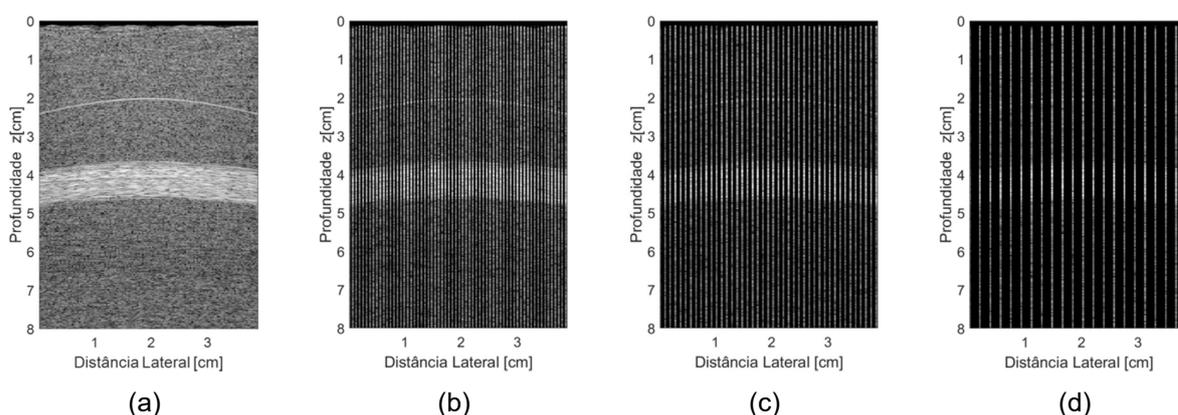


Figura 60 - Sinais de *rf* obtidos do *phantom* com um ponto, um alvo sólido e um cisto com pós-processamento considerando 128 elementos na emissão e recepção esparsa utilizando: (a) 128 elementos; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos e, (d) 23 elementos do transdutor.

Fonte: Autoria própria.

A análise neste *phantom* foi realizada com variação de ângulo de $0,5^\circ$ e inclinação entre $-1,5^\circ$ e $1,5^\circ$, totalizando sete variações angulares. Para cada variação angular foram amostrados 5 *frames*. Processando-se todos os sinais para ambas as situações, considerando as variações dos ângulos e a quantidade de *frames* para cada variação de ângulos, foram obtidas as imagens dos dados brutos. A Figura 61(a) representa a reconstituição da imagem considerando todos os 128 elementos ativos do transdutor. Na Figura 61(b) a (d) são mostradas a condição esparsa com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção, respectivamente, para uma variação angular de $0,5^\circ$.

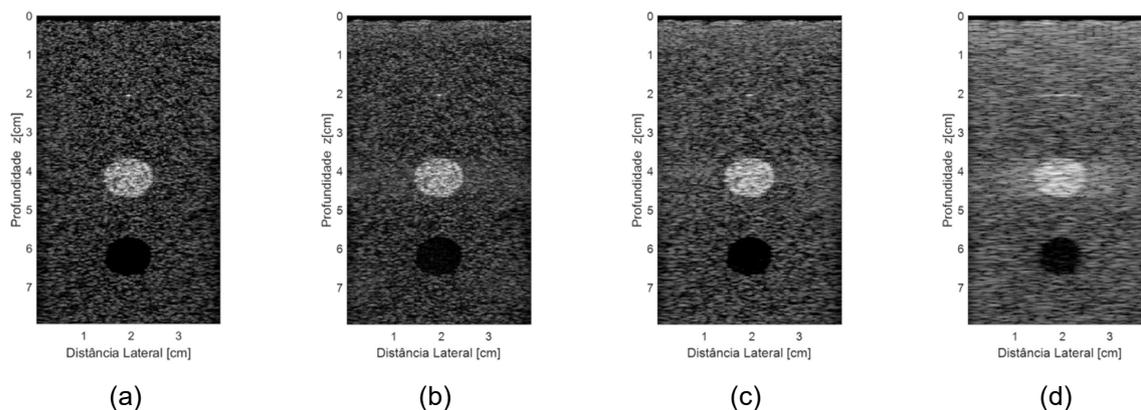


Figura 61 - Comparação entre os sinais processados com variação de $0,5^\circ$ e recepção com: (a) 128 elementos; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos; (d) 23 elementos.
Fonte: Autoria própria.

A Figura 62 representa o processamento considerando todas as condições esparsas mostradas na Figura 61 com uma variação de $5,0^\circ$ entre a faixa de $-15,0^\circ$ a $15,0^\circ$.

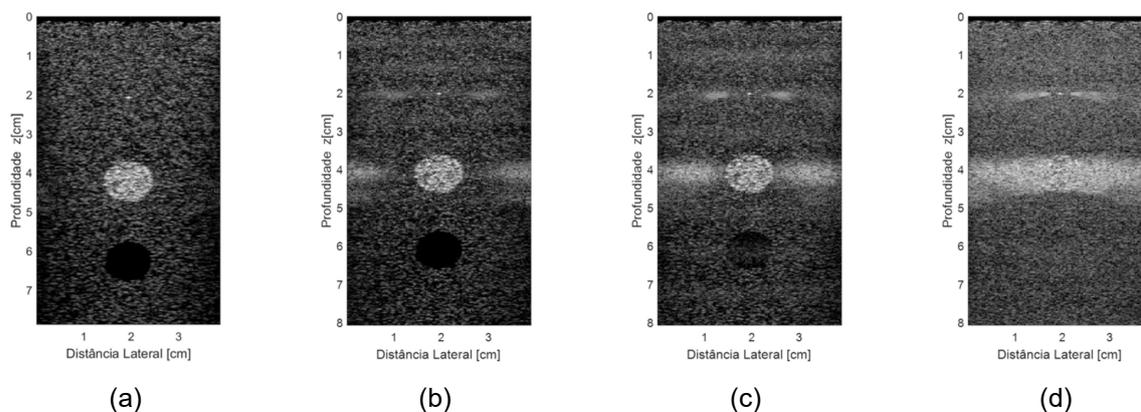


Figura 62 - Comparação entre os sinais processados com variação de $5,0^\circ$ e recepção com: (a) todos os 128 elementos; (b) 65 elementos; (c) 44 elementos; (d) 23 elementos.
Fonte: Autoria própria.

À medida que há um aumento na angulação de disparo dos sinais ultrassônicos, é notado que com uma condição esparsa menor que 65 elementos há o aparecimento de um espalhamento ao redor dos alvos conforme pode ser visto na Figura 62(b) a (d) para uma angulação de $5,0^\circ$.

A Figura 63 apresenta o processamento pela técnica DAS com abertura de 64 elementos e foco em 2,0 cm com as mesmas características de transdutor utilizada no modo de *plane wave*.

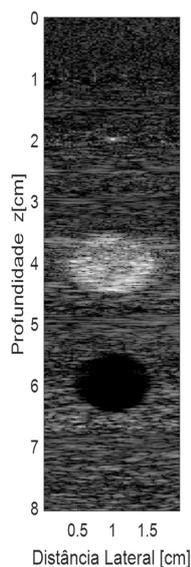


Figura 63 - Imagem após processamento via DAS com abertura de 64 elementos.
Fonte: Autoria própria.

Na Figura 64 é apresentada a análise da resolução lateral e axial para as variações de ângulos de $0,5^\circ$, $1,0^\circ$ e $5,0^\circ$, respectivamente. Os resultados dos gráficos apresentados foram processados com o DAS e para *plane wave* com 128 elementos e *plane wave* com *sparse array* para as condições de esparsidade com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção em cada gráfico, respectivamente.

Os resultados da análise do FWHM para a excitação do transdutor com variação angular e passos de $0,5^\circ$ até $5,0^\circ$ é apresentada na Tabela 6.

A Tabela 6 apresenta os valores da resolução lateral e axial no ponto a 2,0 cm e com os erros percentuais para cada resolução quando comparada com a do processo via DAS. Pela análise do erro percentual na resolução lateral, a variação angular de $5,0^\circ$ seria o melhor resultado e ficaria com o menor erro percentual em 1,93% para condição esparsa com 23 elementos ativos na recepção. Porém, conforme visto na Figura 62(d), há o aparecimento de um grande espalhamento em torno da região do ponto. Neste sentido, levando em consideração a não presença dos espalhamentos nos alvos, a melhor resolução com erro

percentual de 7,30 % foi obtida para a condição esparsa com 65 elementos ativos na recepção e com variação angular de $0,5^\circ$.

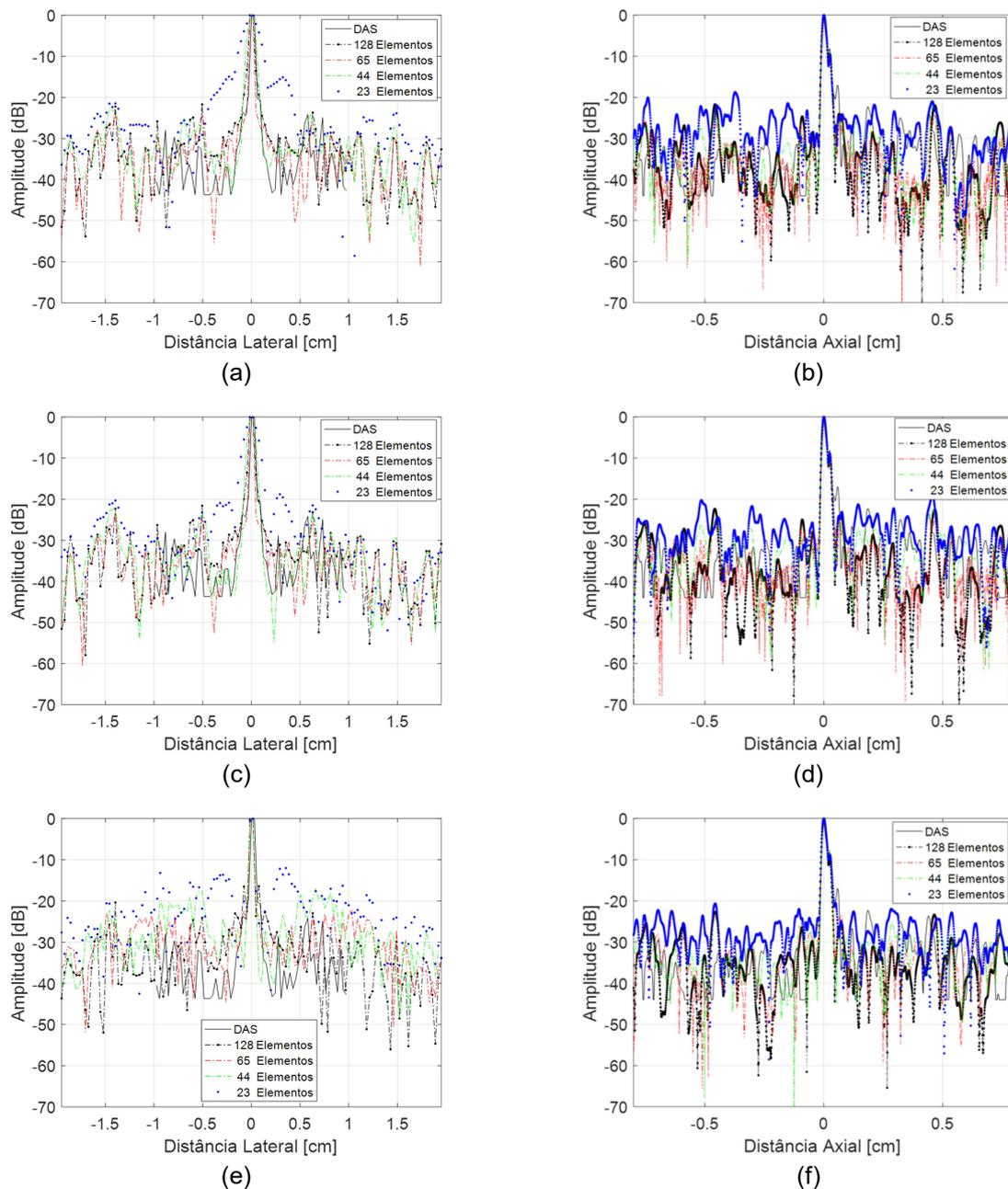


Figura 64 - Análise das resoluções laterais e axiais na região do alvo localizado a 2,0 cm e diferentes passos angulares: (a) resolução lateral com passo de $0,5^\circ$; (b) resolução axial com passo $0,5^\circ$; (c) resolução lateral com passo de $1,0^\circ$; (d) resolução axial com passo $1,0^\circ$; (e) resolução lateral com passo de $5,0^\circ$; (f) resolução axial com passo $5,0^\circ$.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 6 - Análise das resoluções laterais/axiais e erros percentuais para um alvo localizado a 2,0 cm no *phantom*.

