

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

DANILO FERNANDES GOMES

**AVALIAÇÃO DE ALGORITIMOS PARA GERAÇÃO DE IMAGENS
POR ULTRASSOM UTILIZANDO TÉCNICAS DE *BEAMFORMERS*
ADAPTATIVOS E *SPARSE ARRAYS***

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2020

DANILO FERNANDES GOMES

**AVALIAÇÃO DE ALGORITIMOS PARA GERAÇÃO DE IMAGENS
POR ULTRASSOM UTILIZANDO TÉCNICAS DE *BEAMFORMERS*
ADAPTATIVOS E *SPARSE ARRAYS***

Dissertação de mestrado 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 “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
Coorientador: Prof. Dr. Amauri Amorin Assef

CURITIBA

2020

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Gomes, Danilo Fernandes

Avaliação de algoritmos para geração de imagens por ultrassom utilizando técnicas de *beamformers* adaptativos e *sparse arrays* [recurso eletrônico] / Danilo Fernandes Gomes. -- 2020.

1 arquivo eletrônico : PDF ; 11,0 MB.

Modo de acesso: World Wide Web.

Texto em inglês com resumo em português.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2020.

Bibliografia: f. 79-83.

1. Engenharia elétrica - Dissertações. 2. Ultrassom - Qualidade da imagem. 3. Beamforming. 4. Processamento de sinal adaptativo. 5. Matrizes esparsas. 6. Ondas sonoras - Transmissão. 7. Reconstrução de imagens. 8. Processamento de sinais - Modelos matemáticos. 9. Métodos de simulação. 10. Engenharia biomédica. I. Maia, Joaquim Miguel, orient. II. Assef, Amauri Amorin, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 23 -- 621.3

Biblioteca Central do Câmpus Curitiba - UTFPR
Bibliotecária: Luiza Aquemi Matsumoto CRB-9/794



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO

A Dissertação de Mestrado intitulada “**Avaliação de algoritmos para geração de imagens por ultrassom utilizando técnicas de *beamformers* adaptativos e *sparse arrays*”** defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Danilo Fernandes Gomes**, no dia **14 de fevereiro de 2020**, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, Área de concentração **ENGENHARIA BIOMÉDICA**, Linha de Pesquisa **SENSORES E INSTRUMENTOS DE APLICAÇÃO BIOMÉDICA**, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia - Presidente – UTFPR

Prof. Dr. Sergio Francisco Pichorim – UTFPR

Prof. Dr. Marcos Santos Hara - IFPR

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, 14 de Fevereiro de 2020.

Carimbo e Assinatura do(a) Coordenador(a) do Programa

Dedico este trabalho à minha noiva Cássia, aos meus pais Maria e José e ao meu irmão Tiago.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço à minha noiva Cássia, por todo apoio e incentivo.

Ao Professor Dr. Joaquim Miguel Maia, pela paciência e empenho em minha orientação. Pela oportunidade de poder realizar essa pesquisa e pela confiança em mim depositada. Obrigado por ter me corrigido e guiado na direção certa, quando necessário.

Ao Professor Dr. Acácio José Zimbico pelas ideias e sempre disponibilidade nas fundamentais orientações técnicas na utilização das ferramentas necessárias para o desenvolvimento do presente trabalho.

Agradeço ao meu irmão Tiago, e principalmente à minha mãe Maria das Graças Aires Fernandes e meu pai José Gomes Filho pela continua motivação, compreensão dos meus afastamentos e momentos de reclusão, e por terem sempre mostrado a importância de estudar, mesmo sem terem tido as mesmas oportunidades no passado.

Ao professor Dr. Fabio Kurt Schneider pelo incentivo à pesquisa acadêmica, desde os tempos do Programa de Educação Tutorial PET em Engenharia Eletrônica.

Aos demais amigos do grupo de pesquisa em ultrassom, Larissa Comar Neves e Dr. Amauri Assef pelas ideias e orientação técnica.

Aos amigos e companheiros de trabalho do SENAI e laboratório LTSS, pelo apoio, conselhos e amizade.

À UTFPR, CNPq, FINEP, Fundação Araucária e Ministério da Saúde pelo apoio financeiro.

RESUMO

GOMES, Danilo Fernandes. **Avaliação de algoritmos para geração de imagens por ultrassom utilizando técnicas de *beamformers* adaptativos e *sparse arrays*.** 2019. 83 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2019. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Os sistemas atuais de diagnóstico por imagem de ultrassom (US) baseados na transmissão de ondas planas são capazes de formar imagens em elevadas taxas de atualização e tornando simples e não invasivos procedimentos antes complexos e de considerável risco. A maioria dos sistemas de US convencionais utilizam a técnica de *Delay and Sum* (DAS), por sua fácil implementação e baixo custo computacional, entretanto oferecem imagens de baixa qualidade. Técnicas de *beamformer* adaptativos são capazes de reconstruir imagens com alta resolução e contraste, porém com implementação complexa e alto custo de processamento. Neste trabalho, sugere-se o uso das técnicas adaptativas de *Minimum Variance* (MV), *Generalized Sidelobe Canceler* (GSC) e *Eigenspace Generalized Sidelobe Canceler* (EGSC) baseadas em ondas planas e combinadas com *Sparse Arrays* com objetivo de avaliar a eficiência destes métodos com a diminuição do número de elementos do transdutor ativos na recepção e, conseqüentemente, diminuição na quantidade de dados gerados. Os testes dos métodos propostos foram realizados usando um conjunto de dados simulados, dados reais a partir de aquisições em um *phantom* mimetizador de tecidos biológicos de US e dados coletados *in vivo*. Os testes foram realizados com 128 elementos para transmissão e 128, 65, 44 e 23 elementos distribuídos esparsamente na recepção. A avaliação de desempenho foi realizada usando as métricas *Full Width at Half Maximum* (FWHM) para a verificação das resoluções lateral/axial e a razão de contraste (CNR). Os resultados mostraram que as imagens geradas pelo método proposto, com número reduzido de elementos ativos na recepção, foram próximas às fornecidas pelo DAS em termos de resoluções espaciais e contraste, indicando que os métodos de *beamformers* adaptativos combinados com *sparse arrays* propostos são adequados para formação de imagens de US.

Palavras-chave: Imageamento por ultrassom. *Beamformer*. Composição por ondas planas. Processamento adaptativo.

ABSTRACT

GOMES, Danilo Fernandes. **Evaluation of algorithms for ultrasound imaging using adaptive beamformers and sparse arrays techniques**. 2019. 83 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2019. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

The modern diagnosis ultrasound systems (US) based on the transmission of plane waves are capable to generate images with elevated frame rates allowing sophisticated exams and making some previously complex and risky procedures simple and non-invasive. The majority of US systems use the Delay and Sum (DAS) technique due to its easy implementation and low computational cost, although they provide low quality images. Adaptive beamformer techniques are capable of reconstructing images with elevate resolution and contrast, but with complex implementation and high processing cost. In this work is suggested the use of adaptive techniques such as Minimum Variance (MV), Generalized Sidelobe Canceler (GSC) and Eigenspace Generalized Sidelobe Canceler (EGSC) based on plane waves and combined with Sparse Arrays to evaluate the efficiency of these methods with decrease in the number of active elements of the transducer on reception, and consequent decrease in the amount of data generated. The evaluation of the proposed methods was performed using: a simulated dataset; actual data from acquisitions on an ultrasound biological tissue mimic phantom; and data collected *in vivo*. The tests were performed with 128 elements for transmission and 128, 65, 44 and 23 elements sparsely distributed at reception. Performance evaluation metrics have been done using the Full Width at Half Maximum (FWHM) for the verification of lateral/axial resolutions and the contrast ratio (CNR). The results showed that the images generated by the proposed method, with reduced number of active elements at reception, were close to those provided by the DAS in terms of spatial resolutions and contrast, indicating that the adaptive beamform methods combined with proposed sparse arrays are suitable for B-mode images reconstruction.

Keywords: Ultrasound imaging. Beamformer. Plane Wave Compounding. Adaptive processing.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Onda sonora longitudinal. O deslocamento W das partículas é alinhado com a direção de propagação (eixo z), resultando em bandas de alta e baixa pressão com comprimento de onda λ | 25 |
| Figura 2 – Onda incidente, transmitida e refletida em uma interface com mudança de impedância acústica..... | 27 |
| Figura 3 – Disposição dos elementos piezoelétricos em transdutores. (a) Matriz linear plana com região de imagem transversal retangular. (b) Matriz linear convexa com região de imagem transversal polar. (c) Matriz linear plana com focalização dinâmica e região de imagem transversal polar. | 31 |
| Figura 4 – Parâmetros dimensionais de um transdutor multielementos..... | 32 |
| Figura 5 – Método pulso-eco: um sinal elétrico excita o elemento transdutor e o mesmo produz uma onda acústica que se propaga no meio. Ao encontrar uma interface com variação de impedância acústica, parte da onda é refletida e então capturada pelo elemento transdutor que converte em um novo sinal elétrico. | 33 |
| Figura 6 – Diagrama em blocos simplificado de um equipamento de ultrassom para imagens médicas. | 34 |
| Figura 7 – <i>Beamforming</i> de transmissão. (a) Frente de onda plana. (b) Frente de onda plana angulada. (c) Frente de onda curva em direção a um ponto focal..... | 35 |
| Figura 8 – Diagrama de um <i>beamforming</i> de transmissão..... | 36 |
| Figura 9 – <i>Beamforming</i> de recepção | 37 |
| Figura 10 – Representação do método transmissão única de onda plana. A) Transmissão de frente de onda plana com direção perpendicular à matriz de elementos transdutores. (b) Reflexão da onda em três pontos e formação um padrão de sinais elétricos semelhantes as ondas recebidas..... | 39 |
| Figura 11 – <i>Beamforming</i> de recepção <i>ultrafast</i> : a formação da imagem consiste em atrasos de tempo e somatório coerente dos sinais de RF. Para prover focalização. Os tempos de atrasos são calculados para cada profundidade desejada. Ao contrário das | |

| | |
|---|----|
| técnicas clássicas, cada linha da imagem é calculada usando os mesmos dados obtidos por uma única incidência de onda plana..... | 40 |
| Figura 12 – Distância de percurso de uma onda plana ao ponto focal..... | 41 |
| Figura 13 – Comparação ente métodos de formação de imagem. (a) Imagem em Modo B obtida com o método <i>ultrafast</i> com apenas uma frente onda plana. (b) Imagem em Modo B <i>ultrafast</i> formada a partir de 71 frentes de ondas planas com incrementos de 0,47°. (c) Imagem em Modo B obtida pelo método convencional monofocal. (d) Imagem em modo b convencional com 4 profundidade focais. Ambas as imagens processadas a partir de um transdutor de 128 elementos e 256 linhas formadas. ... | 42 |
| Figura 14 – Estrutura do método GSC..... | 46 |
| Figura 15 – Elementos de um transdutor linear de n elementos e matriz bidimensional $M \times N$ relativo à organização dos dados de recepção do dispositivo transdutor. | 47 |
| Figura 16 – Exemplo de <i>sparse array</i> | 48 |
| Figura 17 – Diagrama de classes arquivo uff..... | 50 |
| Figura 18 – Fluxo de processos USTB..... | 51 |
| Figura 19 – Imagens geradas a partir de simulação com FIELD II para teste de resolução e distorção | 53 |
| Figura 20 – (a) Phantom modelo CIRS 040GSE usado para os experimentos de avaliação de resolução e distorção e também de contraste. (b) Esquemático interno dos alvos do modelo CIRS GSE, com destaque a duas regiões, o retângulo esquerdo representa a região onde foram adquiridos os dados para avaliação de contraste e a região direita para avaliação de resolução | 54 |
| Figura 21 – Imagens reais obtidas a partir da captura de dados com equipamento Verasonics e <i>phantom</i> CIRS 040G. (a) Imagem resultante de dados para avaliação de contraste. (b) Imagem resultante de dados para avaliação de resolução e contraste. | 54 |
| Figura 22 – Imagens obtidas a partir da coleta de dados <i>in vivo</i> da artéria carótida de um voluntário. (a) Corte transversal da artéria carótida. (b) Corte longitudinal da artéria carótida..... | 55 |
| Figura 23 – Exemplo de <i>sparse array</i> com 65 elementos ativos na recepção | 57 |

| | |
|--|----|
| Figura 24 – Imagens resultantes dos dados de simulação com FIELD II para avaliação de resolução e distorção com <i>beamforming</i> DAS, MV, GSC E EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. | 60 |
| Figura 25 – Cortes laterais em imagens reconstruídas com DAS, MV, GSC E EGSC, todos os métodos com 128 elementos na recepção. (a) Corte lateral em $z = 20,12$ mm (b) Corte lateral em $z = 40$ mm..... | 61 |
| Figura 26 – Corte axial ($x = 0$ mm) em imagens reconstruídas com DAS, MV, GSC E EGSC, todos os métodos com 128 elementos na recepção. | 62 |
| Figura 27 – Avaliação quantitativa da resolução lateral e axial para os métodos DAS, MV, GSC e EGSC, todos com 128 elementos transmissores e receptores. (a) Indicação das regiões onde foram calculados os respectivos valores de FWHM. (b) resultado dos cálculos de FWHM para resolução lateral. (c) Resultado dos cálculos de FWHM para resolução axial. | 62 |
| Figura 28 – Cortes laterais (corte L1 em 20,12 mm e corte L2 em 40 mm) para imagens reconstruídas com DAS-128 e métodos adaptativos combinados com <i>sparse arrays</i> . (a) L1 para DAS-128, MV-128 e MV com <i>sparse arrays</i> . (b) L2 para DAS-128, MV-128 e MV com <i>sparse arrays</i> . (c) L1 para GSC-128, GSC-128 e GSC com <i>sparse arrays</i> . (d) L2 para DAS-128, GSC-128 e GSC com <i>sparse arrays</i> . (e) L1 para DAS - 128, EGSC-128 e EGSC com <i>sparse arrays</i> . (f) L2 para DAS-128, EGSC-128 e EGSC com <i>sparse arrays</i> | 63 |
| Figura 29 – Cortes axiais ($x = 0$ mm) em imagens reconstruídas com DAS-128 e métodos adaptativos combinados com <i>sparse arrays</i> . (a) DAS-128, MV-128 e MV com <i>sparse arrays</i> . (b) DAS-128, GSC-128 e GSC com <i>sparse arrays</i> . (c) DAS-128, EGSC-128 e EGSC com <i>sparse arrays</i> | 64 |
| Figura 30 – Comparação do método DAS versus MV com <i>sparse arrays</i> quanto ao FWHM. (a) Resoluções laterais. (b) Resoluções axiais | 64 |
| Figura 31 – Comparação do método DAS versus GSC com <i>sparse arrays</i> quanto ao FWHM. (a) Resoluções laterais. (b) Resoluções axiais | 65 |

| | |
|--|----|
| Figura 32 – Comparação do método DAS versus EGSC com <i>sparse arrays</i> quanto ao FWHM. (a) Resoluções laterais. (b) Resoluções axiais | 66 |
| Figura 33 - Comparação dos métodos implementados com <i>sparse arrays</i> quanto a razão de distorção geométrica (relativo ao corte lateral 2 e corte axial 2)..... | 66 |
| Figura 34 – Imagens resultantes dos dados reais coletados com <i>phantom</i> CIRS 040GSE para avaliação de resolução e distorção com <i>beamforming</i> DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. | 67 |
| Figura 35 – Corte lateral em $z = 37,61$ mm das imagens resultantes dos dados reais coletados com <i>phantom</i> CIRS 040GSE para avaliação de resolução lateral com <i>beamformer</i> DAS, MV, GSC e EGSC. (a) Corte lateral para os <i>beamformer</i> DAS, MV, GSC e EGSC com 128 elementos ativos na recepção. (b) DAS-128 em comparação com MV-128 A MV-23. (c) DAS-128 em comparação com GSC-128 A GSC-23. (d) DAS-128 em comparação com EGSC-128 A EGSC-23..... | 68 |
| Figura 36 – imagens resultantes dos dados de simulação com FIELD II para avaliação de contraste com <i>beamformer</i> DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção respectivamente. | 69 |
| Figura 37 – Comparação de contraste entre das e métodos adaptativos. (a) Região da imagem onde foi realizada a análise. (b) Valores de CNR para DAS, MV, GSC e EGSC, ambos com 128 elementos na recepção..... | 70 |
| Figura 38 – Comparação de contraste entre DAS e métodos adaptativos com <i>sparse arrays</i> . (a) CNR DAS-128 e MV com <i>sparse arrays</i> . (b) DAS-128 e GSC com <i>sparse arrays</i> . (c) DAS-128 e EGSC com <i>sparse arrays</i> | 70 |

| | |
|---|----|
| Figura 39 - Comparação de contraste entre DAS e métodos adaptativos com <i>sparse arrays</i> | 71 |
| Figura 40 – imagens resultantes de dados reais coletados com <i>phantom</i> CIRS 040GSE para avaliação de contraste com <i>beamformer</i> DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos receptores. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. | 72 |
| Figura 41 – Comparação de contraste entre DAS e métodos adaptativos para dados reais obtidas a partir da captura de dados com equipamento Verasonics e <i>phantom</i> CIRS 040G. (a) Região da imagem onde foi realizada a análise. (b) Valores de CNR para DAS, MV, GSC e EGSC, ambos com 128 elementos na recepção. | 73 |
| Figura 42 – Comparação de contraste entre das e métodos adaptativos com <i>sparse arrays</i> para dados reais adquiridos obtidas a partir da captura de dados com equipamento Verasonics e <i>phantom</i> CIRS 040G. (a) CNR DAS-128 e MV com <i>sparse arrays</i> . (b) DAS-128 e GSC com <i>sparse arrays</i> . (c) DAS-128 e EGSC com <i>sparse arrays</i> | 73 |
| Figura 43 – Imagens resultantes de dados reais coletados <i>in vivo</i> da seção transversal da artéria carótida de um voluntário e utilização de com <i>beamformer</i> DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. | 74 |
| Figura 44 – imagens resultantes de dados reais coletados <i>in vivo</i> da seção longitudinal da artéria carótida de um voluntário com <i>beamformer</i> DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de | |