Método	Faixa Ângulo (graus)	Passo (graus)	Elementos Recebendo	Resolução Lateral (mm)	Resolução Lateral erro (%)	Resolução Axial (mm)	Resolução Axial erro (%)
DAS	-	-	-	0,4975	-	0,2163	-
	-1,5 a +1,5	0,5	128	0,5779	-16,16	0,2165	-0,09
			65	0,4612	7,30	0,2348	-8,55
			44	0,9658	-94,13	0,2137	1,20
			23	1,9772	-297,43	0,2162	0,05
	-3,0 a +3,0	1,0	128	0,5707	-14,71	0,2155	0,37
			65	0,4563	8,28	0,2344	-8,37
			44	0,9383	-88,60	0,2130	1,53
			23	1,5811	-217,81	0,2130	1,53
	-6,0 a +6,0	2,0	128	0,5408	-8,70	0,2180	-0,79
			65	0,5604	-12,64	0,2128	1,62
			44	0,8249	-65,81	0,2138	1,16
			23	1,0659	-114,25	0,2158	0,23
Stolt's	-9,0 a +9,0	3,0	128	0,5021	-0,92	0,2205	-1,94
			65	0,5206	-4,64	0,2152	0,51
			44	0,6734	-35,36	0,2172	-0,42
			23	0,8202	-64,86	0,2127	1,66
	-12,0 a +12,0	4,0	128	0,4604	7,46	0,2250	-4,02
			65	0,4868	2,15	0,2228	-3,01
			44	0,5633	-13,23	0,2175	-0,55
			23	0,6334	-27,32	0,2200	-1,71
	-15,0 a +15,0	5,0	128	0,4619	7,16	0,2279	-5,36
			65	0,4595	7,64	0,2251	-4,07
			44	0,4850	2,51	0,2169	-0,28
			23	0,4879	1,93	0,2282	-5,50

Fonte: Autoria própria.

Para realizar a análise do contraste na região dos alvos é necessário selecionar duas áreas. Uma determinada área do ponto onde se quer e outra área fora da região de interesse. No caso apresentado na Figura 61 existem dois tipos de alvos (cisto e sólidos) e é interessante fazer uma avaliação do contraste nestes dois casos.

A Figura 65 representa as áreas selecionadas para quantificação do contraste. Na Figura 65(a) e (b) são apresentadas três áreas circulares de 1,0 cm de diâmetro, sendo que a área superior é a área de fundo que é usada como base para estimar o contraste, conforme descrito na Equação (20). Na Figura 65(c) até Figura 65(e) somente são apresentadas as áreas dos cistos e dos sólidos. A Figura 65(a)

que representa a resposta ao sistema DAS, tem sua área final reduzida devido à abertura de 64 elementos. Neste caso a área usada para o fundo foi colocada no mesmo eixo axial do cisto e do sólido, seguindo-se esse padrão para todas as outras imagens.

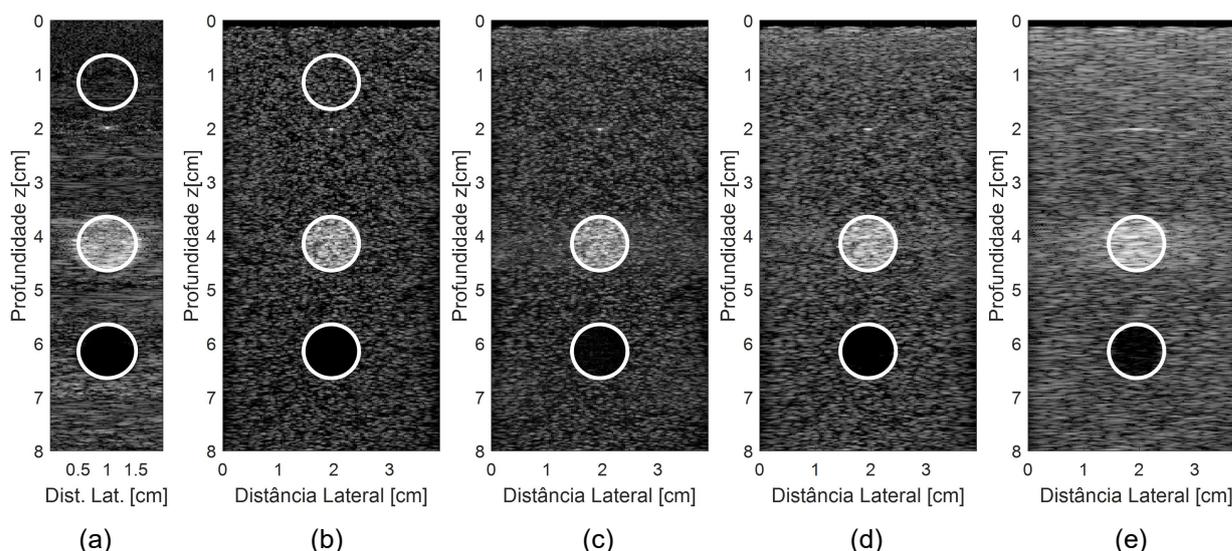


Figura 65 - Regiões para análise do contraste para: (a) processamento com DAS; (b) imagem representando todos os 128 elementos e região de comparação na parte superior e esparsidade com 65 elementos (c) e (d) 44 elementos e (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

As respostas da análise do contraste para todas as situações mostradas na Figura 65 são apresentadas na Tabela 7.

Tabela 7 - Análise do contraste para as imagens apresentadas na Figura 60.

Método	Modo	Elementos	Sólido [dB]	Cisto [dB]
DAS	Não Esparsa	64*	9,59	5,34
	Não Esparsa	128	6,49	6,33
<i>Plane wave</i>	Esparsa	65	7,03	6,35
	Esparsa	44	6,94	9,89
	Esparsa	23	6,45	11,18

Fonte: Autoria própria.

Analisando-se a Tabela 7, a quantificação do contraste para o sólido se apresentou muito próxima aos valores para a condição com todos os 128 elementos e para as condições com esparsidade. Já no contraste do cisto, conforme visto na Figura 65(e) para condição esparsa de 23 elementos, o alvo evidencia muitos pontos

internos em tons de cinza, levando a um contraste pior em comparação com as situações esparsas (com 65 e 44 elementos ativos) e com todos os 128 elementos ativos.

Já o processamento utilizando DAS, mesmo com um espalhamento em torno do cisto, o fundo usado para comparação não sofreu degradação devido ao espalhamento, fazendo com que o valor do contraste ficasse perto do valor das condições de 128, 65 e 44 elementos. As regiões do sólido (região mais clara) utilizadas para o cálculos do contraste e apresentados na Tabela 7 são mostrados na Figura 66. As imagens da Figura 66(b) até a Figura 66(e) foram obtidas pelo processamento com passo de $0,5^\circ$ e a Figura 66(a) é com processamento via DAS.

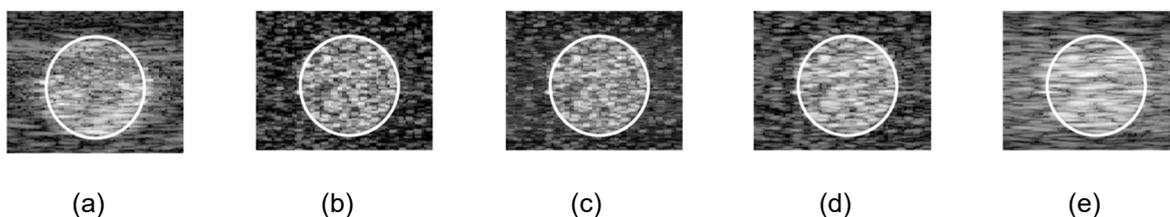


Figura 66 - Regiões em destaque para contraste no sólido e processadas utilizando-se: (a) DAS; (b) todos os 128 elementos do transdutor; e esparsidade com (c) 65, (d) 44 e (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Na Figura 67, a área de interesse agora é a que tem a presença de um cisto (região mais escura) e na Figura 68 são ilustradas as regiões de fundo utilizadas no cálculo que foram apresentadas na Figura 65.

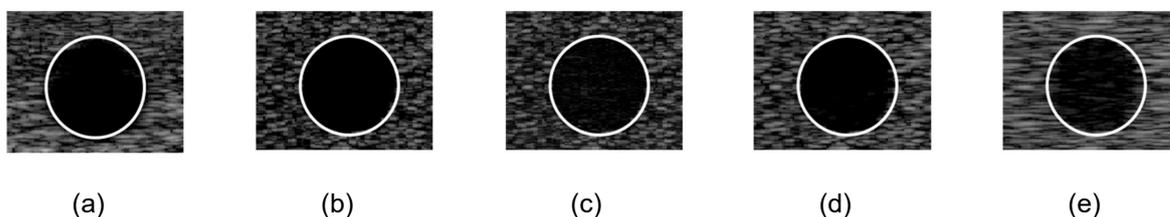


Figura 67 - Regiões em destaque para análise de contraste no cisto e processamento com: (a) DAS; (b) todos os 128 elementos do transdutor e esparsidade com (c) 65, (d) 44 e (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.



Figura 68 - Regiões de fundo para estimar o cálculo do contraste. (a) Região processada com todos os elementos do transdutor e variação angular de 0,5°. (b) Região processada com DAS.

Fonte: Autoria própria.

Com base nas regiões selecionadas para análise do contraste na Figura 66, Figura 67 e nas respostas da Tabela 7, que apresentam valores muito próximos, faz-se necessário analisar o comportamento da média e variância de cada caso. Desta forma, as Tabelas 8 e 9 apresentam o cálculo da média e variância de cada região selecionada levando em conta os dados internos à área selecionada.

Tabela 8 - Cálculo da média e variância para as regiões dos sólidos mostrados na Figura 66.

Método	Modo	Elementos	Média interna	Média externa	Variância interna	Variância externa
DAS	Não Esparsa	64*	-41,0016	13,4222	14822,2000	250,3829
	Não Esparsa	128	-49,6427	-38,7648	3,7270	51,3738
Plane wave	Esparsa	65	-48,3284	-38,0136	7,1025	42,2086
	Esparsa	44	-49,2706	-34,5353	6,9228	37,5727
	Esparsa	23	-46,8199	-28,9993	17,2574	31,1430

* Abertura

Fonte: Autoria própria.

Tabela 9 - Cálculo da média e variância para as regiões dos cistos mostrados na Figura 67.

Método	Modo	Elementos	Média interna	Média externa	Variância interna	Variância externa
DAS	Não Esparsa	64*	72,2862	13,4222	510,9260	250,3829
	Não Esparsa	128	-21,8292	-38,7648	77,3492	51,3738
Plane wave	Esparsa	65	-21,4812	-38,0136	66,0172	42,2086
	Esparsa	44	-18,7896	-34,5353	62,8290	37,5727
	Esparsa	23	-15,7128	-28,9993	48,7364	31,1430

* Abertura

Fonte: Autoria própria.