128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente.75

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Propriedades acústicas de tecidos biológicos | 26 |
| Tabela 2 – Coeficientes de atenuação em diferentes tecidos humanos | 29 |
| Tabela 3 – Parâmetros do transdutor | 52 |
| Tabela 4 – FWHM para resolução lateral e axial para os métodos DAS, MV, GSC e EGSC combinados com <i>sparse arrays</i> | 65 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|--------|--|
| A/D | Conversor Analógico Digital |
| ASIC | <i>Application Specific Integrated Circuit</i> |
| CNR | <i>Contrast to Noise Ratio</i> |
| CPWC | Composição Coerente de Ondas Planas |
| D/A | Conversor Digital Analógico |
| DAS | <i>Delay and Sum</i> |
| DL | <i>Diagonal Loading</i> |
| DSP | <i>Digital Signal Processing</i> |
| EGSC | <i>Eigenspace Generalized Sidelobe Canceler</i> |
| FPGA | <i>Field Programmable Gate Array</i> |
| fps | quadros por segundo |
| FWHM | <i>Full Width at Half Maximum</i> |
| GCF | <i>Generalized Coherence Factor</i> |
| GPU | <i>Graphics Processing Unit</i> |
| GSC | <i>Generalized Sidelobe Canceler</i> |
| HDF5 | <i>Hierarchical Data Format v5</i> |
| LNAs | Amplificadores de Baixo Ruído |
| MV | <i>Minimum Variance</i> |
| PET | Tomografia por Emissão de Pósitrons |
| PICMUS | <i>Plane-wave Imaging Challenge in Medical Ultrasound</i> |
| PVDF | Polímeros Piezelétricos à Base de Fluoreto de Polivinilideno |
| PZT | Titanato de Zircônio de Chumbo |
| RDG | Razão de Distorção Geométrica |
| RF | Sinal de Rádio Frequência |
| RM | Ressonância Magnética |
| SCF | <i>Subarray-Based Coherent Factor</i> |
| SNR | Relação Sinal-Ruído |
| STAI | Abertura de Transmissão Sintética |
| TAC | Tomografia Axial Computadorizada |
| TC | Tomografia Computadorizada |
| US | Ultrassom |
| USTB | <i>UltraSound ToolBox</i> |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|------------------|--|
| a | Abertura do transdutor |
| B | Módulo de Bulk |
| c | Velocidade de propagação do som |
| D_j | Distância de propagação da onda do elemento de transmissão ao foco |
| D_p | Distância de propagação entre a reflexão e a captação |
| $D_{pf(\theta)}$ | Distância de um elemento ao ponto focal a um ângulo θ |
| f_0 | Frequência central do transdutor |
| I | Intensidade de uma onda acústica |
| K | Fator de compressibilidade dos líquidos |
| k | Indexador de tempo |
| $Kerf$ | Espaçamento entre as extremidades dos elementos piezelétricos |
| N | Número de elementos transdutores |
| n | Número de ondas planas |
| P | Pressão |
| $Pitch$ | Distância entre os centros dos elementos piezelétricos na direção de x |
| p_0 | Amplitude da onda de pressão |
| R | Matriz de covariância |
| Ra | Coefficiente de reflexão |
| Ta | Coefficiente de transmissão |
| t_i | Tempo necessário para a frente de onda atingir o ponto focal |
| tr | Traço de uma matriz |
| u_z | Velocidade da partícula no eixo z |
| W | Deslocamento de partículas |
| \vec{w} | Vetor de apodização angular |
| $\vec{w}(k)$ | Vetor de pesos |
| x | Distância na direção x (lateral) |
| $x(k)$ | Entrada de dados |
| Z | Impedância acústica |
| Z_a | Impedância acústica no meio A |
| Z_b | Impedância acústica no meio B |
| $z(k)$ | Saída do <i>beamformer</i> |
| z | Distância na direção z (axial/profundidade) |
| α | Ângulo da frente de onda plana |

| | |
|----------------|--|
| Δ | Fator de <i>diagonal loading</i> |
| θ_i | Ângulo de incidência |
| θ_r | Ângulo de reflexão |
| θ_t | Ângulo de transmissão |
| λ_a | Comprimento de onda no meio A |
| λ_b | Comprimento de onda no meio B |
| μ_{in} | Nível médio em escala de cinza dentro da região cística anecoica |
| μ_{out} | Nível médio em escala de cinza fora da região cística anecoica |
| ρ | Densidade do tecido |
| σ_{in} | Variância da escala de cinza dentro da região cística anecoica |
| σ_{out} | Variância da escala de cinza fora da região cística anecoica |
| τ_i | Tempo de atraso em cada i-ésimo elemento transdutor |

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 20 |
| 1.1 OBJETIVOS | 21 |
| 1.1.1 Objetivo Geral | 21 |
| 1.1.2 Objetivos Específicos | 22 |
| 1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO | 22 |
| 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 23 |
| 2.1 ULTRASSOM | 23 |
| 2.1.1 Histórico do Ultrassom | 23 |
| 2.1.2 Propagação de sinais de Ultrassom | 24 |
| 2.1.3 Potência, transmissão e reflexão | 27 |
| 2.1.4 Atenuação e absorção | 29 |
| 2.1.5 Cerâmicas piezoelétricas e transdutores de ultrassom | 30 |
| 2.2 PRINCÍPIOS DE IMAGIAMENTO POR ULTRASSOM | 32 |
| 2.2.1 Método pulso-eco | 33 |
| 2.2.2 Arquitetura de um equipamento de ultrassom | 34 |
| 2.2.3 <i>Beamforming</i> de transmissão | 35 |
| 2.2.4 <i>Beamformer</i> de recepção | 36 |
| 2.3 TÉCNICAS ULTRARRÁPIDAS DE IMAGIAMENTO POR ULTRASSOM | 37 |
| 2.3.1 Ondas planas para a reconstrução de imagens | 38 |
| 2.3.2 Focalização na recepção de ecos provenientes de ondas planas | 40 |
| 2.4 BEAMFORMER DE DELAY-AND-SUM (DAS) | 42 |
| 2.5 BEAMFORMER DE MÍNIMA VARIÂNCIA (MV) | 44 |
| 2.6 BEAMFORMER GENERALIZED SIDELobe CANCELER (GSC) | 45 |
| 2.7 BEAMFORMER EIGENSPACE GENERALIZED SIDELobe CANCELLER (EGSC) | 46 |
| 2.8 SPARSE ARRAY | 47 |
| 3 MATERIAIS E MÉTODOS | 49 |
| 3.1 IMAGEM MODO B | 49 |
| 3.2 CONJUNTO DE FERRAMENTAS USTB | 49 |
| 3.2.1 Formato de arquivo de ultrassom (UFF) | 49 |
| 3.2.2 Fluxo de processamento USTB | 50 |
| 3.3 SIMULADOR DE ULTRASSOM FIELD | 51 |
| 3.4 CONJUNTO DE DADOS PICMUS | 52 |
| 3.4.1 PICMUS – Dados de simulação para teste de resolução, distorção e contraste | 52 |
| 3.4.2 PICMUS – Dados reais de experimento para teste de resolução, distorção e contraste | 53 |
| 3.4.3 PICMUS – Dados <i>in vivo</i> , carótida (corte transversal e longitudinal) | 55 |
| 3.5 MÉTRICAS DE AVALIAÇÃO | 55 |

| | |
|--|-----------|
| 3.5.1 Razão de contraste/ruído..... | 56 |
| 3.5.2 Largura à meia altura (FWHM) | 56 |
| 3.6 PROCESSAMENTO COM SPARSE ARRAYS | 56 |
| 4 RESULTADOS..... | 59 |
| 4.1 RESULTADOS DE DADOS SIMULADOS PARA AVALIAÇÃO DE RESOLUÇÃO E DISTORÇÃO | 59 |
| 4.2 RESULTADOS DE DADOS REAIS PARA AVALIAÇÃO DE RESOLUÇÃO E DISTORÇÃO | 67 |
| 4.3 RESULTADOS DE DADOS SIMULADOS PARA AVALIAÇÃO DE CONTRASTE | 68 |
| 4.4 RESULTADOS DE DADOS REAIS PARA AVALIAÇÃO DE CONTRASTE..... | 71 |
| 4.5 RESULTADOS DE DADOS COLETADOS IN VIVO..... | 73 |
| 5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES | 76 |
| 5.1 DISCUSSÃO..... | 76 |
| 5.2 CONCLUSÕES..... | 78 |
| 5.3 TRABALHOS FUTUROS..... | 78 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 79 |

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, imagens médicas são usadas em uma ampla gama de especialidades médicas, incluindo radiologia, cardiologia, patologia e oftalmologia. As tecnologias usadas para adquirir imagens médicas incluem raios-X, ultrassom (US), tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), tomografia por emissão de pósitrons (PET), entre outras (KRUPINSKI, 2010). Tais tecnologias possuem como principal tarefa fornecer de maneira minimamente invasiva informações sobre a estrutura interna do corpo humano. Todas estas técnicas, possuem como princípio de funcionamento o escaneamento do paciente através da aplicação de algum tipo de radiação, e posterior recepção de sinais gerados pela interação desta radiação com as estruturas do corpo, cuja origem deve ser identificada e então gerada a imagem (LOUIS, 1992).

As imagens reconstruídas por estas tecnologias fornecem uma importante fonte de informação que auxilia os médicos com decisões de diagnóstico, bem como recomendações para ação posterior. No entanto, estas imagens precisam ser inspecionadas e interpretadas pelo profissional médico, tarefa de elevada complexidade que podem ocasionar em erros, cometidos até mesmo por profissionais competentes, devido muitas vezes às limitações inerentes à percepção humana (LÉVÊQUE et al., 2017; KRUPINSKI, 2010).

Para eliminar erros de diagnóstico e melhorar o atendimento ao paciente, é de fundamental importância a geração de imagens de elevada qualidade, e que transmitam ao profissional médico, informações suficientes para um diagnóstico correto.

O US figura como uma das modalidades de imagem mais utilizadas, e tem sido reconhecido como uma ferramenta poderosa de rastreamento e diagnóstico para médicos e radiologistas. Em particular, a imagem de US é amplamente usada na maior parte do mundo devido à sua segurança relativa, baixo custo, natureza minimamente invasiva, exibição em tempo real, conforto e experiência do operador. Além da importante vantagem de utilizar radiação não ionizante, contrariamente a outras modalidades de imagem médica, como raios-X e tomografia computadorizada. Na prática clínica atual, a imagem de US médica tem sido aplicada a especialidades como ecocardiografia, US de mama, US abdominal, US intravascular e US pré-natal, US para obstetrícia e ginecologia, entre outras (REDDY; FILLY; COPEL, 2008; NOBLE; BOUKERROUI, 2006; HANGIANDREOU, 2004; NICHOLSON et al., 1996).

Entre as modalidades de imagem médica, o US ainda se destaca em termos de resolução temporal e, devido à sua natureza, tem sido usado não apenas para observação da morfologia dos órgãos vivos, mas também para imagens funcionais, como imagens de fluxo sanguíneo e avaliação da função cardíaca (MACÉ et al., 2011).

Com o advento de técnicas ultrarrápidas de processamento de imagens de US, evolução na tecnologia de *hardwares* para processamento paralelo, além da utilização de matrizes de múltiplos elementos com a transmissão de ondas planas, taxas de atualização superiores a 10000 quadros por segundo (fps) são alcançadas, valor bastante superior às taxas alcançadas por técnicas antigas de focalização dinâmica, limitadas a taxas de 40 fps. A alta resolução temporal permite a rápida visualização de respostas de tecidos biológicos que não podem ser observados e analisados pelo US convencional, possibilitando a visualização de ondas de cisalhamento e, conseqüente, avaliação das propriedades elásticas dos tecidos biológicos (MONTALDO et al, 2009; TANTER; FINK, 2014; HASEGAWA; KORTE, 2018; UDESEN et al., 2008).

Por sua fácil implementação e baixo custo computacional, um dos métodos mais utilizados na formação de imagens de US é o algoritmo DAS (*Daly-and-Sum*) que é uma técnica de *beamformer* não adaptativa, pois aplica uma função de pesos fixos para a soma coerente dos dados da matriz de sinais recebidos. Quando utilizada com ondas planas, a técnica de composição coerente de ondas planas (CPWC) apresenta alta taxa de atualização de quadros, pois fisicamente está limitado apenas pelo tempo de trânsito do sinal de ultrassom no meio. Em contrapartida, este método geralmente produz imagens de baixa qualidade, sendo necessária a composição coerente de imagens a partir de várias transmissões de ondas planas em diferentes ângulos (MONTALDO et al., 2009; TANTER; FINK, 2014; ZIMBICO et al., 2018).

Algoritmos baseados em *beamformers* adaptativos que possuem funções de peso dependentes dos dados de entrada são uma alternativa interessante para aprimorar a qualidade de imagens em termos de resolução e contraste geradas a partir de reconstrução por ondas planas, por possuírem a capacidade de preservar os lóbulos centrais enquanto reduzem os lóbulos laterais. Técnicas adaptativas como *Minimum Variance* (MV), *Generalized Sidelobe Canceler* (GSC) e *Eigenspace Generalized Sidelobe Canceler* (EGSC) se mostram bastante eficientes quando se objetiva a melhora da qualidade da imagem, porém apresentam elevada complexidade de implementação e alto custo computacional (SYNNEVAG; AUSTENG; HOLM, 2009; CAPON, 1969; LI et al., 2016).

Com o propósito de diminuir a quantidade de dados gerados e complexidade do equipamento de US, técnicas *sparse array* são empregadas, e consiste na desativação de parte dos elementos transdutores. Tal artifício é bastante estudado na modalidade de US tridimensional, no qual utiliza matrizes transdutoras bidimensionais com centenas ou milhares de elementos. Porém, a qualidade da imagem também está atrelada ao número de elementos transdutores utilizados, e seu decréscimo implica no aumento dos lóbulos laterais e conseqüente redução do contraste e resolução (LU; ZOU; GREENLEAF, 1994; ROUX et al., 2018; HU, et al., 2018).

O custo computacional dos algoritmos de *beamformers* cresce com o aumento da quantidade de dados processados, bem como a complexidade do *hardware* que aumenta com a quantidade de canais de recepção e número de transdutores ativos. Neste sentido, no presente trabalho foram utilizadas técnicas de *beamformers* adaptativos combinados com *sparse arrays* com objetivo de avaliar a eficiência destes métodos com a diminuição do número de transdutores ativos na recepção, e conseqüente diminuição na quantidade de dados gerada.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo principal deste trabalho foi implementar e comparar técnicas de reconstrução de imagens Modo B de US mediante a transmissão de ondas planas e recepção com *sparse arrays*, utilizando *beamformer delay-and-sum* (DAS), *minimum variance* (MV), *generalized sidelobe canceller* (GSC) e *eigenspace generalized sidelobe canceller* (EGSC).

1.1.2 Objetivos Específicos

Além do objetivo principal, este trabalho tem como objetivos específicos:

- Implementar algoritmo de reconstrução de imagens Modo B de US para transdutor de 128 elementos;
- Avaliar e implementar o método de geração de *beamformer* de ondas planas *delay-and-sum*;
- Avaliar e implementar o método de geração de *beamformer* de ondas planas *minimum variance*;
- Avaliar e implementar o método de geração de *beamformer* de ondas planas *generalized sidelobe canceller*;
- Avaliar e implementar o método de geração de *beamformer* de ondas planas *eigenspace generalized sidelobe canceller*;
- Desenvolver o método de *sparse arrays* para todos os *beamformer* de ondas planas;
- Avaliar a viabilidade das técnicas apresentadas;
- Comparar as técnicas de *beamformer* adaptativos com o DAS e;
- Comparar imagens geradas com *beamformer* adaptativos combinados com *sparse array* com técnica *delay-and-sum*.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

Esta dissertação está dividida em 5 capítulos. O capítulo 1 apresenta uma breve introdução do trabalho e objetivos. No capítulo 2, é realizada uma revisão da literatura onde são apresentados os principais conceitos sobre US e seus respectivos princípios de imageamento necessários para o desenvolvimento da pesquisa, bem como a descrição matemática das técnicas de *beamformer* implementadas. O capítulo 3 descreve em detalhes os materiais e métodos utilizados. No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos com a implementação das técnicas de *beamformers* de ondas planas com *sparse arrays*. O capítulo 5 apresenta as discussões e conclusões do trabalho.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 ULTRASSOM

Esta seção visa apresentar um breve histórico, bem como os conceitos gerais sobre o ultrassom, modelo de onda sonora e suas principais propriedades físicas, interações com o meio material e cristais piezoelétricos.

2.1.1 Histórico do Ultrassom

Desde a antiguidade há registros de estudos de fenômenos acústicos, sendo provavelmente o mais antigo, o estudo realizado por Pitágoras sobre a música no século VI a.C, que relacionava a matemática como a base de escalas musicais. Uma segunda notável contribuição para a ciência dos fenômenos acústicos foi a de Galileo em 1638, que associou notas musicais com vibrações que podiam ser mensuradas, sendo a primeira medição realizado por um frade franciscano chamado Marin Mersenne, contemporâneo de Galileo, que também calculou frequências de notas produzidas por cordas de tamanhos múltiplos a partir de suas observações (ENSMINGER, 1988).

Investigações de fenômenos acústicos de alta frequência só foram feitas após o século XIX e, embora seja possível desassociar os desenvolvimentos no campo de ondas sonoras de altas frequências do desenvolvimento geral da acústica, com frequência audíveis, este último tem relativa contribuição no US (GRAFF, 1981).

Denota-se por ultrassom, as ondas sonoras com frequências superiores àquelas que o ouvido humano é capaz de detectar que se situam acima de 20 kHz, aproximadamente. Somente no início do século XX conseguiu-se detectar tais ondas dando origem ao nome até hoje utilizado (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1986).

No início do século XIX, apenas pequenas noções de fenômenos acústicos inaudíveis eram evidentes. Durante os 100 anos seguintes, os primeiros estudos de ondas sonoras de alta frequência ocorreram, nos limites de audibilidade do ouvido humano. Enquanto o estudo de ondas de frequências altas não progrediram de forma direta, e pode-se dizer que a maioria das fundações importantes para o avanço da ultrassonografia no século XX foram estabelecidas durante este período, onde geradores ultrassônicos, mecanismos de transdução, métodos de detecção e ciência da eletroacústica foram desenvolvidos, resultando no primeiro uso de som subaquático e posterior utilização na medicina (GRAFF, 1981).

Para aplicações médicas terapêuticas, o uso do US pode se inicia em meados de 1930, sendo utilizado para aquecimento de tecidos em procedimentos fisioterapêuticos. Na década seguinte, Gohr e Wedekind sugeriram que ondas ultrassônicas refletidas poderiam ser utilizadas para a detecção de tumores, mas não publicaram resultados práticos. Nesta mesma linha, o fisioterapeuta Denier propôs em 1946 a formação de imagens a partir de sinais de US para investigação de estruturas internas do corpo, chegando a sugerir a instrumentação necessária para tal, mas também não obteve sucesso (COBBOLD, 2006).

Somente em 1947 o neurologista austríaco Karl Theo Dussik, após mais de uma década de trabalho em conjunto com o físico e irmão Frederick Dussik, conseguiram gerar imagens a partir de US e, para isso, utilizaram o método de transmissão para produzir uma imagem baseada na atenuação diferencial do som

durante sua passagem pelo cérebro humano. As imagens geradas por Dussik foram denominadas por ele próprio de “*Hyperphonogram*” (EDLER; LINDSTRÖM, 2004).

No ano de 1955, os pesquisadores japoneses Shigeo Satomura e Yasuhara Nimura desenvolveram os primeiros dispositivos Doppler ultrassônicos para monitorar o movimento dos tecidos e o fluxo sanguíneo. E, na mesma época, Inge Edler e Hellmuth Hertz, da Universidade de Lund, na Suécia, trabalharam em técnicas de ecocardiografia para formação de imagens de estruturas do coração e monitoramento de funções cardíacas (SHUNG, 2011).

Diversos problemas médicos foram diagnosticados desde os anos de 1950 com técnicas de US em pulso eco, porém, estas só se tornaram uma ferramenta diagnóstica amplamente aceita até o início dos anos 1970, quando a ultrassonografia em modo B, na qual a amplitude do eco é mapeada em uma escala de cinza representada em uma imagem (SZABO, 2004; COBBOLD, 2006).

Equipamentos de US de onda contínua e Doppler pulsado se tornaram disponíveis durante esse tempo, e *scanners* que combinaram ambas as funções, permitiram a visualização da anatomia e a medição do fluxo sanguíneo com um único instrumento. Em 1985, um sistema de mapeamento de fluxo Doppler colorido que combinava imagens de fluxo Doppler em cores com imagens em Modo B em escala de cinza foi introduzido pela Aloka no Japão. Nestes primeiros *scanners*, uma imagem foi formada por varredura mecânica de um transdutor piezelétrico de um único elemento (KASAI et al., 1985).

A grande evolução tecnológica dos equipamentos de US se deu graças a importantes vantagens que estes possuem quando comparados a outras técnicas, como por exemplo, as que se utilizam de radiação ionizante, tais como a tomografia por raio-X, tomografia axial computadorizada (TAC), tomografia por emissão de pósitron (PET), entre outras. Além de não expor o indivíduo a radiações possivelmente nocivas à saúde humana, os equipamentos de US proveem facilidade de manipulação, possibilidade de aquisição de imagens em tempo real, portabilidade, baixo custo e com os últimos avanços, a viabilidade de avaliação quantitativa de propriedades elásticas dos tecidos biológicos (NJEH et al., 2001; MAIA, 2001; OPHIR et al., 1991).

Outra importante vantagem que possibilitou o avanço tecnológico do US é o fato de a velocidade do som na grande maioria dos tecidos ser em torno de 1540 m/s, e as distâncias típicas utilizadas nos exames médicos serem relativamente pequenas (0,1 - 25 cm), o que gera como consequência, intervalos de tempo na ordem de dezenas de microssegundos para o sinal cobrir a região de interesse. Consequentemente, muitas ondas podem ser transmitidas em pouco tempo e obter informações suficientes para acompanhar as mudanças dinâmicas que ocorrem em “tempo real” dentro do corpo, proporcionando a medição de uma ampla variedade de parâmetros, uma vez que as propriedades das ondas estão fortemente relacionadas às características do meio em que elas viajam (AZHARI, 2010).

2.1.2 Propagação de sinais de Ultrassom

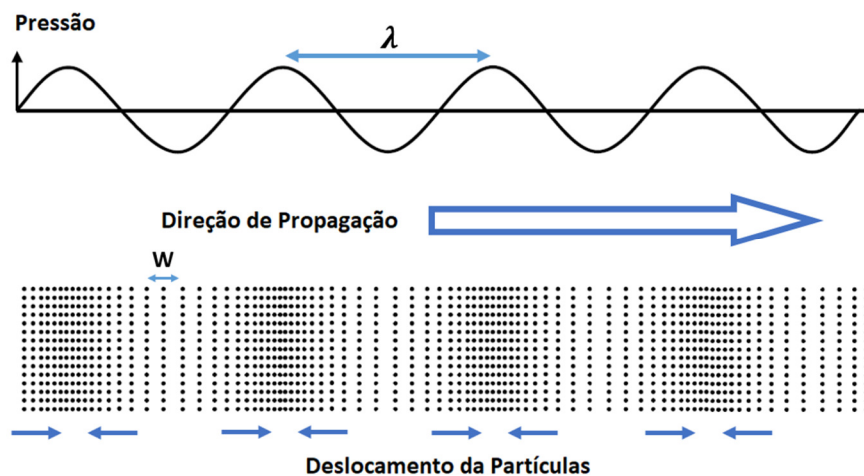
Quando uma onda mecânica se propaga através da matéria, a energia é transportada de um local para outro. No entanto, esta energia não está associada à transferência de massa, ela é transferida pelo movimento das partículas. A natureza de ondas mecânicas é determinada pelo tipo de perturbações provocadas, mas

também e, principalmente, pelas propriedades fundamentais da matéria através pelas quais propaga (AZHARI, 2010).

Ondas sonoras podem ser caracterizadas por compactações e descompactações do meio material, que provocam variações harmônicas de posição das partículas que o compõe, sendo essas variações periódicas no tempo. Como pode ser observado na Figura 1, as partículas que compõe o meio material se deslocam na direção de propagação, criando regiões de compactação e descompactação, resultando em bandas de alta e baixa pressão.

A conseqüente periodicidade da pressão no meio de propagação pode ser mensurada de acordo com o número de oscilações por unidade de tempo, propriedade conhecida como frequência. Frequências na faixa aproximada de 20 Hz a 20 kHz podem ser detectadas pelo ouvido humano. Ondas sonoras com frequências acima de aproximadamente 20 kHz não podem ser ouvidas e são referidas como ondas de US (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010).

Figura 1 – Onda sonora longitudinal. O deslocamento W das partículas é alinhado com a direção de propagação (eixo z), resultando em bandas de alta e baixa pressão com comprimento de onda λ .



Fonte: Adaptado de Hoskins, Martin e Thrush, (2010).

Assumindo que a onda que se propaga em um fluido tem frente de onda plana, sendo o tecido ou fluido perfeitamente homogêneo e não havendo atenuação, a perturbação pode ser modelada matematicamente por uma equação diferencial de segunda ordem unidimensional, linearizada e sem perdas. Assim, o deslocamento de partículas W , conforme mostrado na Figura 1, está relacionado à velocidade de propagação do som c , de acordo com a Equação 1, denominada de equação da onda (WEBB; KAGADIS, 2003).

$$\frac{\partial^2 W}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} \quad (1)$$

O valor do deslocamento das partículas W é normalmente na ordem de grandeza dos nanômetros e o valor de c depende da densidade do tecido, ρ , e do fator de compressibilidade dos líquidos K , que corresponde ao inverso do módulo de Bulk B , descrito pela Equação 2, na qual é possível notar, que a onda que se propaga

possui velocidade intrinsecamente dependente do meio material em que se encontra (WELLS, 1977).

$$c = \frac{1}{\sqrt{K\rho}} = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (2)$$

Um parâmetro muito importante para a caracterização de materiais e consequente utilização por equipamentos de US na geração de imagens, é a impedância acústica Z do tecido, que é definida como a relação da pressão P e a velocidade da partícula u_z , ou pelo produto da densidade do tecido com a velocidade da onda, conforme Equação 3 (WEBB; KAGADIS, 2003).

$$Z = \frac{P}{u_z} = \rho \cdot c = \rho \frac{1}{\sqrt{\rho K}} = \sqrt{\frac{\rho}{K}} \quad (3)$$

Como pode ser observado, o parâmetro Z é função da compressibilidade e densidade do meio material e, numericamente igual a raiz quadrada da razão desses parâmetros. Portanto, a impedância acústica Z é função das características intrínsecas da matéria. Como apresentado na Tabela 1, cada tipo de tecido biológico possui uma impedância acústica específica, e é possível observar a dependência da densidade do meio com a velocidade do som, onde tecidos com maior densidade propagam a onda com maior velocidade.

Tabela 1 – Propriedades acústicas de tecidos biológicos

| Material | Densidade (Kg/m³) | Impedância Acústica x10⁵(g cm⁻² s⁻¹) | Velocidade do Som (m s⁻¹) |
|-----------------|---|--|---|
| Ar | 1,13 | 0,0004 | 330 |
| Sangue | 1050 | 1,61 | 1550 |
| Osso | 1908 | 7,8 | 3500 |
| Gordura | 911 | 1,38 | 1450 |
| Cérebro | 1041 | 1,58 | 1540 |
| Musculo | 1090 | 1,7 | 1580 |
| Olho | 994 | 1,52 | 1520 |
| Fígado | 1079 | 1,65 | 1570 |
| Rim | 1066 | 1,62 | 1560 |

Fonte: Adaptado de Webb e Kagadis (2003).

2.1.3 Potência, transmissão e reflexão

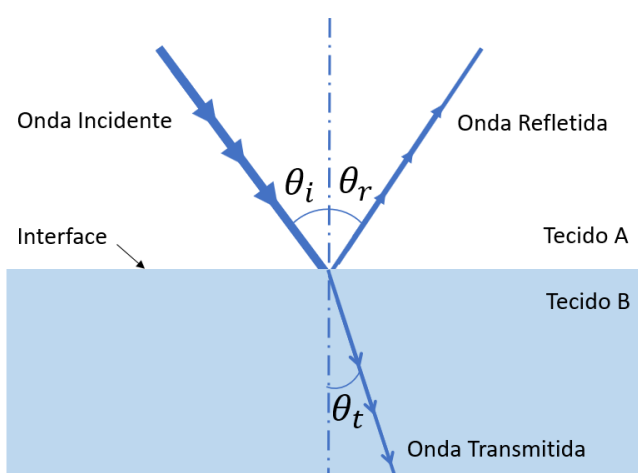
Define-se a intensidade de uma onda sonora emitida como o fluxo médio de energia através de uma área unitária no meio perpendicular a direção de propagação (RITENOUR, 2009). Desta forma a expressão matemática que representa a intensidade I de uma onda acústica em função da amplitude da onda de pressão p_0 e impedância acústica do meio Z pode ser visualizada na Equação 4.

$$I = \frac{p_0^2}{2Z} \quad (4)$$

Usualmente, a intensidade acústica de uma onda ultrassônica é medida em W/cm^2 , e em sistemas comuns de US para fins diagnósticos médicos, utilizam baixa intensidade entre 10 mW/cm^2 a 1 W/cm^2 . Para a área fisioterápica, as intensidades situam-se na faixa de $0,03 \text{ W/cm}^2$ a 3 W/cm^2 (WELLS, 1977, WATSON, 2008). Há ainda sistemas de US com intensidade mais alta, usados em procedimentos terapêuticos como raspagem, corte, fragmentação e emulsificação, nos quais a faixa de intensidade vai desde 10 W/cm^2 a 50 W/cm^2 (HADJICOSTIS et al., 1984).

Para um melhor entendimento da geração de imagens em equipamentos de US é importante a compreensão da propagação de uma onda acústica e sua respectiva interação com os tecidos. A diferença de impedâncias acústicas de tecidos causa dois fenômenos ondulatórios bastante significativos nas interfaces destes. A incidência de uma onda na região de fronteira entre dois materiais causa reflexão e transmissão, conforme Figura 2, sendo as intensidades da onda transmitida com ângulo θ_t e da onda refletida com ângulo θ_r dependentes do ângulo de incidência θ_i e das características do tecido.

Figura 2 – Onda incidente, transmitida e refletida em uma interface com mudança de impedância acústica.



Fonte: Adaptado de Dhawan, Hk e Kim (2008).

Ao incidir em uma interface onde ocorre uma mudança de impedância acústica, parte da onda sonora incidente é transmitida, e outra parte é refletida, sendo

o ângulo de reflexão igual ao ângulo de incidência ($\theta_t = \theta_i$), levando como referencial um plano perpendicular à interface.