Pela Tabela 8 e Tabela 9, analisando-se os dados com 128 e 65 elementos, pode-se notar que houve pouca variação, fazendo com que o contraste ficasse na ordem de 6,49 dB e de 7,03 dB (Tabela 7), respectivamente, para o sólido e de 6,33 dB e 6,35 dB para o cisto. Assim, a condição esparsa com 65 elementos ativos na recepção apresentou os melhores resultados. As variâncias obtidas pelo método DAS apresentaram valores muito altos em comparação aos obtidos com a técnica *plane wave*, devido ao próprio método gerar imagens não tão nítidas.

Considerando o método DAS com abertura de 64 elementos para comparação, esta condição é usada para se quantificar a métrica de qualidade da imagem em relação às condições de *plane wave*. Essa métrica exige que as imagens tenham o mesmo tamanho, fazendo que neste critério seja selecionada a mesma área do processamento via DAS.

A Tabela 10 apresenta os valores obtidos para os critérios de análise de qualidade da imagem com a variação do ângulo de $0,5^\circ$. Pode-se verificar que a condição esparsa de 65 elementos ativos apresenta a menor PSNR e MSE, e maior SNR. A SSIM foi apenas ilustrada, mas seria melhor representada se a comparação fosse para o método de *plane wave*.

Tabela 10 - Avaliação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação ao método DAS.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
DAS					
128	0,5°	-19,81	12,31	95,76	0,04
65		-19,63	12,49	91,88	0,01
44		-20,31	11,82	107,31	0,03
23		-21,65	10,45	147,12	0,02

Fonte: Autoria própria.

4.2 EXPERIMENTOS DE DADOS GERADOS VIA PLATAFORMA VERASONICS

Os experimentos práticos foram feitos a partir de dados obtidos da plataforma Verasonics, a qual gerou todos os dados de *rf* brutos para serem processados e as imagens do sistema pelo método proprietário VDAS (*Verasonics Data-Acquisition System*) para os ensaios realizados.

4.2.1 Experimento 1

Este experimento foi baseado na aquisição de dados da Verasonics de uma região do *phantom* onde se poderia avaliar a resolução dos pontos em uma determinada região. Nesta situação, fez-se aquisição de 7 ângulos e 5 *frames*, sendo que a seguir serão apresentadas às imagens somente para 5 *frames*. Este primeiro experimento foi realizado com um intervalo de ângulos de $-1,5^\circ$ a $1,5^\circ$ com variação de $0,5^\circ$. As imagens estão apresentadas na Figura 69.

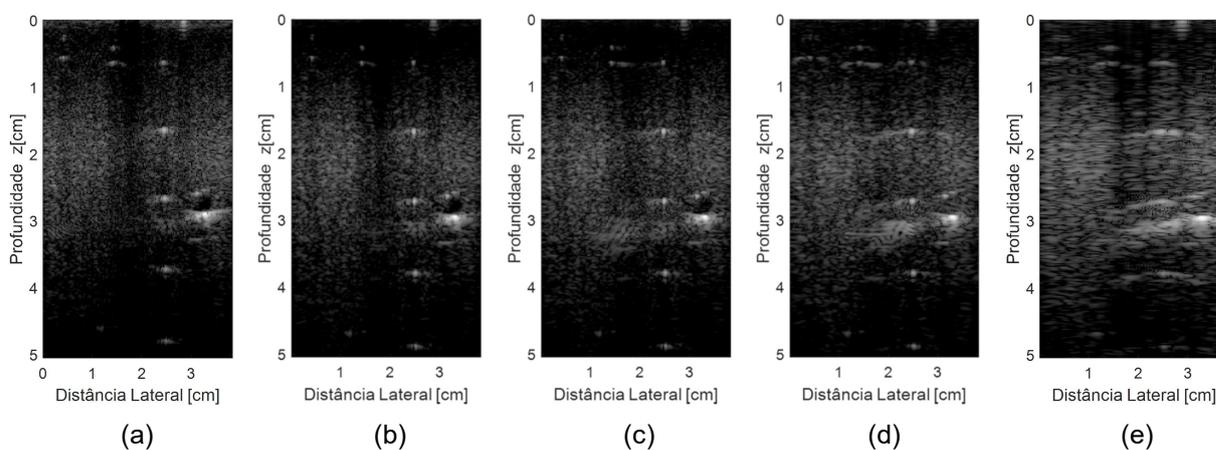


Figura 69 - Sinais de *rf* obtidos pela Verasonics utilizando: (a) método VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

As Figuras 70 e 71 mostram a análise das resoluções lateral e axial, respectivamente, para o critério FWHM no ponto localizado aproximadamente a 1,6 cm da origem para todas as condições de recepção.

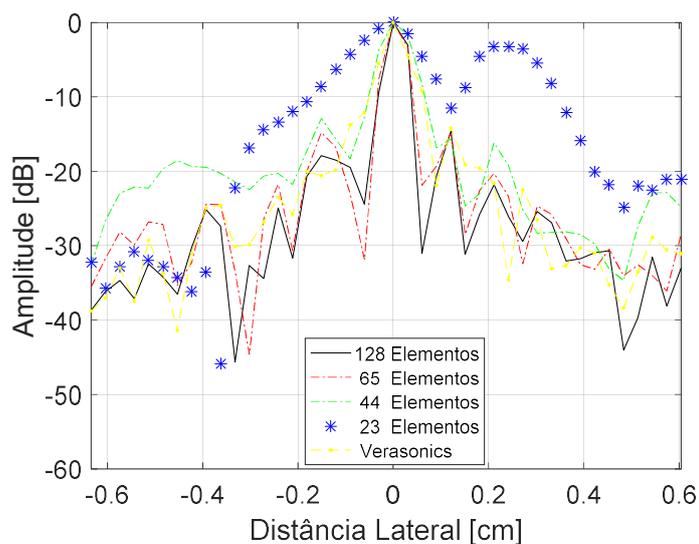


Figura 70 - Resolução lateral para o ponto a 1,6 cm no *phantom* e utilizando o sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

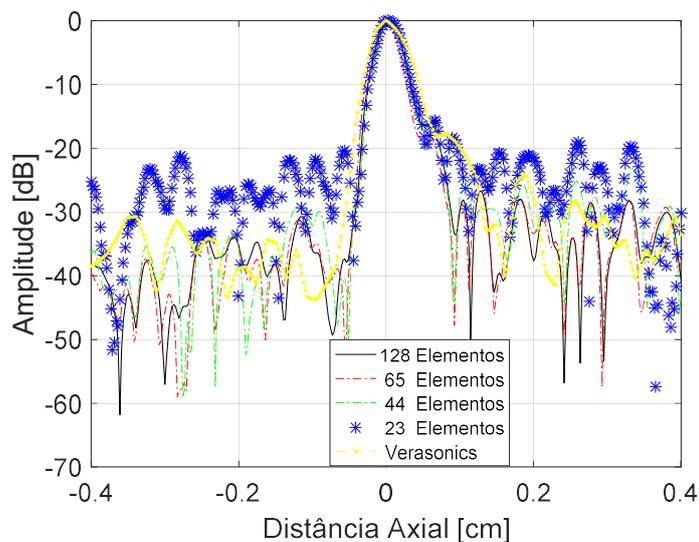


Figura 71 - Resolução axial para o ponto a 1,6 cm no *phantom* e utilizando o sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Nesta situação, realizou-se uma nova aquisição de 5 *frames* e com um intervalo de ângulos de $-3,0^\circ$ a $+3,0^\circ$ com variação de $1,0^\circ$. As imagens estão apresentadas na Figura 72.

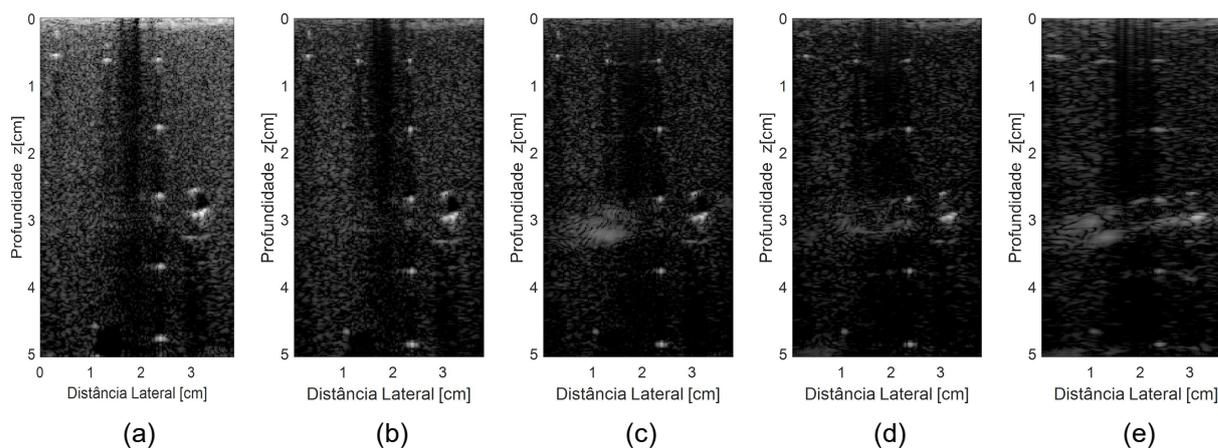


Figura 72 - Sinais de *rf* obtidos pela Verasonics com variação de $1,0^\circ$ e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

As análises para a resolução lateral e axial do ponto localizado nas imediações da profundidade 1,6 cm do *phantom* são mostradas nas Figuras 73 e 74, respectivamente.

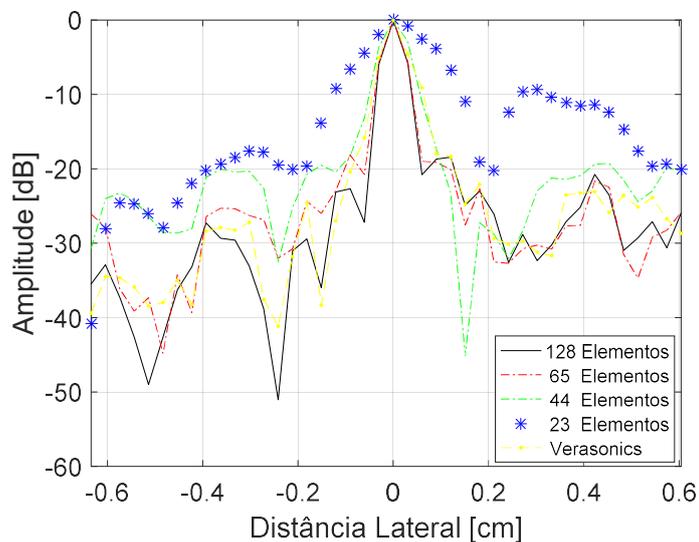


Figura 73 - Resolução lateral para o ponto do *phantom* na profundidade de 1,6 cm com variação de $1,0^\circ$ para sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

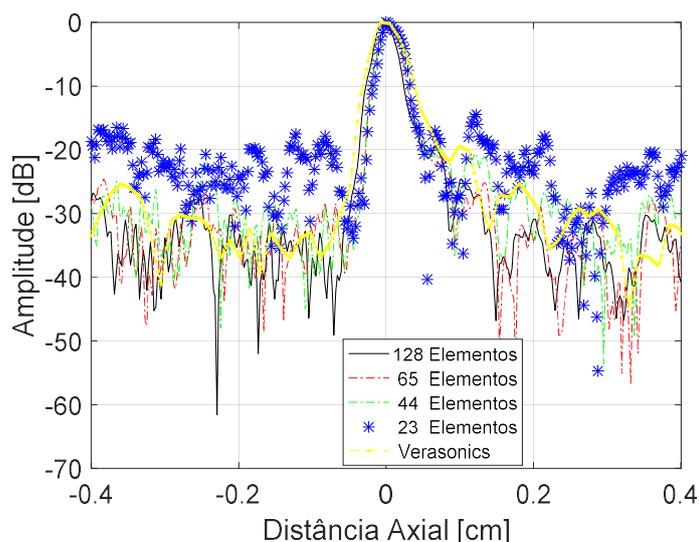


Figura 74 - Resolução axial para o ponto do *phantom* na profundidade de 1,6 cm com variação de $1,0^\circ$ para sistema Verasonics (VDAS) e os sinais processados com todos os 128 elementos e as configurações esparsas com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Considerando agora uma nova aquisição de 5 *frames* e com um intervalo maior que o teste anterior, com ângulos de $-4,5^\circ$ a $4,5^\circ$ e com variação de $1,5^\circ$ e as imagens apresentadas na Figura 75. Das imagens da Figura 75, considerando o mesmo alvo a 1,6 cm de profundidade, foram feitas as análises para as resoluções laterais e axiais apresentadas nas Figuras 76 e 77.