A amplitude ou pressão da onda transmitida e refletida pode ser determinada matematicamente pelo coeficiente de transmissão Ta e reflexão Ra , respectivamente. Estes parâmetros dependem das características intrínsecas da região de propagação e dos ângulos de incidência e reflexão, conforme Equações 6 e 7, com os ângulos de transmissão e incidência relacionados através da lei de Snell, obtida a partir da Equação 5, na qual λ_a e λ_b são os comprimentos de onda no tecido A e B , respectivamente (DHAWAN; HUANG; KIM, 2008; AZHARI, 2010).

$$\lambda_a \cos(\theta_i) = \lambda_b \cos(\theta_t) \quad (5)$$

$$Ta = \frac{2Z_b \cos \theta_i}{Z_b \cos \theta_i + Z_a \cos \theta_t} \quad (6)$$

$$Ra = \frac{Z_a \cos \theta_t - Z_b \cos \theta_i}{Z_a \cos \theta_t + Z_b \cos \theta_i} \quad (7)$$

Caso a onda incida perpendicularmente à superfície e a impedância característica do meio A seja maior que a do meio B , o coeficiente de reflexão resulta em um número positivo e como consequência, a onda refletida tem fase igual à onda incidente. Por outro lado, se $Z_b > Z_a$, mantida a direção de propagação, o coeficiente de reflexão R assume um valor negativo e então a onda refletida possui oposição de fase em relação à onda incidente (DHAWAN; HUANG; KIM, 2008)

Quando a impedância acústica do meio A é muito maior que a impedância do meio B , como por exemplo, a interface entre músculo ($Z_a = 1,7 \text{ g cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$) e ar ($Z_b = 0,0004 \text{ g cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$), o coeficiente de reflexão para uma incidência perpendicular à superfície resulta em $R = -0,9995$, ocasionando uma reflexão quase que total com inversão de fase e consequentemente, uma parcela muito reduzida da onda é transmitida ao meio B . Esta consequência inviabiliza o uso de ondas acústicas para a investigação de regiões onde o feixe ultrassônico necessita transpor interfaces com o ar, como o tecido pulmonar, pois ao incidir uma onda de US com direção ao pulmão, a onda é refletida praticamente em toda sua totalidade, não sendo possível a averiguação de regiões posteriores a este tecido. Esta característica também força com que as interfaces entre os elementos de transmissão/recepção não tenham grandes diferenças em suas respectivas impedâncias acústicas, além da impossibilidade de apresentarem camadas de ar, o que explica a necessidade de utilização de materiais que promovam o correto acoplamento acústico destas interfaces (DHAWAN; HUANG; KIM, 2008).

Geralmente são utilizados polímeros na forma de gel para realizar este acoplamento acústico, denominado de casamento de impedância acústica entre as interfaces. Estes polímeros quando dispersos em meio aquoso assumem conformação que resultam na viscosidade da mistura e na obtenção de propriedades acústicas semelhantes ao tecido biológico, consequentemente, os coeficientes de reflexão entre meios são atenuados e uma maior parcela da onda incidente é transmitida. Em outras palavras, a correta utilização de géis com impedância acústica

próxima aos elementos transmissores/receptores e o meio biológico, propiciam uma maior homogeneidade entre os meios, diminuindo as reflexões desnecessárias (SILVA NETO, 2015).

2.1.4 Atenuação e absorção

Ao se propagar através de tecidos, uma onda de US perde sua energia gradualmente, de modo que sua intensidade diminui com a distância percorrida, em um efeito conhecido como atenuação. A maneira com a qual a intensidade diminui com o aumento da distância segue um padrão de decaimento exponencial (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010).

A atenuação em uma determinada distância é convenientemente medida em decibéis (dB), que expressa a proporção entre amplitude inicial com a amplitude à uma distância de interesse, em escala logarítmica.

Uma onda de US pode ser atenuada por vários mecanismos enquanto viaja através do tecido, como o espalhamento e a absorção, mas este último é o fenômeno físico que mais contribui com a perda de energia da onda durante sua propagação, na qual a energia ultrassônica é convertida em calor. Existem dois mecanismos principais envolvidos neste processo, a absorção clássica e absorção por relaxamento. O primeiro ocorre devido ao atrito entre partículas correspondente a passagem da onda de US. Enquanto o segundo é caracterizado por um tempo de relaxamento que as moléculas levam para retornar a suas posições originais após terem sido deslocadas pela onda de US (PARKER, 1983; WEBB; KAGADIS, 2003).

Outra característica da atenuação é a sua dependência com a frequência, na qual o fenômeno é mais acentuado com o aumento da frequência. Os processos de absorção e espalhamento são fortemente dependentes da frequência, e em geral esta relação não se dá de maneira linear mas, para a maioria dos tecidos biológicos, pode-se considerar uma relação aproximadamente linear entre o coeficiente de atenuação e a frequência, sendo uma relação inversamente proporcional, podendo a unidade ser expressa em $\text{dB cm}^{-1} \text{MHz}^{-1}$. A Tabela 2 apresenta os coeficientes de atenuação de alguns tecidos cuja dependência da atenuação é linear com a frequência. Para alguns outros tecidos como a gordura, por exemplo, existe uma dependência de frequência diferente, sendo o coeficiente de atenuação dado por aproximadamente $0,7 \cdot f^{1,5} \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ (WEBB; KAGADIS, 2003; HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010).

Tabela 2 – Coeficientes de atenuação em diferentes tecidos humanos

| Tecido Biológico | Atenuação ($\text{dB cm}^{-1} \text{MHz}^{-1}$) |
|-------------------------|---|
| Fígado | 0,399 |
| Cérebro | 0,435 |
| Músculo | 0,57 |
| Sangue | 0,15 |
| Água | 0,02 |
| Ossos | 22 |

Fonte: Adaptado de Hoskins, Martin e Thrush (2010).

2.1.5 Cerâmicas piezoelétricas e transdutores de ultrassom

Os transdutores de US baseados em cerâmicas piezoelétricas são utilizados atualmente em diversas aplicações, tais como sensores de proximidade para aplicações automotivas, navegação por US, medição de fluxo, entre outros. As frequências de operação são normalmente de aproximadamente 40 kHz. Cerâmicas piezoelétricas, bem como monocristais, são maciçamente aplicadas em transdutores de ultrassom para a geração de imagens médicas. Para essas aplicações, os transdutores de US estão operando tipicamente na faixa dos MHz (KLEE et al., 2011).

O efeito piezoeletrico é um fenômeno que aparece em alguns materiais no qual a energia mecânica (vibrações) é convertida em energia elétrica, sendo o contrário, também válido, ou seja, ao aplicar ao material energia elétrica, ele é capaz de transformar estes estímulos elétricos em vibrações mecânicas. Materiais que possuem piezoeletricidade são capazes de gerar uma tensão elétrica quando uma pressão mecânica é aplicada a ele. Da mesma forma, o material sofrerá uma mudança geométrica quando uma tensão elétrica for aplicada a ele (DUAN; WANG; QUEK, 2010).

Cerâmicas piezoelétricas como o PZT (titanato de zircônio de chumbo), polímeros piezoeletricos à base de fluoreto de polivinilideno, denominado como PVDF, e compósitos piezoeletricos de cerâmica/polímero são frequentemente usados como atuadores piezoeletricos e sensores, pois possuem a capacidade de gerar ou detectar ondas sonoras em variadas frequências e amplitudes.

Os materiais puramente cerâmicos são mais baratos e de fácil fabricação, quando comparados com os polímeros, além de possuir constantes dielétricas relativamente altas e bom acoplamento eletromecânico. Por possuírem estruturas rígidas e frágeis, as cerâmicas monolíticas não podem ser revestidas em superfícies curvas, o que limita a flexibilidade do projeto no transdutor. Polímeros piezoeletricos são mais flexíveis, mas têm limitações de baixo acoplamento eletromecânico, baixa constante dielétrica e alto custo de fabricação. Já os compósitos piezoeletricos cerâmicos/poliméricos mostraram propriedades superiores, pois possuem alto acoplamento, baixa impedância, e uma constante dielétrica intermediária (GURURAJA, 1994).

Para a fabricação de transdutores de US de uso médico, geralmente são empregados compostos cerâmicos PZT que possui impedância acústica muito superior às impedâncias médias dos tecidos biológicos, cerca de 20 vezes maior. Para contornar essa característica inconveniente faz-se o uso de materiais de baixa impedância, que promovam alto acoplamento acústico, como resina epóxi (SMITH; SHAULOV; SINGER, 1984).

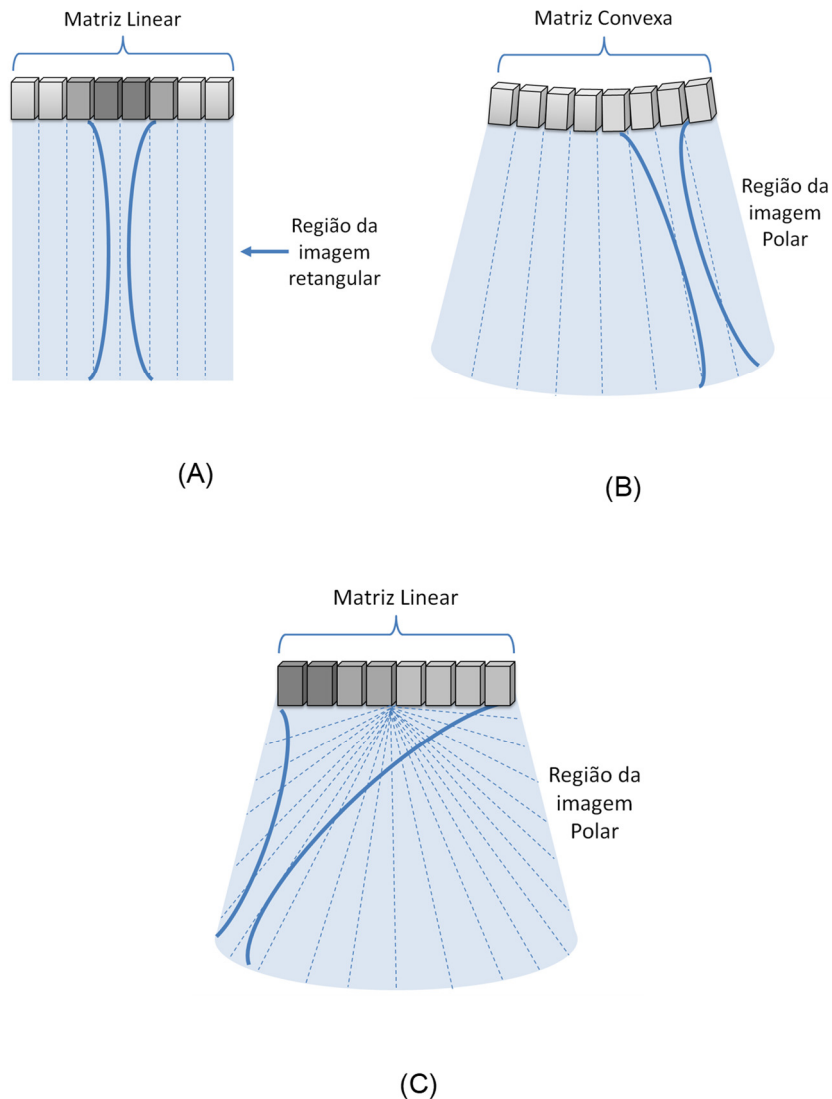
Para geração de imagens por US, geralmente utilizam-se transdutores matriciais, que consistem em elementos de cristais piezoelétricos dispostos geometricamente em forma de matriz. O número desses elementos e suas respectivas posições possuem grande impacto na resolução da imagem. Tipicamente, equipamentos de US comerciais da área médica empregam transdutores constituídos de 64 a 256 elementos que, em conjunto, se distribuem em uma superfície de 4 a 15 cm (JENSEN, 1999).

Transdutores matriciais multielementos para a geração de imagens bidimensionais podem ser divididos em três categorias principais quando distribuídos de maneira unidimensional, são elas: linear, convexo e *phased array*. Há ainda

transdutores matriciais dispostos em duas dimensões geralmente utilizados na geração de imagens tridimensionais.

O transdutor de matriz unidimensional linear forma uma região de imagem em formato retangular e o imageamento é realizado por excitações individuais de cada elemento transdutor. Conforme mostrado na Figura 3 (a), representado por linhas tracejadas, as posições dos feixes individualmente produzidos são paralelas entre si, resultando numa região de imagem retangular delimitada pela largura do transdutor.

Figura 3 – Disposição dos elementos piezoelétricos em transdutores. (a) Matriz linear plana com região de imagem transversal retangular. (b) Matriz linear convexa com região de imagem transversal polar. (c) Matriz linear plana com focalização dinâmica e região de imagem transversal polar.



Fonte: Adaptado de Jensen (1999).

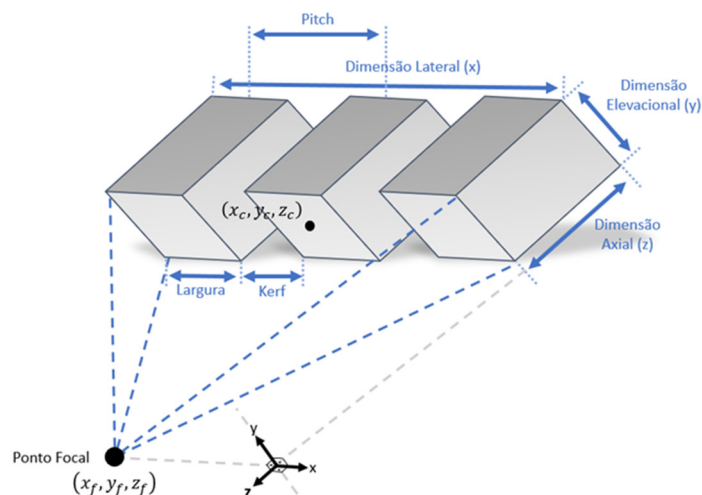
Quando uma matriz unidimensional de elementos piezoelétricos é disposta geometricamente em um arco de circunferência, conforme a Figura 3 (b), que representa um transdutor de matriz convexa, tem-se uma região de imagem em formato polar, aumentando a área de investigação. Este tipo de transdutor possui como desvantagem suas dimensões grandes que dificultam alguns tipos de exames.

Com o objetivo de cobrir uma maior região de investigação e ainda manter as dimensões do transdutor suficientemente pequenas para a realização de exames como, por exemplo os de coração, os elementos piezoelétricos podem ser dispostos em uma matriz linear e o direcionamento do feixe ser realizado de maneira eletrônica, com a inserção de atrasos na excitação de transmissão e recepção dos sinais de US. Este tipo de transdutor é chamado de *phased array* e é representado na Figura 3 (c), na qual é possível observar que mesmo com o agrupamento linear dos cristais, a região de imageamento é aumentada, tendo um formato polar (JENSEN, 1999; TOMOV, 2003).

Transdutores de US possuem diversos parâmetros estruturais, que podem influenciar diretamente no processamentos dos sinais e resolução final da imagem formada, alguns dos parâmetros dimensionais dos transdutores matriciais são apresentados na Figura 4, que representa a disposição de três elementos piezoelétricos agrupados de maneira matricial linear, na qual a largura corresponde ao tamanho do elemento em relação a direção de lateral (x), *Kerf* corresponde ao espaçamento entre as extremidades dos elementos e *Pitch* à distância entre os centros dos elementos na direção de x .

Dois outros parâmetros essenciais de transdutores são respectivamente a sua frequência central e a largura de banda relativa. A frequência central f_0 de operação de um transdutor está relacionada diretamente à largura, dimensões elevacionais e axiais do material piezoelétrico, e define a frequência da onda ultrassônica gerada. Já a faixa de frequências que um transdutor pode gerar ou mesmo detectar, diz respeito à sua largura de banda, geralmente representada de maneira relativa, e em valores percentuais. Quanto maior a largura de banda maior a resolução axial da imagem, pois o pulso elétrico de excitação pode assumir valores de tempo mais curtos (FISH, 1990; OTTO, 2014).

Figura 4 – Parâmetros dimensionais de um transdutor multielementos



Fonte: Autoria própria (2019).

2.2 PRINCÍPIOS DE IMAGIAMENTO POR ULTRASSOM

Esta seção visa apresentar as técnicas utilizadas para processamento de sinais e geração de imagens por US, bem como os modos de trabalho de equipamentos médicos de *scanner* por US.