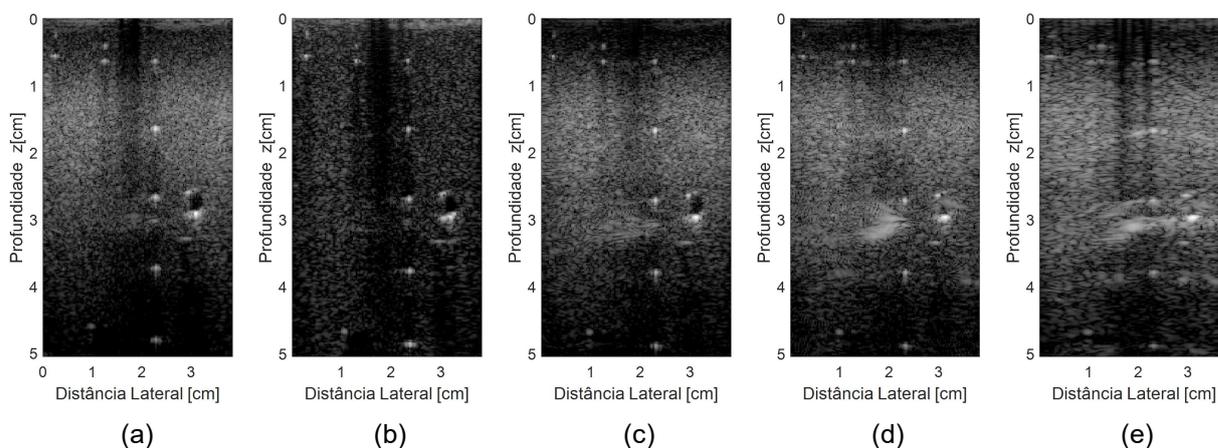


Figura 75 - Sinais de *rf* obtidos pela Verasonics com variação de $1,5^\circ$ e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

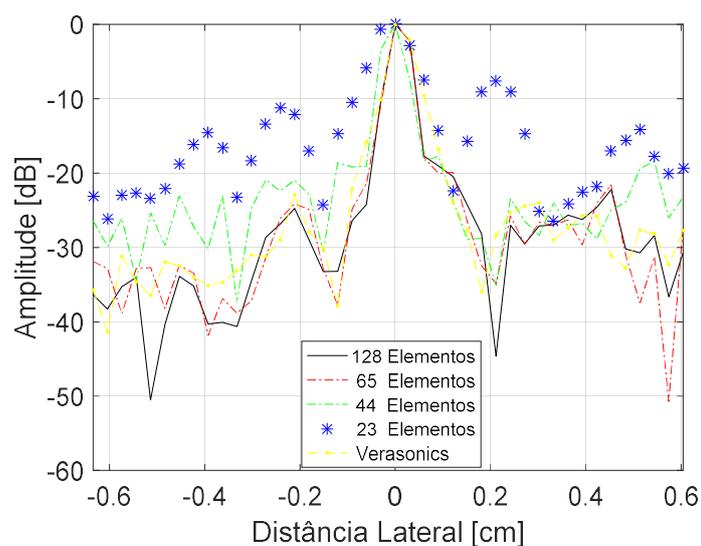


Figura 76 - Resolução lateral para o ponto a 1,6 cm com variação de $1,5^\circ$ e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

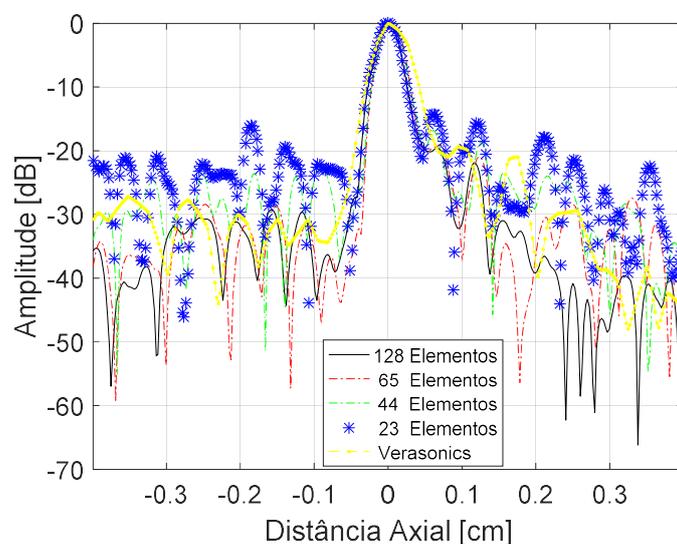


Figura 77 - Resolução axial para o ponto a 1,6 cm com variação de $1,5^\circ$ e processamento utilizando: (a) VDAS da Verasonics. b) com todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Os resultados de todas as variações de ângulos para o critério de FWHM com 5 frames para cada ângulo estão apresentados na Tabela 11.

Os dados da imagem apresentados pela Verasonics já estavam processados e só foi aplicado um ganho pela faixa dinâmica que, neste caso, foi de -60 dB.

O objeto de estudo é então a comparação dos dados brutos processados considerando todos os elementos do transdutor e as condições para o *sparse array*. Neste caso, comparando estas condições, verifica-se que houve uma variação para as resoluções laterais e axiais.

As variações destas resoluções visivelmente representadas nas imagens que apresentam as respostas para as resoluções laterais (Figura 76) e axiais (Figura 77) comprovam que, mesmo com a condição esparsa, a qual tem perda de informação, as reconstruções da imagem aqui apresentadas se mostram possíveis.

Analisando-se os dados processados e apresentados na Tabela 11, pode-se notar que somente a resolução axial melhora, mantendo a mesma faixa de erro, e a resolução lateral apresenta diferentes variações tanto para o caso com todos os 128 elementos quanto para cada condição de esparsidade.

Tabela 11 - Resoluções laterais e axiais com 5 frames.

Elementos Recebendo	Passo (θ)	Resolução Lateral	Erro Lateral (%)	Resolução Axial	Erro Axial (%)
Verasonics		0,7218		0,5911	
128	0,5°	0,5239	27,42	0,4312	27,05
65		0,5815	19,44	0,4270	27,76
44		0,8740	-21,09	0,4353	26,36
23		1,8974	-162,87	0,4301	27,24
Verasonics		0,7188		0,5412	
128	1,0°	0,6051	15,82	0,3738	30,93
65		0,6178	14,05	0,3736	30,97
44		0,7903	-9,95	0,3860	28,68
23		1,9524	-17,62	0,3894	28,05
Verasonics		0,6334		0,5522	
128	1,5°	0,5491	13,31	0,3852	30,24
65		0,5390	14,90	0,4016	27,27
44		0,5969	5,76	0,3935	28,74
23		1,1101	-75,26	0,4013	27,33

Fonte: Autoria própria.

Para avaliar o efeito da persistência sobre os dados adquiridos, foi feito na mesma área do *phantom* uma nova aquisição, agora com 10 frames e com as variações dos ângulos de 0,5°, 1,0° e 1,5°, respectivamente.

Após processamento, as novas imagens são apresentadas em conjunto na Figura 78, onde cada grupo de imagens em cada linha da figura irá representar uma variação de ângulo descrita anteriormente. A disposição das imagens é: Verasonics, seguida pelas imagens com a aquisição com todos os 128 elementos do transdutor e as condições de esparsidade com 65, 44 e 23 elementos ativos na recepção, respectivamente.

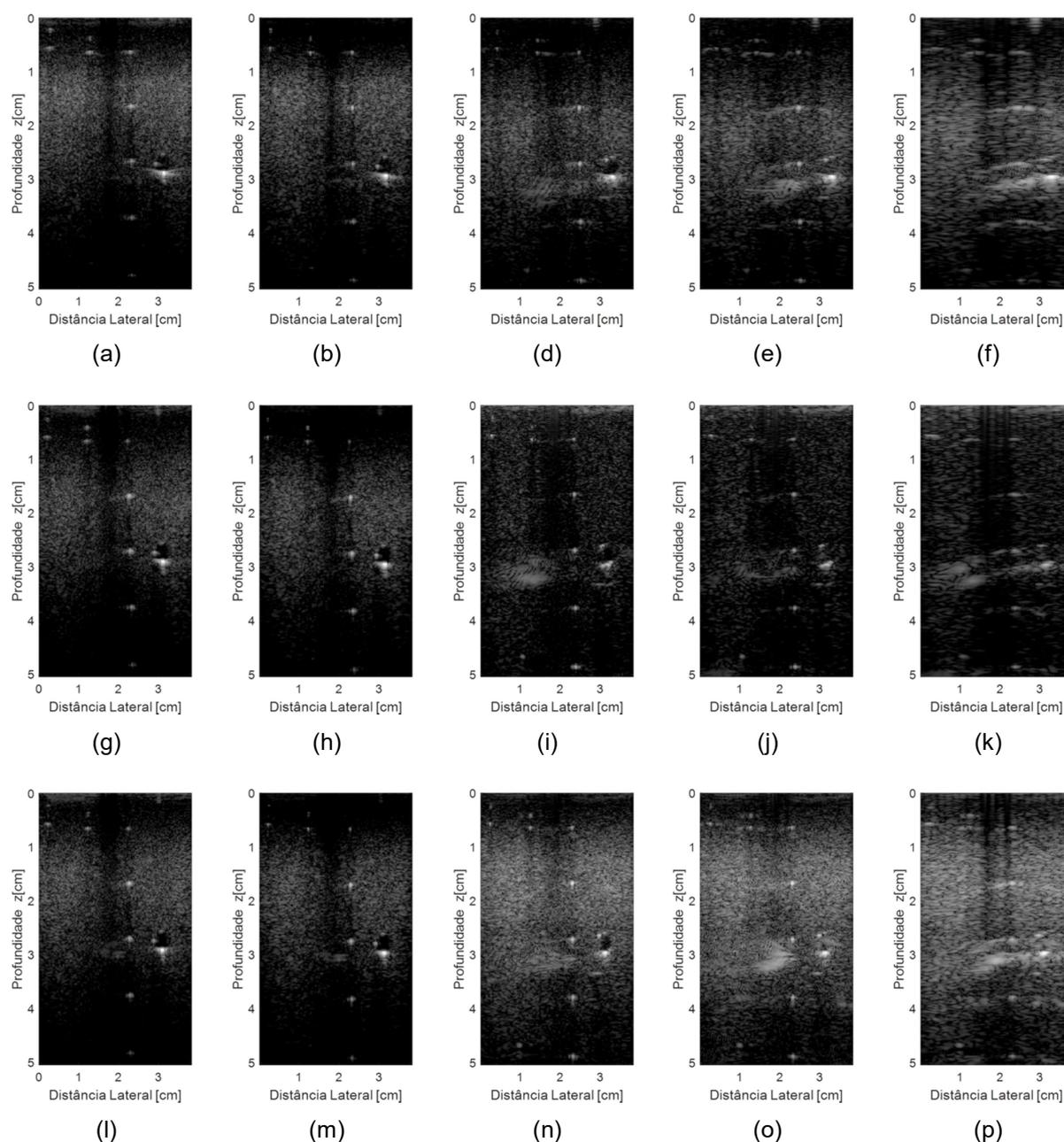


Figura 78 - Imagens processadas com 10 frames com variações angulares de 0,5 a 1,5° e processamento utilizando: (a, g, i) Verasonics VDAS; (b, h, m) todos os 128, (c, i, n) 65, (d, j, o) 44 e, (e, k, p) 23 elementos ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

As análises para as resoluções laterais e axiais com os erros percentuais estão apresentadas na Tabela 12. Comparando-se os dados obtidos através da Tabela 11 e da Tabela 12, pode-se notar que, com 5 *frames*, o menor erro na resolução lateral foi de 5,76% para uma variação de ângulo de 1,5° e esparsidade com 44 elementos ativos. Com o aumento para 10 *frames*, apresentado na Tabela 12, o menor erro na resolução lateral foi de 5,19% para a mesma variação de ângulo de 1,5°.