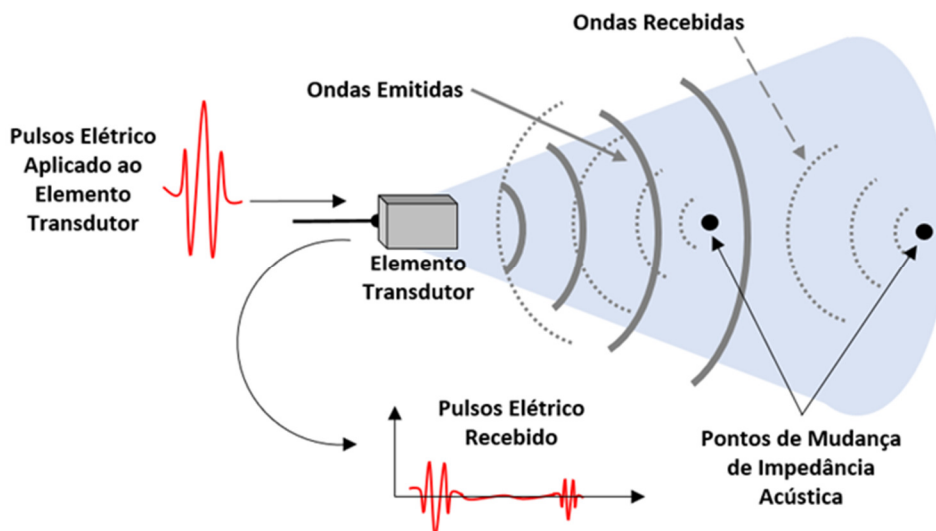
2.2.1 Método pulso-eco

Em exames médicos por US, a técnica de transmissão e recepção dos pulsos mais utilizada é a de pulso eco, que consiste no envio e recepção dos sinais pelos mesmos elementos transdutores.

Quando o cristal piezelétrico é excitado com uma tensão elétrica variante no tempo, como consequência produz uma vibração acústica que se propaga através do tecido biológico. Ao encontrar uma descontinuidade nas impedâncias acústicas nos meios examinados, uma parcela da onda é refletida e retorna ao mesmo cristal piezoelétrico que a transforma em um pulso elétrico com menor amplitude e devassado, em relação ao pulso enviado. A posição, magnitude, padrão de movimento e desvio de frequência do eco contêm informações de elevada importância, e várias técnicas de processamento de sinais e imagem foram, e ainda são, continuamente desenvolvidas para apresentar informações e recursos de maneira adequada para os requisitos específicos do exame, e consequente diagnóstico (KOSSOFF, 1974).

A Figura 5 mostra como é realizado o método pulso eco para a investigação de estruturas internas de tecidos biológicos, na qual é possível observar que os sinais elétricos na recepção possuem amplitude reduzida por efeito da atenuação da onda acústica através do meio. Também são representados dois pulsos na linha de recepção, referente às reflexões de dois pontos de mudança de impedância acústica. As amplitudes destes ecos, associadas às suas respectivas posições no tempo estão relacionadas à profundidade de propagação da onda, bem como às propriedades intrínsecas dos tecidos e suas interfaces. Contornos e limites dos principais órgãos são exemplos típicos de estruturas que dão origem a ecos por mudança de impedância acústica.

Figura 5 – Método pulso-eco: um sinal elétrico excita o elemento transdutor e o mesmo produz uma onda acústica que se propaga no meio. Ao encontrar uma interface com variação de impedância acústica, parte da onda é refletida e então capturada pelo elemento transdutor que converte em um novo sinal elétrico.



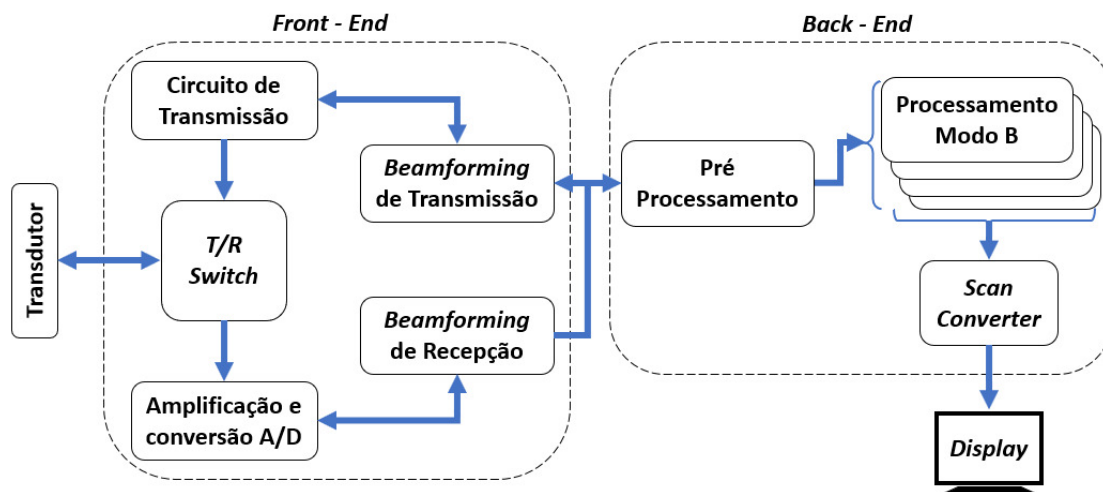
Fonte: Adaptado de Fish (1990).

2.2.2 Arquitetura de um equipamento de ultrassom

Os atuais equipamentos de US para diagnósticos médicos envolvem o uso de diversos métodos e algoritmos de processamento digital de sinais para produzir variados tipos de imagens e modos de representação que requerem procedimentos específicos de transmissão e recepção dos pulsos elétricos no conjunto de elementos transdutores.

Costuma-se dividir estes equipamentos em duas grandes estruturas denominadas de *front-end* e *back-end*, conforme Figura 6 (OTAKE et al., 2003; TRUONG; BAAS, 2010). Ainda, a primeira estrutura pode ser dividida em mais duas partes, uma compreendendo os blocos de transmissão e outra os blocos de recepção, ambas chaveadas por um bloco de comutação (*T/R switch*). O segmento de transmissão é composto por geradores de sinais, geralmente constituído de conversores digitais analógicos (D/A) e amplificadores de tensões relativamente elevadas, além de *beamforming* de transmissão responsável por sincronizar os pulsos gerados com objetivo de direcionar a onda ultrassônica, provendo focalização. Já o segmento de recepção é formado por amplificadores de baixo ruído (LNAs), amplificadores de ganho variável e conversores analógicos digitais A/D de alta taxa de aquisição. O *beamforming* de recepção tem função semelhante ao de transmissão e é responsável por inserir atrasos aos sinais recebidos pelos diversos elementos da matriz transdutora a fim de reconstituir a informação investigada (TRUONG; BAAS, 2010).

Figura 6 – Diagrama em blocos simplificado de um equipamento de ultrassom para imagens médicas.



Fonte: Adaptado de Otake et al. (2003).

Após a recepção dos dados processados oriundos do *beamformer de recepção*, que incluem o atraso e a soma coerente dos sinais de eco, são iniciadas as etapas de pré-processamento que envolve a detecção de envelope, onde a informação do tecido biológico é interpretada através dos valores absolutos das componentes reais e de quadratura, geralmente, utilizando-se da ferramenta matemática Transformada de Hilbert.

Terminada a etapa de pré-processamento, são iniciados processamentos específicos para cada modo de representação, como o Modo B (Modo Brilho), Modo M

(Movimento) e Modo Doppler, por exemplo. Cada um dos modos de representação possui algoritmos e métodos particulares, que podem incluir compressão dinâmica, reconstrução de imagens, métodos de melhoria de imagens, entre outros (AKKALA et al., 2014).

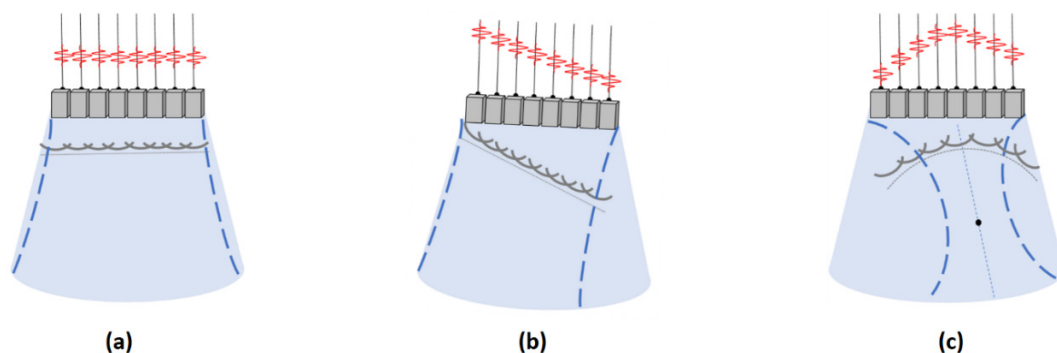
De maneira clássica, as etapas de *front-end*, são desempenhadas por circuitos de eletrônica analógica e digitais dedicados, como elementos discretos, circuitos integrados e ASICs (*Application Specific Integrated Circuits*), ou lógica reconfigurável com o uso de FPGAs (*Field Programmable Gate Array*). Já para a parte de *back-end* e exibição em vídeo, em geral são empregadas unidades computacionais microcontroladas, microprocessadas ou DSPs (*Digital Signal Processing*) de alto desempenho.

Explicações mais detalhadas sobre as etapas principais de processamento em *back-end* e *front-end*, além dos modos de representação em sistemas de US são realizadas nas seções seguintes.

2.2.3 *Beamforming* de transmissão

A reconstrução de imagens de US envolve o direcionamento de feixes acústicos típicos denominados *beamforming* Tx, que podem ser obtidos aplicando tempos de atraso de excitação a uma série de elementos transdutores (DUSA et al., 2015). Com o objetivo de direcionar a frente de onda em diversos ângulos e regiões focais, padrões de atrasos distintos são utilizados, conforme mostrado na Figura 7, onde são apresentados três padrões de pulsos elétricos aplicados a oito elementos transdutores para formar três diferentes frentes de ondas com seus respectivos ângulos e curvaturas.

Figura 7 – *Beamforming* de transmissão. (a) Frente de onda plana. (b) Frente de onda plana angulada. (c) Frente de onda curva em direção a um ponto focal.



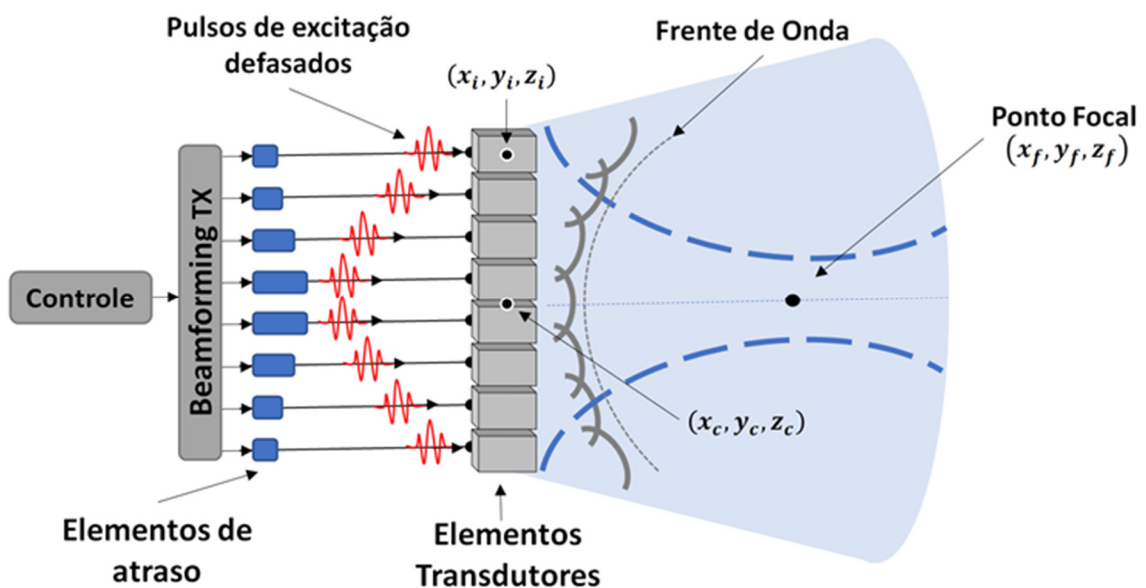
Fonte: Adaptado de SZABO (2004).

Os pulsos elétricos podem chegar a 200 V de tensão de pico, e quando aplicados ao mesmo tempo em cada um dos elementos transdutores formam uma frente de onda plana com direção de propagação perpendicular à disposição da matriz de elementos, conforme Figura 7 (a). Já na Figura 7 (b) é apresentada uma frente de onda plana direcionada, que é formada com a inserção de um padrão de pulsos elétricos defasados de maneira constante, ou seja, os intervalos de atrasos crescem de maneira linear para cada elemento transdutor.

Quando o objetivo é prover focalização, o *beamforming* de transmissão atrasa os pulsos elétricos de maneira não linear conforme a Figura 7 (c), onde os cristais piezelétricos da extremidade são excitados primeiro e aplicados atrasos aos demais elementos centrais de maneira a formar uma frente de onda ultrassônica côncava com ponto focal de destino definido.

Para focalização dinâmica, o tempo de atraso τ_i em cada *i*-ésimo elemento transdutor é definido pela Equação 8, que corresponde à razão do percurso da onda entre o elemento transdutor emissor e centro da matriz de elementos com a velocidade de propagação da onda no meio. Os parâmetros envolvidos no equacionamento dos atrasos como coordenadas centrais e de foco, além da estrutura básica de um *beamforming* de transmissão são mostrados na Figura 8.

Figura 8 – Diagrama de um *beamforming* de transmissão



Fonte: Adaptado de Jensen (1999) e Dusa (2015).

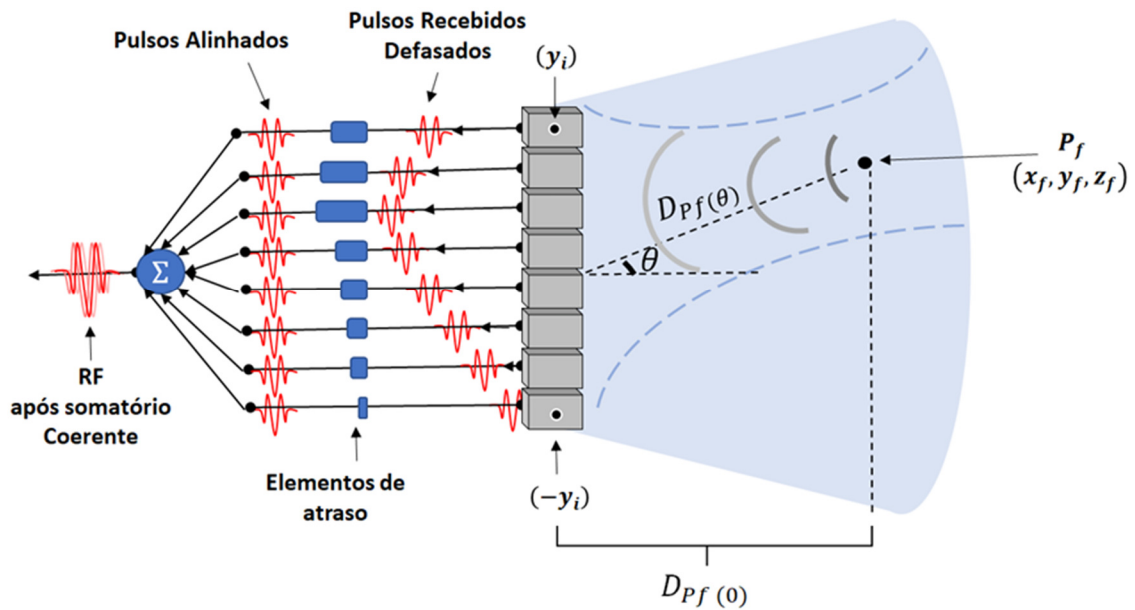
$$\tau_i = \frac{1}{c} \left(\sqrt{(x_c - x_f)^2 + (y_c - y_f)^2 + (z_c - z_f)^2} - \sqrt{(x_i - x_f)^2 + (y_i - y_f)^2 + (z_i - z_f)^2} \right) \quad (8)$$

2.2.4 Beamformer de recepção

O *beamformer* de recepção é essencial para obter uma boa qualidade de imagem promovendo o aumento da relação sinal-ruído (SNR), a melhora da resolução espacial e redução dos lóbulos laterais. Os ecos analógicos recebidos de cada elemento do transdutor são convertidos em informação digital após o condicionamento do sinal, devidamente atrasados no tempo pelo perfil de atraso predeterminado e coerentemente somados para formar os dados da linha de varredura de RF (Rádio Frequência). Os dados da linha de varredura de RF são então processados para a reconstrução da imagem de US (DUSA et al., 2015).