Considerando os erros para a resolução axial, eles ficaram sempre dentro da mesma faixa para cada variação angular como, por exemplo, com 5 *frames* a 0,5° que a faixa ficou entre 26 e 27 % de erro.

A Tabela 12 apresenta a mesma análise com uma aquisição maior na quantidade de *frames* por cada ângulo. Neste caso, foram realizadas 10 aquisições para cada variação de ângulo.

Tabela 12 - Resoluções laterais e axiais com 10 *frames*.

Elementos Recebendo	Passo (θ)	Resolução Lateral	Erro Lateral (%)	Resolução Axial	Erro Axial (%)
Verasonics		0,7218		0,5911	
128	0,5°	0,5104	29,29	0,3880	34,36
65		0,4977	31,05	0,3666	37,98
44		0,8275	-14,64	0,3947	33,23
23		2,2054	-205,54	0,4147	29,84
Verasonics		0,7188		0,5412	
128	1,0°	0,5983	16,76	0,3934	27,31
65		0,5031	30,01	0,4072	24,76
44		0,8199	-14,07	0,3977	26,52
23		1,2590	-75,15	0,3994	26,20
Verasonics		0,6334		0,5522	
128	1,5°	0,6005	5,19	0,3751	32,07
65		0,4596	27,44	0,3824	30,75
44		0,7598	-19,96	0,3667	33,59
23		1,0545	-66,48	0,3817	30,88

Fonte: Autoria própria.

4.2.2 Experimento 2

No experimento seguinte foram tomados como foco alguns pontos com a existência de alguns cistos para verificar se há perda de qualidade da imagem com a aplicação da condição esparsa. Os alvos foram dois cistos de 4 mm e dois de 6 mm. A aquisição foi feita com 5 *frames* e com um intervalo de ângulos de $-1,5^\circ$ a $1,5^\circ$, com variação de $0,5^\circ$. As imagens adquiridas pelo sistema Verasonics e processadas estão apresentadas na Figura 79 e foi estimada a qualidade das imagens com os critérios de *Peak-SNR*, *SNR*, *MSE* e *SSIM*, apresentados na Tabela 13. Na análise da qualidade, a imagem levada em consideração foi com todos os 128 elementos. A imagem da plataforma Verasonics não foi usada nesta análise.

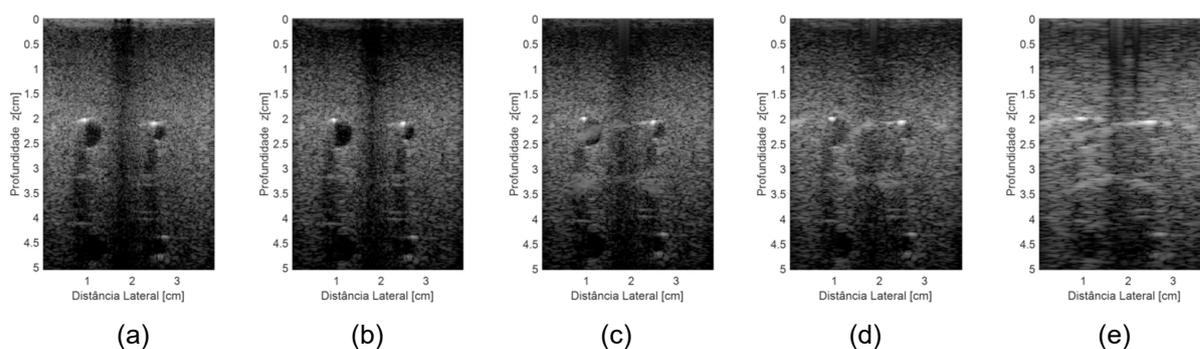


Figura 79 - Sinais de *rf* obtidos pela Verasonics com variação de $0,5^\circ$ e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 13 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos.

Elementos	Passo (θ)	<i>Peak-SNR</i> (dB)	<i>SNR</i> (dB)	<i>MSE</i> (%)	<i>SSIM</i>
65	0,5°	-11,16	22,92	13,07	0,73
44		-14,06	20,03	25,46	0,55
23		-18,05	16,04	63,81	0,26

Fonte: Autoria própria.

Alterando a variação do ângulo para $1,0^\circ$, fez-se uma nova aquisição com 5 *frames* com intervalo de ângulos de $-3,0^\circ$ a $3,0^\circ$. As imagens estão apresentadas na Figura 80 com a mesma sequência descrita anteriormente e análise da qualidade na Tabela 14.

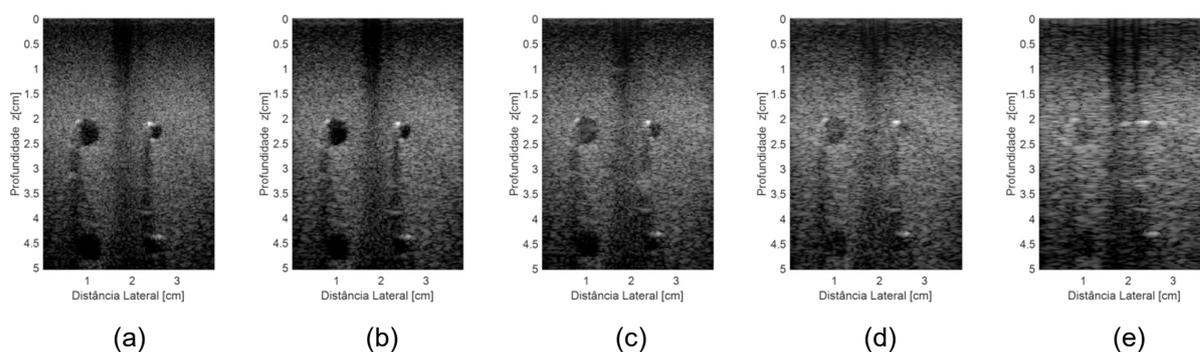


Figura 80 - Sinais de rf obtidos pela Verasonics com variação de $1,0$ e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 14 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos com passo de $1,0^\circ$.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
65	$1,0^\circ$	-10,59	23,16	11,47	0,76
44		-14,01	19,74	25,18	0,57
23		-14,97	18,78	31,41	0,32

Fonte: Autoria própria.

Aumentando a variação para $1,5^\circ$, realizou-se uma nova aquisição de 5 frames e com um intervalo de ângulos de $-4,5^\circ$ a $4,5^\circ$. As imagens para esta situação estão apresentadas na Figura 81 e as respostas para qualidade da imagem na Tabela 15.

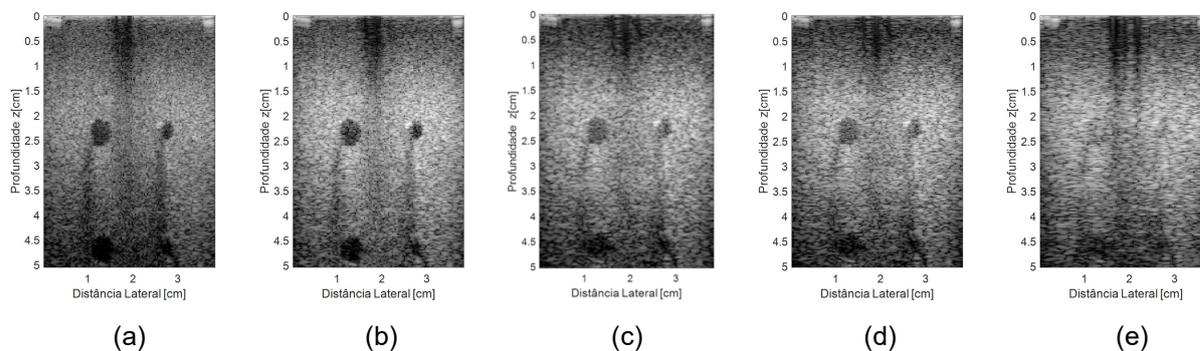


Figura 81 - Sinais de rf obtidos pela Verasonics com variação de $1,5^\circ$ e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 15 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos com passo de $1,5^\circ$.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
65		-13,13	18,73	20,60	0,75
44	$1,5^\circ$	-15,80	16,06	38,02	0,60
23		-17,15	14,71	51,65	0,32

Fonte: Aatoria própria.

A partir dos dados obtidos para análise da qualidade da imagem, a melhor condição foi com passo de ângulo de $1,0^\circ$ para esparsidade com 65 elementos do transdutor ativos na recepção.

4.2.3 Experimento 3

Considerando neste experimento um alvo bem distinto, efetivou-se a aquisição com uma variação de ângulo de $-0,25^\circ$ a $0,25^\circ$, com intervalo de $0,125^\circ$, 10 frames e as imagens do sistema e processadas com as condições de esparsidade estão na Figura 82. O alvo neste caso é um cisto encapsulado com 10 mm de diâmetro, posicionado na profundidade de aproximadamente 40 mm em relação ao centro do cisto.

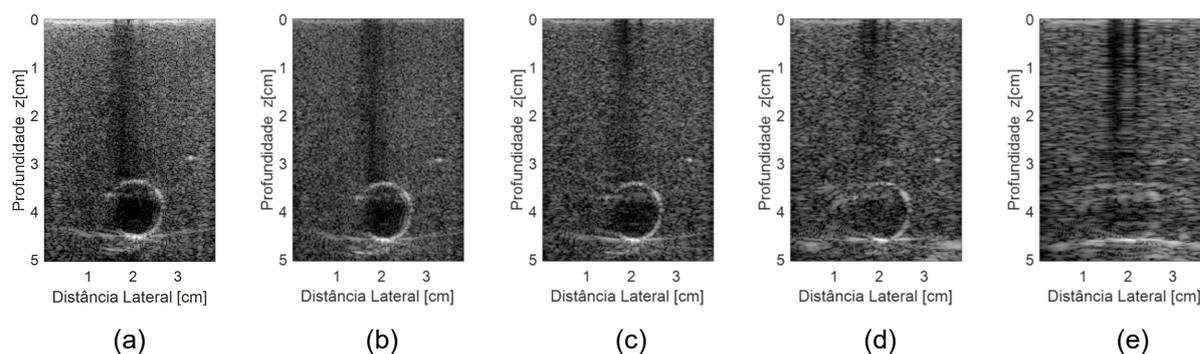


Figura 82 - Sinais de rf obtidos pela Verasonics com variação de $0,125^\circ$ e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.

Fonte: Aatoria própria.

A partir das imagens obtidas, selecionou-se uma área de contorno do cisto e outra afastada para se avaliar o contraste. As áreas selecionadas foram as mesmas em todos os casos, conforme visto na Figura 83.

Para melhor visualizar a área de interesse, elaborou-se uma focalização mais próxima desta área. A Figura 84 ilustra as 5 regiões analisadas.

O contraste para cada caso está apresentado na Tabela 16 e, mesmo considerando a perda de informação com a espacialidade do sinal, os resultados ficaram próximos ao caso para onde todos os elementos do transdutor foram utilizados para receber os dados. O contraste obtido pela imagem gerada pela plataforma Verasonics se apresenta com grande diferença conforme visto na Figura 84(a), onde se nota muitos tons mais para o nível de cinza. As imagens da Figura 84(b) e (c), que representam a condição com todos os elementos e esparsidade de 65, respectivamente, apresentam tons mais para o nível do preto.