A Figura 9 exemplifica as etapas de recepção para a formação das linhas de RF de um *beamformer* de recepção, desde cristais transdutores, elementos de atraso e somatório coerente dos sinais recebidos. O tempo de atraso T_i para cada transmissão é obtido a partir das Equações 9 e 10. Sendo $D_{pf(\theta)}$ a distância de um elemento ao ponto focal a um ângulo θ a partir do ponto central da matriz de cristais piezoelétricos, t_i o tempo necessário para a frente de onda atingir o ponto focal a partir do elemento e y_i a coordenada do i -ésimo elemento (DUSA et al., 2015).

Figura 9 – *Beamforming* de recepção



Fonte: Adaptado de Dusa (2015).

$$t_i = \frac{\sqrt{D_{Pf(\theta)}^2 + y_i^2 + 2y_i D_{Pf(\theta)} \sin(\theta)}}{c} \quad (9)$$

$$\text{Sendo } D_{pf(\theta)} = \frac{D_{pf(0)}}{\cos(\theta)}.$$

$$T_i = t_{max} - t_i \quad (10)$$

2.3 TÉCNICAS ULTRARRÁPIDAS DE IMAGIAMENTO POR ULTRASSOM

Os primeiros diagnósticos por US foram realizados em Modo A, que consiste na representação do sinal recebido por elementos transdutores individuais. Por um curto período, a partir do início da década de 1970, as imagens em Modo B eram realizadas com a focalização do feixe ultrassônico sendo obtido com a movimentação

mecânica do elemento transdutor. Ambas as técnicas, muito semelhantes às utilizadas em sonares para eco localização submarina.

Como consequência direta do desenvolvimento de matrizes de múltiplos elementos e focagem eletrônica, que proveem menor manutenção e melhor confiabilidade, a aquisição de linha por linha tornou-se a principal tecnologia usada em todos os *scanners* de US, sendo o perfil de atrasos no *beamforming* de transmissão calculados de maneira não linear conforme apresentado na seção 2.2.3 (TANTER; FINK, 2014).

Em sistemas que utilizam matrizes multielementos com focalização dinâmica, o número de eventos de transmissão é igual ao número de linhas de varredura a serem formadas, o que limita a taxa de quadros a cerca de 30 a 40 quadros por segundo (fps) (MONTALDO et al., 2009).

No entanto, com o advento de técnicas ultrarrápidas de processamento de imagens de US e evolução na tecnologia de *hardwares* para processamento paralelo, taxas superiores a 10.000 fps são alcançadas, possibilitando novas aplicações da ultrassonografia no meio médico, como sistemas de imagens 3-D de alta resolução em tempo real, e melhores rastreamentos dos movimentos do coração durante o ciclo cardíaco, que são facilitados com o incremento da taxa de quadros.

A investigação de eventos transitórios, como a propagação de ondas mecânicas por cisalhamento, para obtenção de propriedades elásticas dos tecidos torna-se possível graças a taxas superiores a 1000 fps, o que possibilita o uso da elastografia por US para diagnóstico não invasivo de fibrose hepática, por exemplo (MONTALDO et al., 2009).

2.3.1 Ondas planas para a reconstrução de imagens

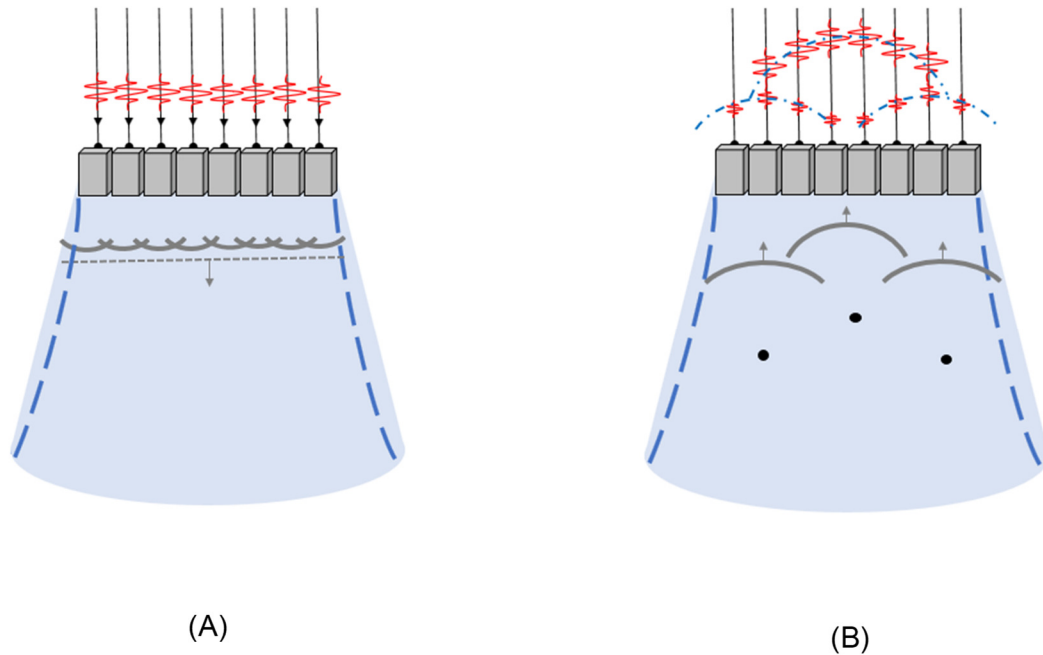
A principal característica que difere o método clássico de geração de imagens por US das técnicas ultrarrápidas mais recentes, que chegam a alcançar taxas superiores a 10.000 fps, reside no emprego de ondas planas na transmissão. Contrariamente ao *beamformer* de transmissão clássico que utiliza perfis de atraso com o objetivo de focalizar regiões de interesse e a imagem sendo gerada através da realização do somatório coerente dos sinais de US recebidos por cada receptor, com a imagem final formada linha por linha. Desta maneira, o método *ultrafast* consiste em utilizar os sinais retroespalhados pela incidência de uma, ou mais ondas planas, em pontos de mudanças de impedância acústica para a reconstrução da imagem por completo, não sendo necessária formá-la linha por linha.

O conceito de usar frentes de ondas planas para insonificar um campo de visão muito grande em uma única transmissão e depois reconstruir a imagem a partir dos ecos retroespalhados resultantes difere totalmente do sonar e das técnicas de US clássicas. Esta técnica é mais semelhante aos conceitos ópticos, particularmente a holografia óptica, que permite que os sinais luminosos retroespalhados por um objeto completo a partir de uma fonte luminosa seja gravado em uma placa holográfica com base na interferência com um campo de referência plano (TANTER; FINK, 2014).

A Figura 10 (a) apresenta a transmissão de uma frente de onda plana com direção perpendicular à matriz de elementos transdutores, sendo formada pela excitação instantânea dos cristais piezoelétricos. Já a Figura 10 (b) ilustra a reflexão da frente de onda plana incidida em três pontos que formam frentes de ondas individuais parabólicas em direção à matriz transdutora. Ao receber as ondas retroespalhadas pelos três pontos de reflexão, os cristais piezoelétricos geram pulsos

elétricos que juntos carregam a informação do meio investigado, conforme pode ser observado na figura, visto que o padrão de pulsos elétricos se assemelha ao padrão de ondas acústicas refletidas.

Figura 10 – Representação do método transmissão única de onda plana. A) Transmissão de frente de onda plana com direção perpendicular à matriz de elementos transdutores. (b) Reflexão da onda em três pontos e formação um padrão de sinais elétricos semelhantes as ondas recebidas



Fonte: Autoria própria (2019)

A reconstrução da imagem a partir desses pulsos elétricos pode ser obtida com o conceito de propagação reversa no tempo, que consiste em recriar virtualmente o objeto através de algoritmos numéricos de reversão de tempo, no qual os ecos reversos são retransmitidos no objeto inicial em um modelo numérico do meio de propagação (TANTER; FINK, 2014).

A combinação de ondas planas para diagnósticos por US fornece a imagem de uma região completa de interesse para cada transmissão usando todos os elementos da matriz e permite a construção de imagens ultrassônicas de alta qualidade com um número limitado de ondas planas combinadas, já que o processo de transmissão e aquisição é realizado dentro de um período um curto de tempo (centenas de microssegundos), permitindo a medição do movimento do tecido, movimento do sangue e dinâmica de agentes de contraste com taxas de quadros na faixa de milhares de vezes por segundo.

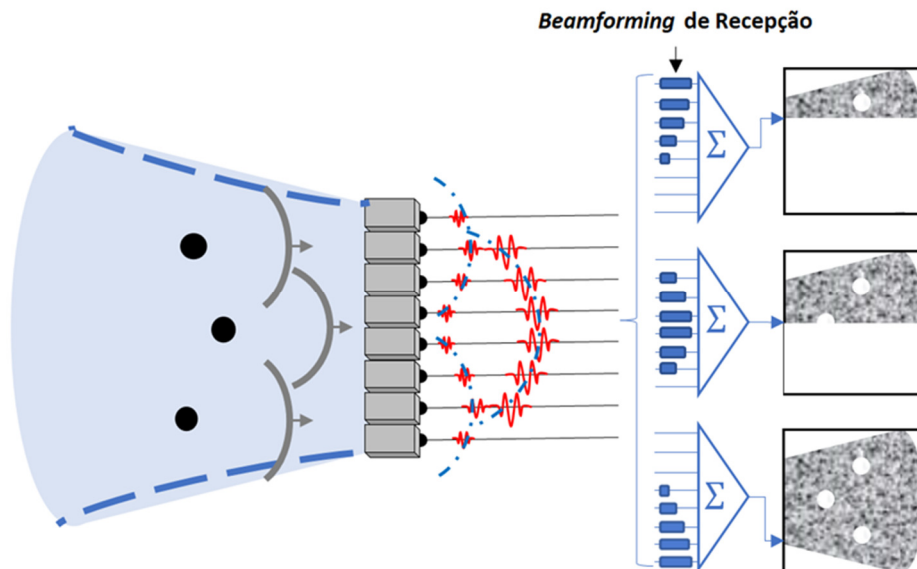
O fator físico limitante da taxa de quadros por segundo é apenas a profundidade da região de interesse, visto que o tempo entre duas imagens consecutivas é dependente apenas do tempo de propagação no tecido, e de sua respectiva profundidade. Por exemplo, a investigação de uma imagem de 50 mm de profundidade pode produzir, em teoria, uma taxa de amostragem de aproximadamente 15 kfps. A ausência de focalização na transmissão compromete a resolução e contraste da imagem, porém a taxa de quadros por unidade de tempo possibilita mensurar características de elasticidades dos tecidos (MONTALDO et al., 2009; TANTER; FINK, 2014).

2.3.2 Focalização na recepção de ecos provenientes de ondas planas

Apesar das técnicas ultrarrápidas de formação de imagens não realizarem focalização dinâmica na transmissão, com a aplicação de atrasos calculados nos pulsos transmitidos, estas técnicas realizam a focalização na recepção inserindo atrasos de tempos e somatórios coerentes dos sinais de RF recebidos, porém, com os dados de uma única transmissão de onda plana é possível gerar uma imagem.

A Figura 11 exemplifica o processo de formação de uma imagem utilizando uma única frente de onda plana transmitida à região de interesse, sendo representados três dos somatórios coerentes utilizados para produzir cada linha da imagem, além da representação dos atrasos para cada linha.

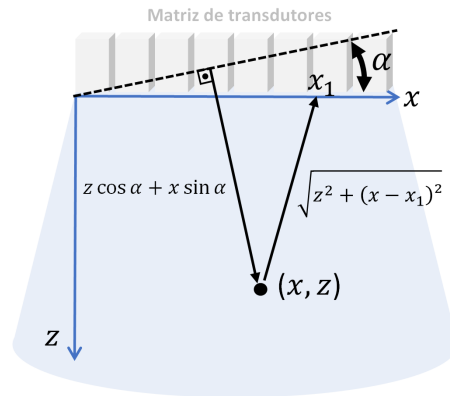
Figura 11 – *Beamforming* de recepção *ultrafast*: a formação da imagem consiste em atrasos de tempo e somatório coerente dos sinais de RF. Para prover focalização. Os tempos de atrasos são calculados para cada profundidade desejada. Ao contrário das técnicas clássicas, cada linha da imagem é calculada usando os mesmos dados obtidos por uma única incidência de onda plana.



Fonte: Adaptado de Montaldo et al. (2009).

O cálculo de cada tempo de atraso corresponde ao tempo de viagem da onda ultrassônica desde o elemento de transmissão ao ponto focal, somado ao tempo entre a reflexão e a captação pelo elemento receptor, conforme Figura 12 e Equação 11. Portanto, o tempo de atraso para cada sinal recebido individualmente por cada elemento transdutor x_i é função do ângulo α da frente de onda plana transmitida ao meio, coordenadas do ponto focal e velocidade de propagação da onda no tecido, que é assumida constante em todo o meio.

Figura 12 – Distância de percurso de uma onda plana ao ponto focal



Fonte: Adaptado de Montaldo et al. (2009).

Para a formação da imagem em Modo B, cada ponto (x, z) é calculado com a adição coerente dos sinais recebidos $RF(x, t)$ atrasados no tempo por $\tau(\alpha, x_1, x, z)$. Este somatório pode ser entendido de maneira contínua, por uma integral definida, com os limites de integração dados em função da abertura a do transdutor de US ao longo da direção da matriz transdutora, conforme Equação 12 (MONTALDO et al., 2009).

$$\tau(\alpha, x_1, x, z) = \frac{1}{c} \left[(z \cos \alpha + x \sin \alpha) + \left(\sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} \right) \right] \quad (11)$$

$$s(x, z) = \int_{x-a}^{x+a} RF(x_1, \tau(\alpha, x_1, x, z)) dx_1 \quad (12)$$

Na focalização de recepção para a formação de imagens *ultrafast* em Modo B, os atrasos são calculados para cada profundidade z com o objetivo de produzir cada linha da imagem final, conforme observado na Figura 11. A transmissão de uma única frente de onda plana, junto à capacidade de processamento paralelo dos *hardwares* atuais presentes no *back-end* de sistemas de US promovem taxas superiores a 10 kfps, porém com o comprometimento da resolução da imagem final obtida.

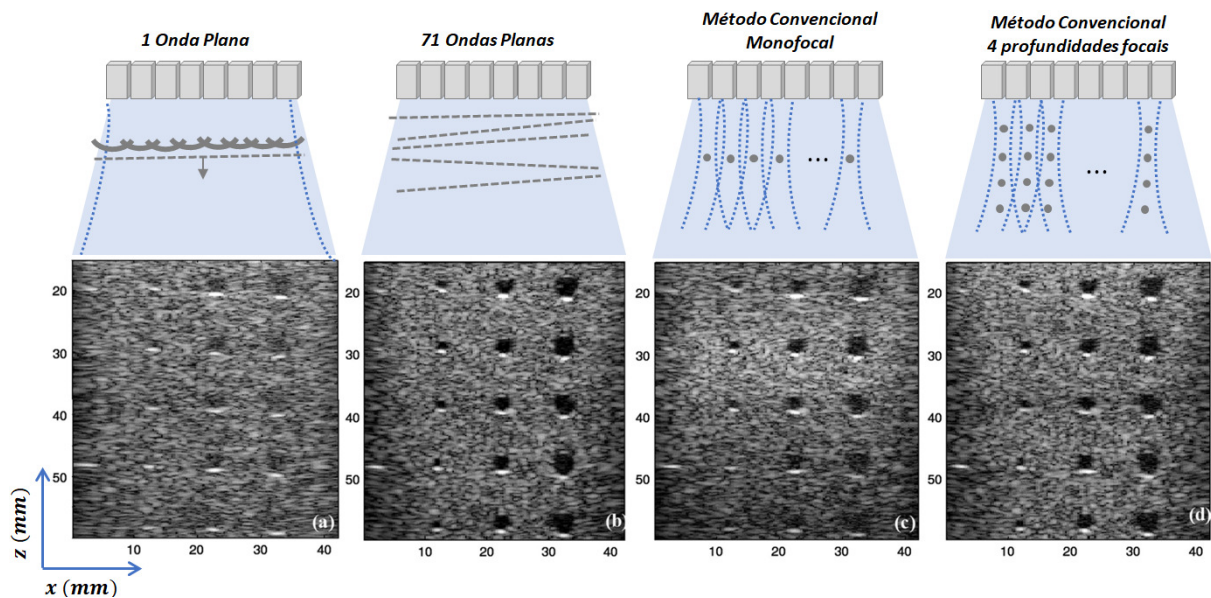
Com o objetivo de melhorar a resolução das imagens processadas com técnicas ultrarrápidas, um grupo de frentes de ondas planas com diferentes ângulos pode ser transmitido para juntas compor uma imagem final. A ideia é transmitir um conjunto de n frentes de ondas planas com ângulos de inclinação α distintos, e construir a imagem para cada onda plana, com o mesmo procedimento citado anteriormente. Assim, todas as imagens são então adicionadas coerentemente para obter uma imagem final composta.

O envio de ondas planas com diferentes ângulos requer mais tempo e reduz a taxa de quadros. Havendo sempre um compromisso entre resolução e taxa de quadros.

A Figura 13 apresenta uma comparação visual entre o método clássico de formação de imagem em Modo B com o método *ultrafast*, em duas diferentes

configurações. Utilizando apenas uma onda plana no *beamforming* de transmissão, é possível alcançar taxas de 10.000 quadros por segundo, porém a resolução é comprometida quando comparado ao método monofocal clássico que é apresentado na Figura 13 (c) que possui uma taxa de aquisição de aproximadamente 100 fps. Já quando o *beamformer* de transmissão é utilizado para formar 71 frentes de ondas planas com incrementos angulares de $0,47^\circ$, a resolução melhora drasticamente, porém a taxa diminui a aproximadamente 140 fps. Por último, a Figura 13 (d) mostra o método tradicional com quatro profundidades focais e taxa de aproximadamente 25 fps (MONTALDO et al., 2009; TANTER; FINK, 2014).

Figura 13 – Comparação entre métodos de formação de imagem. (a) Imagem em Modo B obtida com o método *ultrafast* com apenas uma frente onda plana. (b) Imagem em Modo B *ultrafast* formada a partir de 71 frentes de ondas planas com incrementos de $0,47^\circ$. (c) Imagem em Modo B obtida pelo método convencional monofocal. (d) Imagem em modo b convencional com 4 profundidades focais. Ambas as imagens processadas a partir de um transdutor de 128 elementos e 256 linhas formadas.



Fonte: Adaptado de Montaldo et al. (2009), Tanter e Fink (2014)

A literatura indica que a otimização em resolução, contraste e relação sinal-ruído de uma imagem em Modo B pode ser obtida com taxas de 200 fps, utilizando técnicas *ultrafast*, esta taxa é cerca de vinte e cinco vezes maior quando comparada a formação de imagens pelo método tradicional que utiliza 8 pontos focais distintos para uma região de interesse de aproximadamente 55 mm de profundidade. Além de ser possível formar imagens em Modo B *ultrafast* com taxas superiores a 3 kfps, o que possibilita a investigação de parâmetros de elasticidade dos tecidos (MONTALDO et al., 2009; TANTER; FINK, 2014).

2.4 BEAMFORMER DE DELAY-AND-SUM (DAS)

Conforme demonstrado de forma contínua na Equação 12, o somatório coerente de sinais atrasados por tempos calculados conforme a geometria e ângulo das frentes de ondas planas transmitidas é realizado para a formação de uma imagem em Modo B. A esta técnica dá-se o nome de *Coherent Plane Wave Compounding*

(CPWC), que em sua representação discreta no tempo e espaço, o sinal x_{CPWC} é dado pela Equação 13, com h_{pj} sendo o sinal recebido pelo elemento j quando a onda plana p é transmitida, onde N é o número de elementos transdutores, P o número de ondas planas emitidas, c a velocidade do som no meio, \vec{u} um vetor relativo à janela de apodização na recepção e \vec{w} o vetor de apodização angular (RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2015).

$$x_{CPWC}(x, z) = \sum_{j=1}^N \vec{u}(X_j) \sum_{p=1}^P \vec{w}(\alpha_p) h_{pj} \left(\frac{D_j + D_p}{c} \right) \quad (13)$$

$$D_p = \sqrt{z^2 + (x - x_p)^2} \quad (14)$$

$$D_j = z \cos(\alpha_j) - x \sin(\alpha_j) \quad (15)$$

$$\alpha_j = \left(1 - \frac{N+1}{2} \right) \frac{\lambda}{A} \quad (16)$$

Os valores de D_j e D_p são dados pelas distâncias correspondentes à propagação da onda ultrassônica desde o elemento de transmissão ao ponto focal, e propagação entre a reflexão e a captação pelo elemento receptor, respectivamente, conforme Figura 12 e Equações 14 e 15. A sequência de ângulos α_j é dada pela Equação 16, sendo que λ é o comprimento de onda ultrassônica e A a abertura do transdutor.

O resultado da representação discreta apresentado na Equação 13 é uma matriz de dados bidimensional, conforme mostrado na Equação 17, com k sendo um indexador de tempo e $x_j^p(k) = [x_1^p(k), x_2^p(k), \dots, x_N^p(k)]^T$ a matriz de dados de recepção após o cálculo do tempo de atraso da p -ésima onda transmitida.

$$\mathbf{X}(k) = \begin{bmatrix} (x_j^1(k))^T \\ (x_j^2(k))^T \\ \dots \\ (x_j^P(k))^T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1^1(k) & x_2^1(k) & \dots & x_N^1(k) \\ x_1^2(k) & x_2^2(k) & \dots & x_N^2(k) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_1^P(k) & x_2^P(k) & \dots & x_N^P(k) \end{bmatrix} \quad (17)$$

Pelo fato de o resultado desta técnica de *beamformer* realizar atrasos temporais na recepção seguido de um somatório coerente, este método é também chamado de *delay-and-sum* (DAS) e sua saída é dada pela Equação 18 (RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2015).

$$z(k) = \frac{1}{NP} \sum_j^N \sum_p^P x_j^p(k) \quad (18)$$

2.5 BEAMFORMER DE MÍNIMA VARIÂNCIA (MV)

O *beamformer* de mínima variância, ou do inglês *minimum variance* (MV), proposto inicialmente por Capon (1969) para o aperfeiçoamento de imagens sísmicas é considerado um método adaptativo, pois sua saída $z(k)$ é a combinação entre um conjunto de pesos adaptativos e a entrada de dados $x(k)$, conforme Equação 19, sendo k é um indexador de tempo, $\vec{x}(k) = [x_1(k), x_2(k), \dots, x_N(k)]^T$ é a representação de umas das colunas da matriz de dados de entrada e $\vec{w}(k) = [w_1(k), w_2(k), \dots, w_N(k)]^T$ é o vetor de pesos do *beamformer* MV, sendo A^T e A^H a matriz transposta e transposição hermetiana da matriz A , respectivamente (ZIMBICO et al., 2018).

$$z(k) = \vec{w}^H \vec{x}(k) \quad (19)$$

Cada coluna da matriz de dados de entrada pode ser expressa conforme Equação 20, na qual são adicionados componentes de ruído gaussiano de média zero $\vec{n}(k)$ ao sinal recebido s_d direcionado pelo vetor diretor $\vec{a} = 1_{Nx1}$ (ZIMBICO et al., 2018).

$$\vec{x}(k) = s_d \vec{a}(k) + \vec{n}(k) \quad (20)$$

O vetor de pesos do *beamformer* MV é encontrado através da operação de minimização da potência da saída $\{P = E\{|z(k)|^2\} = \vec{w}^H E\{x(k)x(k)^H\} \vec{w} = \vec{w}^H R \vec{w}\}$ sujeito à restrição $\vec{w}^H \vec{a} = 1$, conforme Equação 21, em que $E\{\}$ é o operador esperança.

$$\vec{w}_0 = \arg \min_{\vec{w}} \{\vec{w}^H R \vec{w}\} \quad \text{sujeito a} \quad \vec{w}^H \vec{a} = 1 \quad (21)$$

Onde R representa a matriz de covariância (MC) e seu valor esperado é descrito como $E\{x(k)x(k)^H\} \vec{w} = |s_d|^2 \vec{a} \vec{a}^H + E\{n(k)n(k)^H\}$. A solução para este problema de minimização pode ser encontrada com o auxílio de multiplicadores Lagrangianos, conforme Equação 22 (ZIMBICO et al., 2018).

$$\vec{w} = \frac{R_{NxN}^{-1} \vec{a}_{Nx1}}{\vec{a}_{Nx1}^H R_{NxN}^{-1} \vec{a}_{Nx1}} \quad (22)$$

Para obter a estimativa da matriz de covariância sem distorção do sinal estimado, a técnica de média de sub matrizes é aplicada para correlacionar a coerência entre os sinais de eco de entrada. O método consiste em dividir os dados recebidos em submatrizes sobrepostas X_l , com o tamanho L limitado a ($L \leq M/L$). A

estabilidade da matriz de covariância é aprimorada com a técnica de *diagonal loading* (DL) e sua estimativa é dada por (LI et al., 2016)

$$R = \frac{1}{D} \frac{1}{S} \sum_{k=-T}^D \sum_{l=1}^S X_l(k) X_l(k)^H + \mu_{DL} \quad (23)$$

com $D = 2k + 1$ e $s = M - L + 1$. Sendo D o número de amostras, S o número de submatrizes usadas na estimação da matriz de covariância, $\vec{X}_l = [x_l, x_{l+1}, \dots, x_{l+L-1}]^T$, e μ_{DL} é um termo de regularização dos dados da MC estimado por:

$$\mu_{DL} = \frac{1}{\Delta L} \text{tr}\{R\} \quad (24)$$

sendo Δ é o fator de *diagonal loading*, um número real que geralmente é fixado em valores de 10 a 100 e tr é o traço de R que equivale à soma dos termos da sua diagonal principal. A saída do *beamformer* de mínima variância pode então ser formulada conforme Equação 25 (LI et al., 2016).

$$z_{MV} = \frac{1}{S} \sum_{l=1}^S \vec{w}(k)^H \vec{X}_l(k) \quad (25)$$

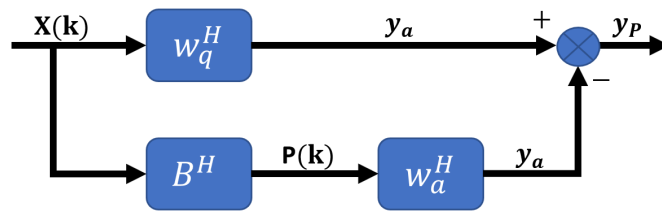
Fato interessante de se notar, é que ao substituir a matriz de covariância por uma matriz identidade na Equação 22, obtém-se o vetor de pesos do *beamformer* DAS e, conforme pode ser visto na Equação 26, ele não depende dos dados, tornando-o não adaptativo (ZIMBICO et al., 2018; SYNNEVAG; AUSTENG; HOLM, 2007).

$$\vec{w}_{DAS} = \frac{I_{NxN}^{-1} \vec{1}_{Nx1}}{\vec{1}_{Nx1}^H I_{NxN}^{-1} \vec{1}_{Nx1}} = \frac{1}{N} \vec{1}_{1xN} \quad (26)$$

2.6 BEAMFORMER GENERALIZED SIDELobe CANCELER (GSC)

O método *Generalized Sidelobe Canceler* (GSC) é derivado do *beamformer* de mínima variância e consiste em particionar o vetor otimizado de pesos dado pela Equação 22 em dois termos ortogonais, sendo um adaptativo \vec{w}_a e outro não adaptativo \vec{w}_q , como pode ser visualizado no diagrama da Figura 14 e Equação 27, os vetores de pesos dados pelas Equações 28 e 29 (LI et al., 2016).

Figura 14 – Estrutura do método GSC



Fonte: Adaptado de LI et al. (2016).

$$\vec{w}_{GSC} = \vec{w}_q - \mathbf{B}\vec{w}_a \quad (27)$$

$$\vec{w}_q = (\vec{a}\vec{a}^H)^{-1}\vec{a} \quad (28)$$

$$\vec{w}_a = (\mathbf{B}^H \mathbf{R} \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B}^H \mathbf{R} \vec{w}_q \quad (29)$$

A matriz \mathbf{B} é definida com dimensão $L \times (L - 1)$ a partir de $\vec{a}^H \mathbf{B} = 0$, conforme Equação 30.

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 0 & 1 & -1 \end{bmatrix}_{(N-1) \times N} \quad (30)$$

2.7 BEAMFORMER EIGENSPACE GENERALIZED SIDELobe CANCELLER (EGSC)

Com o objetivo de aprimorar o contraste em imagens resultantes do *beamformer* GSC, o método *Eigenspace Generalized Sidelobe Canceler* (EGSC), proposto por Li e seus colaboradores (2016), é obtido através da projeção do vetor de pesos w_{GSC} em um subespaço de sinais.

Sendo a matriz de covariância \mathbf{R} uma matriz hermetiana, esta possui autovalores reais e pode ser decomposta em $\mathbf{R} = \mathbf{E} \mathbf{\Lambda} \mathbf{E}^H$, onde $\mathbf{\Lambda} = \text{diag}[\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_L]$, sendo λ_i os autovalores da matriz \mathbf{R} com $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_L$ e $\mathbf{E} = [e_1, e_2, \dots, e_L]$ seus respectivos autovetores.

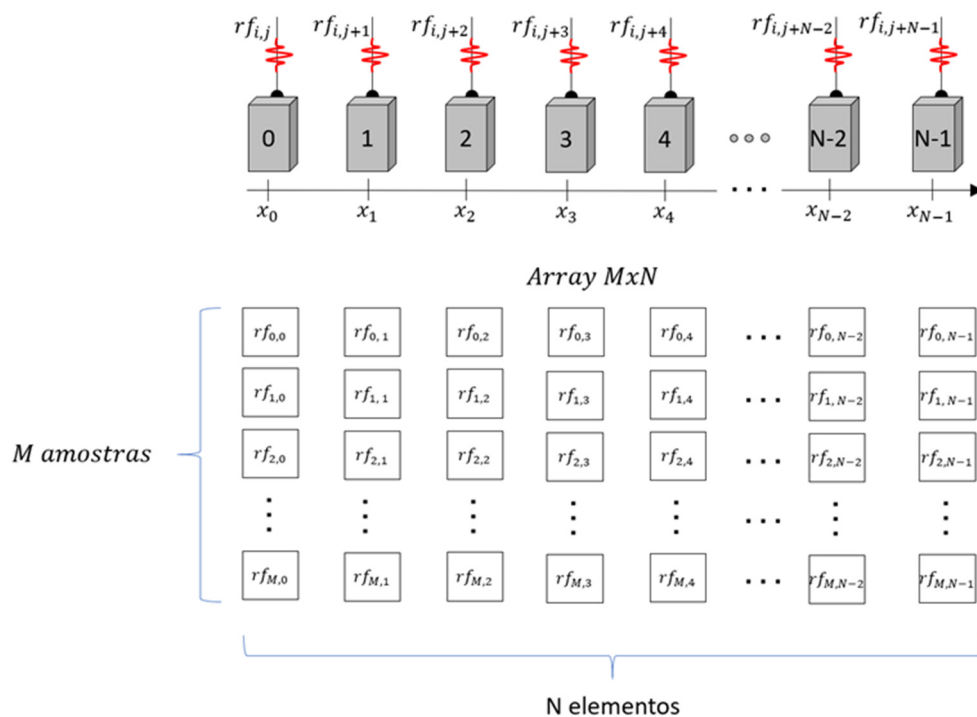
O uso de alguns autovetores associados ao primeiro e maior autovalor devido à energia contribuída pelo lóbulo principal é feito para construir um subespaço de sinal \mathbf{E}_S , e com a utilização do restante dos autovetores é construído o subespaço de ruído \mathbf{E}_n . Sendo esses dois subespaços ortogonais entre si e, portanto, pode-se projetar o vetor de peso \vec{w}_{GSC} no subespaço de sinal \mathbf{E}_S , é possível obter um novo vetor de peso \vec{w}_{EGSC} , conforme Equação 31. Assim, este novo vetor de pesos pode manter o sinal desejado e inibir ainda mais o sinal de interferência e ruído contido no subespaço de ruído \mathbf{E}_n (LI et al., 2016).

$$\vec{w}_{EGSC} = \mathbf{E}_s \mathbf{E}_s^H \vec{w}_{GSC} \quad (31)$$

2.8 SPARSE ARRAY

Um *array* é uma estrutura de dados computacionais de mesmo tipo definida por um grupo de locais em memória contíguos. Para se referir a um local ou elemento específico do *array*, especifica-se o número ou conjunto de números relativos à posição dos dados específicos na estrutura, como por exemplo $rf_{i,j}$ que diz respeito ao valor de rf na posição (*linha* = i , *coluna* = j) (DEITEL; DEITEL, 1994). Quando o *array* é bidimensional, costuma-se chamá-lo de matriz conforme a matriz de dados representada na Figura 15, relativa à organização dos dados de rf recebidos por N elementos transdutores, com M amostras cada um, provenientes de uma conversão analógica digital.