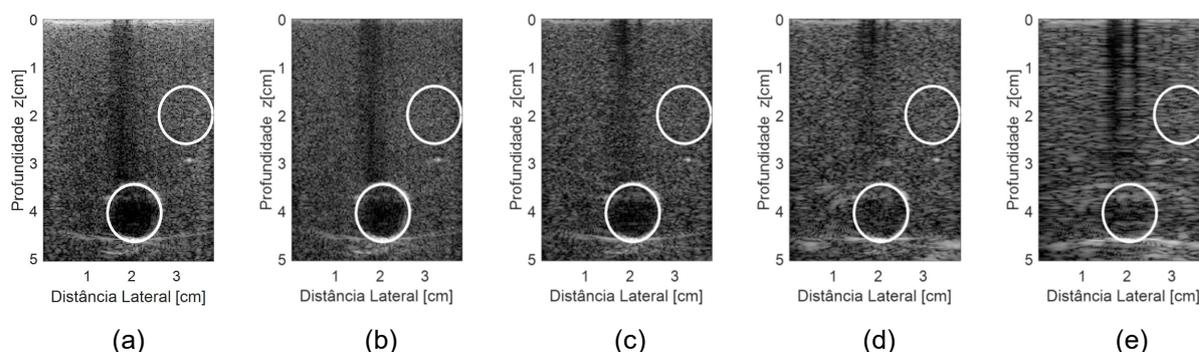


Figura 83 - Regiões para análise do contraste da região do cisto e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

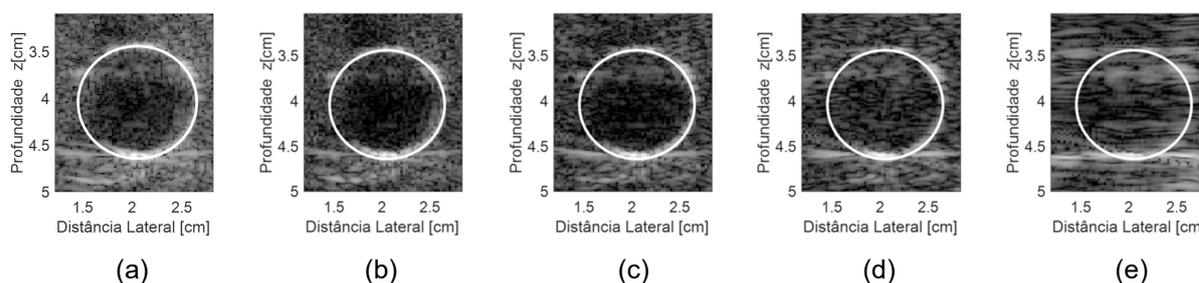


Figura 84 - Região de contorno para o cálculo do contraste em e imagens obtidas utilizando: (a) Verasonics VDAS; (b) todos os 128, (c) 65, (d) 44 e, (e) 23 elementos do transdutor ativos na recepção.

Fonte: Autoria própria.

Com os tons de cinza descritos acima, para todos os casos, foram feitos os cálculos de contraste apresentados na Tabela 16 e a Tabela 17 apresenta os critérios de análise de qualidade das imagens.

Tabela 16 - Análise do contraste para a região da área interna ao círculo da Figura 84.

Número de elementos	Contraste [dB]
Verasonics	2,21
128	-1,78
65	-1,66
44	-4,84
23	-6,46

Fonte: Aatoria própria.

Como na Figura 84 há tons mais para o cinza, o contraste tende a valores positivos pois, segundo a Equação (20), os valores médios tendem a ser maiores. Enquanto nas imagens apresentadas na Figura 84(b) e (c) há uma predominância de valores perto do tom escuro, tendendo desta maneira para o zero, baixando o valor médio e deixando a variância maior.

Tabela 17 - Quantificação da qualidade da imagem processada utilizando-se o método proposto em relação à imagem gerada pela Verasonics.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
128		-21,83	11,86	152,49	0,27
65	0,125°	-21,75	11,92	149,65	0,18
44		-21,86	11,77	153,44	0,11
23		-22,20	11,48	165,95	0,04

Fonte: Aatoria própria.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos e algumas comparações com os resultados obtidos por outros autores.

5.1 DISCUSSÃO

O objetivo deste trabalho foi gerar imagens de US com sinais adquiridos no modo *plane wave* para transmissão dos pulsos ultrassônicos, incluindo variações nas angulações das ondas planas, e com o uso da técnica *sparse arrays* na recepção dos dados e avaliar a imagem final com critérios de resoluções e qualidade. Com estas técnicas deseja-se reduzir o tempo de formação de cada imagem com a redução do *hardware* para aquisição e tempo de processamento. Isoladamente, estas técnicas de formação de imagens têm sido amplamente estudadas. No entanto, a combinação das duas técnicas ainda não foi devidamente explorada (SCHIEFLER JUNIOR et al., 2018).

Muitos pesquisadores têm publicados diversos trabalhos em relação a cada técnica em separado, com o objetivo de fomentar algum parâmetro analisado levando a um ganho no critério de qualidade da imagem. Muitas publicações não são focadas nas imagens de ultrassom, sendo que a maioria delas estão relacionadas às áreas de antenas e radares. Durante a revisão de literatura realizada para a pesquisa foi encontrado apenas o trabalho de Korukonda et al. (2013) que utilizou a combinação das técnicas *plane wave* e *sparse arrays* para gerar imagens de elastografia vascular não invasiva. No entanto, os autores utilizaram um método diferente do que foi proposto neste trabalho, evidenciando que a técnica proposta neste trabalho é inovadora. No caso, a esparsidade foi realizada apenas na excitação do transdutor, onde foram utilizados somente sete elementos ativos e a recepção dos dados de *rf* foi realizada com todos os 128 elementos do transdutor. Não foi possível realizar uma comparação dos resultados obtidos neste trabalho com os dos autores pois as imagens geradas eram diferentes e também não foram feitas análises quantitativas e qualitativas por eles.

A redução no número de elementos na recepção pela condição de *sparse array* levará a uma redução no custo do *hardware* e sua complexidade no sistema de aquisição dos dados referente a cada elemento.

As simulações feitas no Field II se mostraram de boa qualidade para se avaliar as características das resoluções laterais e axiais. Entretanto, uma diferença para o sistema real é que as quantidades de pontos adquiridos por simulação é muito maior do que as dos sistemas reais baseados em conversores A/D de 12 a 16 *bits*, levando o equipamento comercial a ter uma diferença plausível na formação da imagem.

Todas as simulações foram feitas considerando que houve a excitação de todos os 128 elementos do transdutor para a transmissão do pulso e na recepção com 128, 65, 44 e 23 elementos espaçadamente distribuídos na recepção dos dados.

Os dados foram obtidos com a repetição de alguns disparos no mesmo plano e a inclusão de uma angulação para se fazer uma soma coerente e média para obtenção da imagem.

As imagens geradas pelo método de migração Stolt se mostraram adequadas, pois foi possível distinguir os pontos e cistos nas imagens geradas.

Os dados adquiridos pelo sistema Verasonics na forma bruta se apresentam de boa qualidade em número de amostras e foi possível configurar os dados adquiridos para armazenamento em até 2k (2x1024) amostras de dados por elemento.

Os dados provenientes da imagem que é gerada pela plataforma Verasonics (VDAS – método proprietário) ficam armazenados em um *buffer* e apresenta-se com poucas amostras em relação aos dados brutos de *rf* configurados. A imagem gerada pela plataforma conforme apresentada na Figura 46(b) apresenta uma configuração com poucos dados. Estes dados do armazenado no *buffer* apresentam somente 380 linhas das de 2k para cada elemento do transdutor, úteis para a formação da imagem apresentada pela plataforma quando se faz a aquisição dos dados. Em relação ao número de elementos, o sistema faz uma interpolação de 128 para 156 elementos, resultando dados de 2048x156 pontos, onde somente as 380 (*downsample*) linhas iniciais contêm valores referentes à imagem e os restantes são zeros.

O *script* com um código base, fornecido pelo fabricante permite alterar a quantidade de linhas, mas o *firmware* retorna sempre 380 linhas válidas independente da alteração que se pretende fazer. Aumentado o número de linhas, a imagem da Figura 46(b) é modificada ficando em uma proporção não condizente com a resolução do monitor da plataforma. O retorno de 2048 amostras é proveniente da configuração permitida para os dados de *rf* brutos na aquisição dos dados segundo configuração via *script*.

Na visualização das imagens geradas foi encontrada uma diferença na reconstituição em relação ao espaçamento axial *z* e às imagens processadas. O sistema elimina alguns dados iniciais referentes à zona de contato entre o transdutor, gel e superfície do *phantom*. Nas imagens processadas foram descontadas em torno de 60 pontos iniciais de cada elemento para ficarem na mesma proporção da imagem gerada pela plataforma Verasonics.

As imagens geradas ficaram relativamente nítidas e apresentam bons fatores de FWHM, muito próximos em cada caso, considerando todos os elementos do transdutor e a condição para *sparse array*, com erro máximo de -18,28% na simulação com pontos e 31,05% no experimento 1, ambos para condição esparsa de 65 elementos ativos.

Os contrastes nas imagens geradas, mesmo com esparsidade, apresentaram-se muito próximos, indicando que a reconstituição com o *sparse array* é possível de ser aplicada, com erro máximo de 7,03 dB na simulação de alvo sólido e 1,66 dB no experimento 3, ambos para condição esparsa de 65 elementos ativos.

Outro ponto importante é que o tamanho do objeto também pode ser usado como fator de esparsidade. Para alvos pequenos, a melhor condição de esparsidade obtida neste trabalho foi com 65 elementos ativos na recepção. Para alvos maiores, como os do experimento 3, observa-se que o contorno do alvo também é nítido para a configuração de 44 elementos, sem levar os critérios de qualidade e somente uma avaliação subjetiva do observador.

Nas simulações foram obtidas resoluções laterais de 0,5989 e 0,4975 mm e resoluções axiais 0,2829 0,2163 mm via DAS nas duas primeiras simulações, respectivamente. Os resultados obtidos via migração Stolt na primeira simulação foram de 0,4755 com todos os 128 elementos ativos na recepção e 0,7084 para a melhor resposta na resolução lateral com a configuração esparsa de 65 elementos ativos na recepção. Na segunda simulação, a melhor resposta considerando

imagem sem espalhamento foi para variação de ângulo de $0,5^\circ$ com 65 elementos, na qual se obteve a melhor resolução lateral de 0,4612, com erro percentual 7,30 %.

Comparando-se os dados simulados com os de outros autores, é possível verificar que eles utilizam várias técnicas para alcançar a melhor resolução, conforme publicado em Rindal e Austeng (2016), observa-se que os mesmos obtiveram, para algumas sequências utilizando o DAS, uma resolução lateral de 0,56 a 0,82 mm e de 0,40 a 0,56 mm para a resolução axial. A técnica de *Minimum Variance* (MV) (Holfort; Gran; Jensen, 2009) apresenta melhores resultados, na ordem de 0,07 a 0,12 mm para a resolução lateral e 0,41 a 0,42 mm para resolução axial.

Utilizando uma variação do DAS, Mozaffarzadeh et al. (2017) obtiveram a melhor resolução lateral para uma pequena profundidade (25 mm) com valores de 0,3931, 0,5825 e 0,6813; à medida que a profundidade aumenta, as resoluções ficam piores, segundo os autores foi considerado o critério FWHM para -3 dB, diferente da métrica usada neste trabalho que é de -6 dB conforme indicado em Harput et al. (2014).

Comparando-se os resultados com aqueles obtidos por pesquisadores que utilizaram migração Stolt, como Garcia et al. (2013), vemos que à medida que a profundidade aumenta a resolução lateral piora. Em termos comparativos, para a mesma profundidade dos dados simulados (2 cm), Garcia et al. (2013) obtiveram uma resolução comparável à que foi obtida neste trabalho, entre 0,50 e 0,60 mm, considerando todos os elementos do transdutor, resultando em uma boa comparação para o caso esparso apresentado neste trabalho, que obteve a melhor resolução lateral.

Experimentalmente Kotowick, Rohling, Lampe, (2013) obtiveram para o phantom CIRS General Purpose Multi-Tissue Ultrasound Phantom Model 40 (CIRS, Norfolk, Virginia) utilizando DAS, *plane wave compounding* (PWC) e *Synthetic aperture* (SA) em sistema adaptativo, resolução lateral acima de 1,00 mm; neste trabalho obtivemos 0,5815 mm (Tabela 11) com a esparsidade de 65 elementos e variação do ângulo com $0,50^\circ$. Mesmo a resolução axial apresentada neste trabalho foi 0,4270 mm e a melhor resolução axial obtida pelos autores foi 0,53 mm com a SA e 0,64 mm para PWC.

Tabela 11 - Resoluções laterais e axiais com 5 frames.

Elementos Recebendo	Passo (θ)	Resolução Lateral	Erro Lateral (%)	Resolução Axial	Erro Axial (%)
Verasonics		0,7218		0,5911	
128	0,5°	0,5239	27,42	0,4312	27,05
65		0,5815	19,44	0,4270	27,76
44		0,8740	-21,09	0,4353	26,36
23		1,8974	-162,87	0,4301	27,24

Fonte: Autoria própria.

Na avaliação do contraste há uma grande variação no modo de calcular essa grandeza, mas os diferentes métodos apresentam resultados relativamente próximos, conforme mostrado por Matrone et al. (2015). Comparando com os resultados obtidos por Garcia et al. (2013) para o contraste, verifica-se que ficaram muito próximos do método proposto aqui, pois utilizam uma pequena angulação e as imagens geradas pela plataforma Verasonics. Com o aumento da angulação é possível verificar pelo critério de análise FWHM que há uma melhora na resolução. Porém, em muitos casos, ficam evidentes os aparecimentos de espalhamentos, levando a uma degradação da imagem.

As imagens processadas pelo método de esparsidade aqui proposto tiveram um contraste muito próximo quando comparada com a condição sem esparsidade. Na avaliação do contraste via simulação (Figura 65 e Tabela 7), na condição esparsa com 65 elementos ativos recebendo os dados e a condição com todos os 128 elementos ficaram muito próximos com contraste 7,03 dB e 6,49 dB para o alvo solido e 6,35 dB e 6,33 dB para o cisto, respectivamente.

Tabela 7 - Análise do contraste para as imagens apresentadas na Figura 60.

Método	Modo	Elementos	Sólido [dB]	Cisto [dB]
DAS	Não Esparsa	64*	9,59	5,34
	Não Esparsa	128	6,49	6,33
Plane wave	Esparsa	65	7,03	6,35
	Esparsa	44	6,94	9,89
	Esparsa	23	6,45	11,18

Fonte: Autoria própria.

A mesma situação se repete no experimento 3 (Figura 83 e Tabela 16) onde se obteve um contraste de -1,66 dB para condição esparsa de 65 elementos e -1,78 dB para todos os 128 elementos. Analisando-se os resultados da Tabela 7, o

contraste é maior quando usado o método DAS (9,59 dB) quando comparados com as respostas a *plane wave*.

Tabela 16 - Análise do contraste para a região da área interna ao círculo da Figura 84.

Número de elementos	Contraste [dB]
Verasonics	2,21
128	-1,78
65	-1,66
44	-4,84
23	-6,46

Fonte: Autoria própria.

O método usando a técnica de Stolt mostrou ótimo desempenho. Obviamente, no caso com esparsidade há uma perda de informação à medida que a esparsidade é aumentada, resultando em uma imagem com bastante perda de resolução. Esta situação foi mais visível quando foram usados dados da plataforma limitados a 2048 amostras por elementos do transdutor. Já os dados simulados não foram tão evidentes visualmente, pois haviam muitos pontos amostrados, levando sempre a uma imagem adequada.

O uso de *plane wave* sem angulação e os dados esparsos dificultam a formação da imagem com detalhes, pois há grande perda de informação e, mesmo com interpolação linear, nota-se que há uma diferença entre o caso com todos os elementos ativos. O efeito é mais pronunciado quando um alvo está na direção dos elementos esparsos, perdendo a informação no pico da hipérbole. Com o uso de angulação, os efeitos de perda de informação são compensados e foi possível reconstruir as imagens com detalhes, mesmo quando os dados esparsos eram na direção de alvos eram pequenos.

Os testes realizados mostraram que houveram bons resultados nos índices de resolução e qualidade com um aumento da angulação melhorando a atenuação dos lóbulos central e secundários, levando à formação de uma imagem final com mais detalhes. Contudo, à medida que há um aumento da angulação, um espalhamento nos alvos começa a se apresentar, tendo esse aumento da angulação como um fator limitante.

No critério de análise da qualidade da imagem para o método de onda plana, na segunda simulação e o terceiro experimento foram comparados com as imagens processadas via DAS para abertura de 64 elementos e VDAS via Verasonics. Para

os dados simulados apresentados na Tabela 10, para todas as condições de esparsidade com angulação variando de $-1,5^\circ$ a $1,5^\circ$ com passo de $0,5^\circ$, a condição com 65 elementos apresentou menor PSNR e MSE e maior SNR, mas o critério de SSIM não apresentou um bom índice de comparação.

Tabela 10 - Avaliação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação ao método DAS.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
DAS					
128	0,5°	-19,81	12,31	95,76	0,04
65		-19,63	12,49	91,88	0,01
44		-20,31	11,82	107,31	0,03
23		-21,65	10,45	147,12	0,02

Fonte: Aatoria própria.

Esta situação deve-se ao fato de a comparação com uma imagem de referência ter sido feita com a imagem com DAS. Esta imagem tem tamanho diferente quando comparada com o método proposto. A mesma situação aconteceu com o terceiro experimento, conforme visto na Tabela 17, onde o que foi comparado com a imagem de tamanho e processamento oriundo do sistema proprietário VDAS.

Tabela 17 - Quantificação da qualidade da imagem processada utilizando-se o método proposto em relação à imagem gerada pela Verasonics.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
128	0,125°	-21,83	11,86	152,49	0,27
65		-21,75	11,92	149,65	0,18
44		-21,86	11,77	153,44	0,11
23		-22,20	11,48	165,95	0,04

Fonte: Aatoria própria.

Quando os dados não foram comparados com as imagens da plataforma, a resposta ao critério de qualidade foi melhor (Tabela 13, Tabela 14 e Tabela 15), onde a comparação foi feita com a imagem processada com todos os 128 elementos.

Tabela 13 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
65		-11,16	22,92	13,07	0,73
44	0,5°	-14,06	20,03	25,46	0,55
23		-18,05	16,04	63,81	0,26

Fonte: Autoria própria.

Tabela 14 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos com passo de 1,0°.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
65		-10,59	23,16	11,47	0,76
44	1,0°	-14,01	19,74	25,18	0,57
23		-14,97	18,78	31,41	0,32

Fonte: Autoria própria.

Tabela 15 - Quantificação da qualidade da imagem para as condições esparsas em relação a todos os 128 elementos ativos com passo de 1,5°.

Elementos	Passo (θ)	Peak-SNR (dB)	SNR (dB)	MSE (%)	SSIM
65		-13,13	18,73	20,60	0,75
44	1,5°	-15,80	16,06	38,02	0,60
23		-17,15	14,71	51,65	0,32

Fonte: Autoria própria.

5.2 CONCLUSÃO

Analisando-se os resultados obtidos neste trabalho foi possível concluir que a nova técnica proposta para a geração de imagens de ultrassom, que utiliza a combinação de *plane wave* com alguns ângulos para a excitação dos elementos do transdutor e *sparse arrays* na recepção dos sinais, poderá levar à redução no tempo de formação de cada imagem (imagens do tipo *ultrafast*) devido à diminuição da quantidade de dados a serem adquiridos/processados e, conseqüentemente, levará a um menor custo do *hardware* e sua complexidade, principalmente nos circuitos amplificadores e conversores A/D de alta velocidade.

O uso de novas técnicas de processamento para reconstrução das imagens em tempo real tem sido considerado um fator decisivo para alcançar a modalidade *ultrafast* em US. A reconstrução das imagens geradas por *plane wave* e *sparse arrays* através do processamento utilizando o método de migração Stolt, mostrou-se possível e de fácil implementação. Comparando-se as imagens com e sem a

esparsidade, reconstruídas a partir dos dados reais, e as imagens geradas pela plataforma Verasonics foram obtidas respostas satisfatórias, com imagens de qualitativamente similares.

Outros processos de formação de imagens devem ser investigados e incluídos no futuro para aprimorar sua qualidade e, com isso, a imagem final ser comparável com as dos equipamentos comerciais.

Os resultados obtidos indicam que não há necessidade de grandes variações angulares durante a excitação dos elementos do transdutor. Verificou-se que pequenas variações angulares, na faixa entre $-1,5^\circ$ e $+1,5^\circ$, com passos de $0,5^\circ$, já contribuem sensivelmente para o preenchimento dos dados esparsos, via interpolação linear, aproximando-os dos valores reais, e poucos *frames* são necessários para se chegar a uma imagem adequada. Os melhores resultados em termos de critérios de qualidade de imagens como contraste e resoluções laterais/axiais foram obtidos para a condição de esparsidade com 65 elementos ativos recebendo os sinais ultrassônicos.

A nova técnica desenvolvida neste trabalho mostrou-se efetiva na geração de imagens com parâmetros de qualidade (contraste, resoluções laterais/axiais) equiparáveis aos obtidos através do método tradicional de geração de imagens DAS.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, sugere-se:

- Pesquisar e comparar quantitativamente e qualitativamente outros métodos de interpolação e preditivos para reconstruir os dados decorrentes da esparsidade;
- Avaliar a possibilidade de utilização de ondas planas, sem angulação, e com esparsidade incluindo métodos de segmentação das imagens para viabilizar um processamento mais efetivo e rápido para alcançar a modalidade *ultrafast*;
- Implementar os processamentos realizados neste trabalho em processadores *multicore* e FPGAs de alto desempenho para avaliar a possibilidade de integração do método com plataformas de pesquisas como a ULTRA-ORS (*Ultrasound Open Research System*) (ASSEF, 2013), desenvolvida no Laboratório de Ultrassom do Programa de Pós-graduação em Engenharia

Elétrica e Informática Industrial (CPGEI) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

REFERÊNCIAS

ADMINISTRATION; DRUG, U. S. F. AND. **Ultrasound Imaging**. Disponível em: <<http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/ucm115357.htm>>.

ANDERSON, M. E.; TRAHEY, G. E. **A seminar on k-space applied to medical ultrasound**. Durham, North Caroline, 2000.

ANDRESEN, H. **Three-Dimensional Ultrasound Imaging using a Rotating Array**. [s.l.] 2006. 139f . Thesis - Center for Fast Ultrasound Imaging, CFU - Technical University of Denmark, 2006.

ASSEF, A. A. **Arquitetura de Hardware Multicanal Reconfigurável com Excitação Multinível para Desenvolvimento e Testes de Novos Métodos de Geração de Imagens por Ultrassom**. [s.l.] 2013. 177 f. Tese Doutorado Ciências / Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba., 2013.

BAGHANI, A. et al. **A high-frame-rate ultrasound system for the study of tissue motions**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. **Anais...**San Diego, California, October 11-14: 2010

BERCOFF, J. Ultrafast Ultrasound Imaging, Ultrasound Imaging - Medical Applications. In: PROF. OLEG MININ (ED.) (Ed.). . **Book Citation Index in Web of Science™ Core Collection (BKCI)**. Rijeka, Croatia, 2011: [s.n.].

BJÅSTAD, T. G. **High frame rate ultrasound imaging using parallel beamforming**. [s.l.] Norwegian University of Science and Technology, 2009.

BK MEDICAL. **BK MEDICAL - WEB PAGE**. Disponível em: <<https://www.bkmedical.com/>>. Acesso em: 21 abr. 2016.

BURCKHARDT, C. B. An Experimental 2 MHz Synthetic Aperture Sonar System Intended for Medical Use. **IEEE TRANSACTIONS ON SONICS AND ULTRASONICS**, v. SU-21, n. 1, p. 1–6, 1974.

BUSSE, J. L. Three-Dimensional Imaging Using a Frequency- Domain Synthetic Aperture Focusing Technique. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 39, n. 2, p. 174–179, 1992.

CÉSPEDES, I. et al. **Elastography: elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo**. Houston, TX, 1993.

CHENG, P. W.; SHEN, C. C.; LI, P. C. MPEG compression of ultrasound RF channel data for a real-time software-based imaging system. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 59, n. 7, p. 1413–1420, 2012.

COUTURE, O.; FINK, M.; TANTER, M. Ultrasound contrast plane wave imaging. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 59, n. 12, p. 2676–2683, 2012.

COX, B. Acoustics for Ultrasound Imaging. **Lecture Notes**, n. January, p. 49–56, 2013.

CUI, Z. et al. Simple and effective image quality assessment based on edge enhanced mean square error. **2014 Sixth International Conference on Wireless Communications and Signal Processing (WCSP)**, p. 1–5, 2014.

FIELD_II. **Calculation of B-mode image of cyst phantom**. Disponível em: <http://field-ii.dk/?examples/cyst_phantom/cyst_phantom.html>. Acesso em: 31 out. 2016.

FUCHS, J. J. On the application of the global matched filter to DOA estimation with uniform circular arrays. **IEEE Transactions on Signal Processing**, v. 49, n. 4, p. 702–709, 2001.

GARCIA, D. et al. Stolt's $f-k$ Migration for Plane Wave Ultrasound Imaging. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 60, n. 9, p. 1853–1867, 2013.

GAZDAG, J.; SCUAZZERO, P. Migration of seismic data. **Proceedings of the IEEE**, v. 72, n. 10, p. 1302–1315, 1984.

GOLDBERG, J. A. et al. Role of Community Diagnostic Ultrasound Examination in the Diagnosis of Full-Thickness Rotator Cuff Tears. **ANZ Journal of Surgery**, v. 73, p. 797–799, 2003.

HARPUT, S. et al. **New Performance Metrics for Ultrasound Pulse Compression Systems**. Proceedings of the 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium. **Anais...**Chicago, IL, USA, 3–6 September: 2014

HEDRICK, W. R. et al. **Ultrasound Physics and Instrumentation**. 3th ed. ed. St. Louis, MO, USA: Mosby Inc., 2005.

HOLFORT, I. K. et al. Plane wave medical ultrasound imaging using adaptive Beamforming. **Ultrasound**, n. 2, p. 288–292, 2008.

HOLFORT, I. K.; GRAN, F.; JENSEN, J. A. Broadband Minimum Variance Beamforming for Medical Ultrasound Imaging. **IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.**, v. 56, n. 2, p. 314–325, 2009.

HORÉ, A.; ZIOU, D. Image quality metrics: PSNR vs. SSIM. **Proceedings - International Conference on Pattern Recognition**, p. 2366–2369, 2010.

JENSEN, J. A. FIELD: A Program for Simulating Ultrasound Systems. **10TH NORDICBALTIC CONFERENCE ON BIOMEDICAL IMAGING, VOL. 4, SUPPLEMENT 1, PART 1:351--353**, v. 34, p. 351--353, 1996.

JENSEN, J. A. Speed-Accuracy Trade-Offs in Computing Spatial Impulse Responses for Simulating Medical Ultrasound Imaging. **Journal of Computational Acoustics**, v. 9, n. 3, p. 731–744, 2001a.

JENSEN, J. A. User's guide for the Field II program. **Non-Journal Publication**, p. 1–68, 2001b.

JENSEN, J. A. et al. Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 52, n. 5, p. 881–891, maio 2005.

JENSEN, J. A. et al. Synthetic aperture ultrasound imaging. **Ultrasonics**, v. 44, n. SUPPL., 2006.

JENSEN, J. A.; MUNK, P. Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and cfm images. **Acoustical Imaging**, v. 23, p. 75–80, 1997.

JENSEN, J. A.; SVENDSEN, N. B. Calculation of Pressure Fields from Arbitrarily Shaped, Apodized, and Excited Ultrasound Transducers. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 39, n. 2, p. 262–267, 1992.

JINBO, M. **Imagens Ultra-Sônicas Em Modo-B Com Técnicas De Abertura Focal Sintética - Saft**. São Paulo: Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade de São Paulo – USP, 2007.

KIRK K. **Diagnostic Ultrasound. Imaging and Blood Flow Measurements**. New York: CRC press, 2006.

KORUKONDA, S. et al. Noninvasive Vascular Elastography Using Plane-Wave and Sparse-Array Imaging. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 60, n. 2, p. 332–342, 2013.

KOTOWICK, K.; ROHLING, R.; LAMPE, L. Adaptive compounding of synthetic aperture and compounded plane-wave imaging for fast ultrasonography. **Proceedings - International Symposium on Biomedical Imaging**, p. 784–787, 2013.

LOPES, A. V. **Estruturas de dados**. 1ª Ed. ed. Canoas: [s.n.].

LU, J. Y.; ZOU, H.; GREENLEAF, J. F. Biomedical ultrasound beam forming. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 20, n. 5, p. 403–428, 1994.

LUO, S. et al. Real-Time Ultrasound Elastography on a Multi-core DSP. **TI E2E Community Home Page**, p. 1–16, 2011.

MAGEE, D.; ALI, M. **A Reduced Multiplier Beamformer Architecture for Ultrasound Imaging Systems**. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. **Anais...**Minneapolis, Minnesota, USA: 2009

MATRONE, G. et al. The Delay Multiply and Sum Beamforming Algorithm in Ultrasound B-Mode Medical Imaging. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 34, n. 4, p. 940–949, abr. 2015.

MICHIGAN STATE UNIVERSITY. Field II to FOCUS Guide Michigan State University. p. 1–15, 2013.

MIRALLES, R. et al. **Non Destructive Testing of Materials by Bicepstrum Analysis of Ultrasonic Signals**. In 2004 12th European Signal Processing Conference. **Anais...**Viena, Austria, 6–10 September: 2004

MIRALLES, R. et al. **Geometrical feature extraction from ultrasonic time frequency images: An application to nondestructive testing of materials**. Proceedings of the 2008 16th European Signal Processing Conference. **Anais...**Lausanne, Switzerland, 25–29: 2008

MONTALDO, G. et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 56, n. 3, p. 489–506, 2009.

MOZAFFARZADEH, M. et al. Double Stage Delay Multiply and Sum Beamforming Algorithm: Application to Linear-Array Photoacoustic Imaging. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, n. 65, p. 31–42, 2017.

NAGAI, K. A New Synthetic-Aperture Focusing Method for Ultrasonic B-Scan Imaging by the Fourier Transform. **IEEE Transactions on sonics and ultrasonics**, v. SU-32, n. 4, p. 531–536, 1985.

OPHIR, J. et al. Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo. **European Journal of Ultrasound**, v. 3, n. 1, p. 49–70, 1996.

OPHIR, J. et al. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine**, v. 213, p. 203–233, 1999.

PATTERSON, D. A.; HENNESSY, J. L. **Organização e Projeto de Computadores, A Interface Hardware/Software**. 4^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2014.

PIJPE, A. et al. Exposure to diagnostic radiation and risk of breast cancer among carriers of BRCA1/2 mutations: retrospective cohort study (GENE-RAD-RISK). **Bmj**, v. 345, n. sep06 2, p. e5660–e5660, 2012.

PROAKIS, J. G.; MONOLAKIS, D. G. Digital signal processing: principles, algorithms, and applications. **Pentice Hall**, p. 1–42, 1996.

SAAD, Y. Parallel iterative methods for sparse linear systems. **Studies in Computational Mathematics**, v. 8, n. C, p. 423–440, 2001.

SCHIEFLER JUNIOR, N. T. et al. Generation and Analysis of Ultrasound Images Using Plane Wave and Sparse Arrays Techniques. **Sensors**, v. 18, p. 3360–3683, 2018.

SCHULTE ZU BERGE, C. et al. Real-time uncertainty visualization for B-mode ultrasound. **2015 IEEE Scientific Visualization Conference, SciVis 2015 - Proceedings**, n. c, p. 33–40, 2016.

SCIALLERO, C.; TRUCCO, A. Design of a Sparse Planar Array for Optimized 3D Medical Ultrasound Image. p. 1351–1355, 2015.

SHAHARUDDIN, N. A.; MAHMUD, W. M. H. W.; IBRAHIM, N. An overview in development of computer aided diagnosis (CAD) for ultrasound kidney images. **EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences**, v. 2, n. 1, p. 35–39, 2017.

SHEN, C.-C.; PAN, M.-Y.; LI, M.-L. High frame-rate vector flow estimation using speckle tracking with recursive plane-wave compounding. **2010 IEEE International Ultrasonics Symposium**, p. 1307–1310, 2010.

SHEN, M. et al. Beamspace sparse representation weighting beamforming for plane

wave emission ultrasound instrument. **IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference**, n. Nsfc 61072037, p. 737–741, 2011.

SHEN, M. et al. Adaptive sparse representation beamformer for high-frame-rate ultrasound imaging instrument. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 61, n. 5, p. 1323–1333, 2012.

SHIINA, T. et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 1: Basic Principles and Terminology. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 41, n. 5, p. 1126–1147, 2015.

SHUNG, K. K. From the Guest Editor - Advances in Ultrasound. **IEEE – Engineering in Medicine and Biology**, v. 15, n. 6, n. December, p. 18–19, 1996.

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.

STOLT, R. H. Migration by Fourier Transform. **Geophysics**, v. 43, n. 1, p. 23–48, 1978.

SYNNEVÅG, J.-F.; AUSTENG, A.; HOLM, S. A low-complexity data-dependent beamformer. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 58, n. 2, p. 281–289, fev. 2011.

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

TARNEC, L. LE et al. **Fourier f - k Migration for Plane Wave Ultrasound Imaging : Theoretical Framework**. Proceedings of the 2012 IEEE International Ultrasonics Symposium. **Anais...**Dresden, Germany, 7–10 October: 2012

TEXAS INSTRUMENTS. TMS320C66x multicore DSPs for high-performance computing. 2011.

THOMENIUS, K. E. Evolution of ultrasound beamformers. **Methods**, p. 1615–1622, 1996.

ÜSAME, M. **A New Model to Determine Asymmetry Coefficients on MR Images using PSNR and SSIM**. In Proceedings of the Artificial Intelligence and Data Processing Symposium (IDAP). **Anais...**Malatya, Turkey, 16–17 September: 2017

VAN WIJK, M. C.; THIJSEN, J. M. Performance testing of medical ultrasound equipment: Fundamental vs. harmonic mode. **Ultrasonics**, v. 40, n. 1–8, p. 585–591, 2002.

WANG, Z. et al. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity. **IEEE Transactions on Image Processing**, v. 13, n. 4, p. 600–612, 2004.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation - Application e Desing**. Fourth ed. [s.l.] John Wiley & Sons, 2010.

WELVAERT, M.; ROSSEEL, Y. On the definition of signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio for fMRI data. **PLoS ONE**, v. 8, n. 11, 2013.

YANG, J. et al. Ways to Sparse Representation: A Comparative Study. **Tsinghua Science and Technology**, v. 14, n. 4, p. 434–443, 2009.