Figura 15 – Elementos de um transdutor linear de n elementos e matriz bidimensional $M \times N$ relativo à organização dos dados de recepção do dispositivo transdutor.



Fonte: Autoria própria (2019).

Um *array* ou matriz de dados é considerado esparsa se muitos de seus valores ou coeficientes forem zero. Em um contexto geral, o interesse pela esparsidade surge porque sua exploração pode levar a enormes economias computacionais e pelo fato de haver muitos problemas de ocorrência prática de grandes matrizes esparsas. O número de zeros para uma matriz ser considerada esparsa depende do cálculo a ser realizado, do padrão dos não-zeros e até da arquitetura do computador. Geralmente, dizemos que uma matriz é esparsa se houver uma vantagem em explorar seus zeros,

como exemplo a não necessidade de armazenar os zeros ou não utilidade para a realização de cálculos com eles (DUFF; ERISMAN; REID, 2017).

A Figura 16 ilustra um exemplo de matriz esparsa, ou *sparse array*, na qual muitas de suas colunas possuem valores nulos.

Figura 16 – Exemplo de *sparse array*

| | | | | | | | |
|-----|---|-----|---|-----|-----|---|-----|
| 43 | 0 | 12 | 0 | 23 | ... | 0 | 19 |
| 12 | 0 | 34 | 0 | 44 | ... | 0 | 51 |
| 128 | 0 | 139 | 0 | 94 | ... | 0 | 171 |
| ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ... | ⋮ | ⋮ |
| 243 | 0 | 208 | 0 | 197 | ... | 0 | 24 |

Fonte: Autoria própria (2019).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será apresentada a descrição completa das plataformas e *softwares* utilizados, bem como a descrição das estruturas de dados empregadas nos algoritmos de processamento. Os conjuntos de dados utilizados para avaliação dos métodos propostos são expostos e apresentam todas as características necessárias para avaliação e comparação do desempenho dos algoritmos implementados.

3.1 IMAGEM MODO B

Todas as imagens em Modo B geradas com a utilização de técnicas baseadas em ondas planas, tradicionais ou adaptativas, foram processadas nesse trabalho utilizando as ferramentas FIELD II e USTB executadas em ambiente MATLAB (MathWorks. Inc., EUA). O computador utilizado para processamento dos sinais e formação das imagens tem as seguintes especificações: Intel®Core i9-9900K a 3,6 GHz, 64 GB DDR4 e NVIDIA GeForce® GTX 1060 6GB.

3.2 CONJUNTO DE FERRAMENTAS USTB

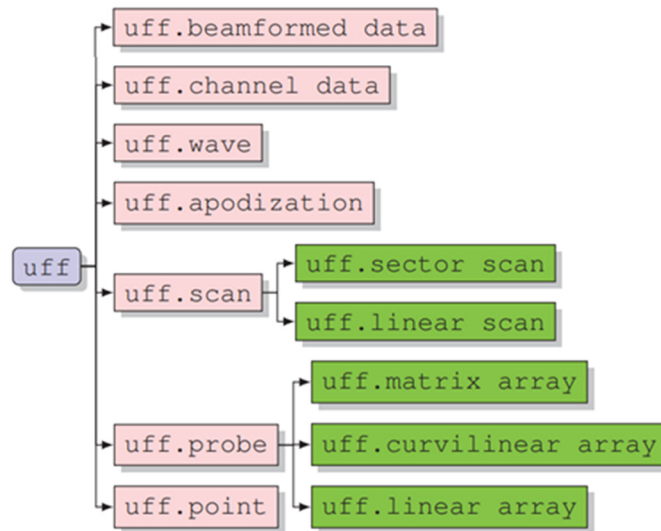
O conjunto de ferramentas USTB (UltraSound ToolBox) é um *framework* para processamento de sinais e imagens 2D e 3D de US que padroniza e facilita a comparação de diferentes técnicas. Suporta implementações em ambiente MATLAB ou em linguagem de programação C++ (RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2017). Os dados utilizados podem ser de origem simulada ou experimentais, a partir de vários tipos de técnicas de *beamforming*, desde as técnicas clássicas como abertura de transmissão sintética (STAI) ou as mais recentes, como composição de ondas planas coerentes (CPWC), sendo esta última a abordagem utilizada no presente trabalho.

3.2.1 Formato de arquivo de ultrassom (UFF)

O *framework* USTB utiliza um formato de arquivo padrão que permite compartilhar um conjunto de dados processados e não processados de maneira a facilitar testes para a verificação e avaliação de desempenho entre métodos desenvolvidos por diferentes pesquisadores. A estrutura de dados UFF é baseada em arquivos HDF5 (*Hierarchical Data Format v5*) que é um formato de arquivo aberto para gerenciar coleções de dados extremamente grandes e complexos.

A Figura 17 apresenta a estrutura hierárquica de classes de um arquivo UFF, na qual pode ser observado que a estruturação segue um paradigma de programação orientado a objetos, e cada objeto é modelado a partir de conceitos de processamento de imagens em US. Os objetos do tipo *uff.channel* por exemplo possuem quatro dimensões, são elas [*time, channel, event, frame*], relativas às amostras de cada canal no tempo, número de ondas recebidas e os *frames* associados.

Figura 17 – Diagrama de classes arquivo uff



Fonte: Rodriguez-Molares et al. (2017).

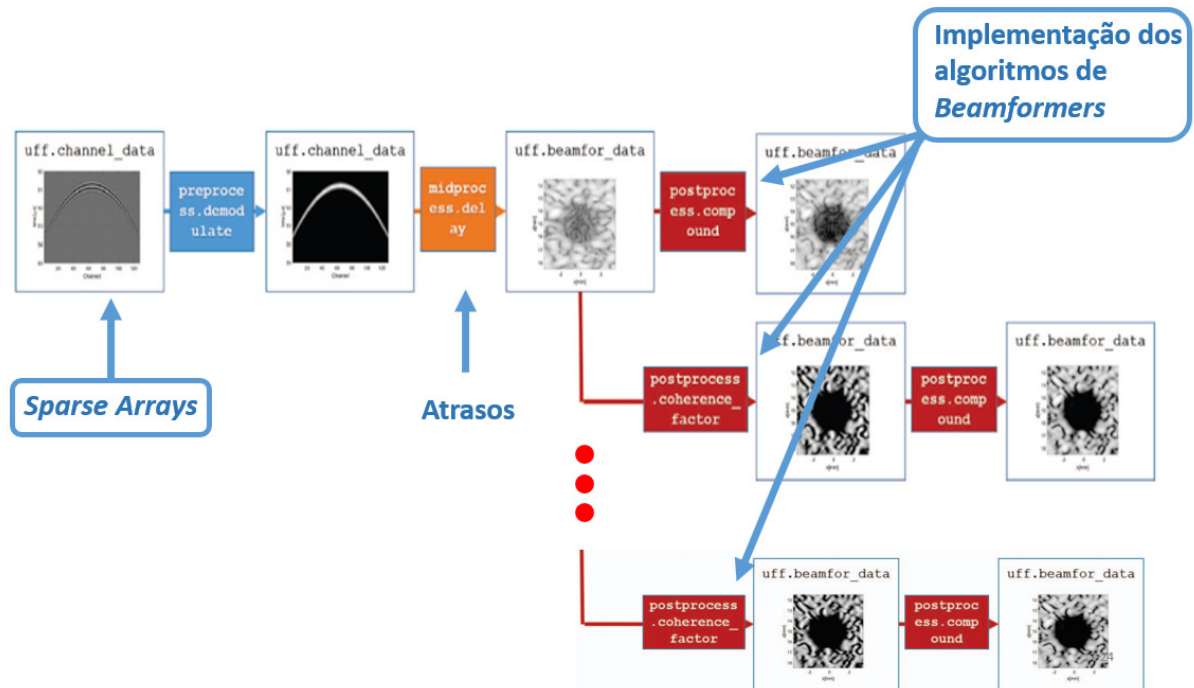
3.2.2 Fluxo de processamento USTB

A estrutura de processamento de dados do USTB é definida a partir de um fluxo que permite inserir um número arbitrário de processos (filtros ou métodos) em uma ordem relativamente arbitrária. Essa abordagem flexibiliza a implementação e aumenta a produtividade, já que esta modularização permite que processos complexos possam ser construídos a partir da combinação de processos menores.

No USTB são definidos três tipos de processadores, são eles: pré-processadores, intermediários e pós-processadores. Um pré-processador recebe uma classe do tipo *uff.channel_data* e tem como saída uma classe do tipo *uff.channel_data*. Um processador intermediário tem como entrada uma classe *uff.channel_data* e como saída uma classe *uff.beamformed_data*. Um pós-processador recebe e entrega as classes *uff.beamformed_data* (RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2017). Um fluxo total de processos é então construído com a conexão das saídas e entradas de um conjunto de processos, como é mostrado no diagrama em blocos da Figura 18, na qual é indicado em que etapas foram inseridos a esparsidade nos dados de entrada, onde são calculados os atrasos relativos a cada ponto da imagem formada e onde foram adicionados os algoritmos implementados.

Como mostrado no diagrama na Figura 18 as matrizes de dados de entrada ou de recepção foram inicialmente manipuladas na estrutura de dados *uff.channel_data* com o objetivo de anular algumas de suas colunas relativas aos elementos transdutores esparsos, além da aplicação de interpolação linear. Assim, seguindo o fluxo de processos da plataforma USTB é realizado a demodulação e detecção de envoltória, seguido da inserção dos tempos de atrasos e então aplicados os quatro algoritmos de *beamformers* implementados (DAS, MV, GSC e EGSC) seguindo o conceito de processadores *postprocess* que manipulam estruturas de dados do tipo *uff.beamformed_data*. Como processo final é realizado a soma coerente das imagens relativas a cada frente de onda plana transmitida para compor a imagem resultante.

Figura 18 – Fluxo de processos USTB



Fonte: Adaptado de Rodriguez-Molares et al. (2017).

O *framework* USTB também pode ser integrado com dados da plataforma Verasonics e outras, além de permitir interação com programas de simulação como o FIELD II, permitindo análise e comparação de dados sintéticos ou dados reais coletados em *phantoms* ou *in vivo*.

3.3 SIMULADOR DE ULTRASSOM FIELD

Para a geração de dados sintéticos, o presente trabalho foi utilizado o *software* de simulação computacional de US FIELD II, que é baseado no conceito de respostas espaciais ao impulso relativo à teoria dos sistemas lineares para simular o campo do US de ondas pulsadas e contínuas.

A resposta espacial ao impulso fornece o campo de US emitido em um ponto específico do espaço em função do tempo, quando o transdutor é excitado por uma função delta do Dirac. Assim, a resposta total recebida no eco de pulso pode ser encontrada mediante a convolução da função de excitação do transdutor com a resposta de impulso espacial da abertura emissora e com a resposta de impulso espacial da abertura receptora, levando em consideração a função de transferência eletromecânica do transdutor para simular os dados de tensão recebidos (JENSEN, 1999).

O FIELD II pode simular respostas às propagações geradas por qualquer geometria de transdutor, podendo-se configurar o posicionamento, forma e número de elementos transdutores, além de simular diferentes meios ou *phantoms*.

3.4 CONJUNTO DE DADOS PICMUS

Para a realização dos experimentos e respectivas comparações entre os métodos investigados, utilizou-se um conjunto de dados públicos gerados por ferramentas de geração de dados simulados provenientes do Field II e dados reais, a partir de aquisições em tecidos sintéticos ou *in vivo* com o sistema Verasonics. Estes dados foram disponibilizados no *website* PICMUS (LIEBGOTT et al., 2016) e são resultados de uma iniciativa de prover dados padronizados, de maneira a possibilitar que a avaliação de diferentes métodos e algoritmos seja feita sob os mesmos critérios. Assim, optou-se pela utilização deste conjunto de dados, pois eles apresentam todas as características necessárias para avaliação e comparação de desempenho dos algoritmos implementados neste trabalho, além de possibilitar a comparação justa com trabalhos de outros pesquisados ou mesmo aperfeiçoamentos futuros.

3.4.1 PICMUS – Dados de simulação para teste de resolução, distorção e contraste

O conjunto de dados simulados para avaliação de resolução, distorção e contraste foram gerados com o *software* FIELD II, e é resultado da simulação de recepção de uma área com 20 alvos refletores distribuídos verticalmente e horizontalmente em uma região anecoica para os dados de avaliação de distorção e contraste, e nove cistos anecoicos para os dados de contraste e *speckle*. Ambas as simulações foram feitas com um transdutor de 128 elementos e transmissão de 75 ondas planas com ângulos variando de -16° a $+16^\circ$ com passos de $0,42^\circ$ aproximadamente. O conjunto completo de parâmetros do transdutor, bem como as frequências utilizadas é mostrado na Tabela 3.

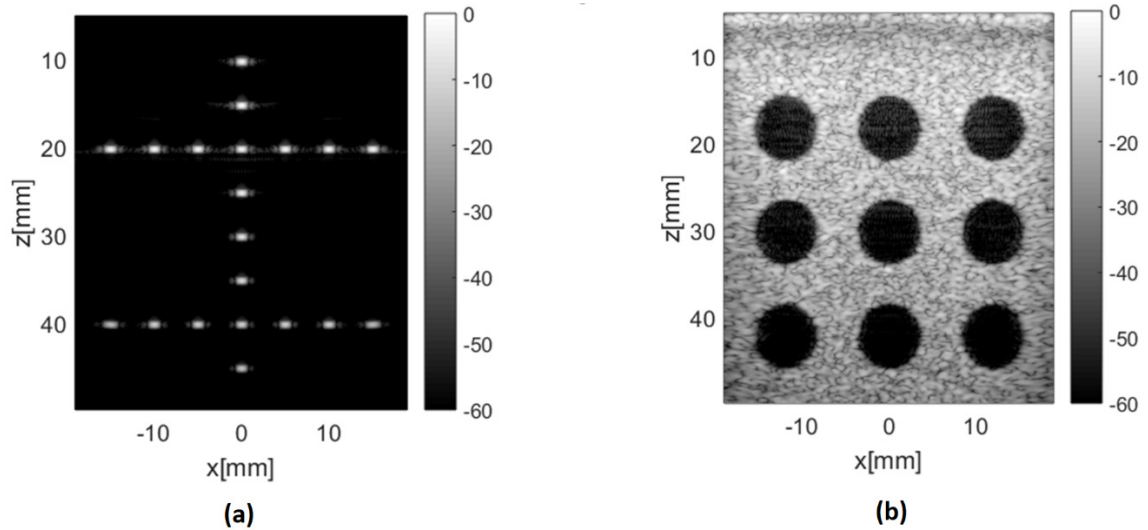
Tabela 3 – Parâmetros do transdutor

| Parâmetro | valor |
|-------------------------------------|--------------|
| Espaçamento entre elementos (Pitch) | 0,30 mm |
| Largura do elemento | 0,27 mm |
| Altura do elemento | 5 mm |
| Foco de elevação | 20 mm |
| Número de elementos | 128 |
| Largura de abertura | 38,4 mm |
| Frequência de transmissão | 5,208 MHz |
| Taxa de amostragem | 20,832 MHz |
| Largura de banda do pulso | 67% |

Fonte: Autoria própria (2019).

A Figura 19 (a) apresenta a imagem resultante de um algoritmo *beamforming* utilizando os dados PICMUS para teste de resolução e distorção, na qual é possível visualizar a reconstrução dos 20 alvos com geometrias e posicionamentos definidos, facilitando o teste de diferentes técnicas de *beamforming* e avaliação de suas respectivas resoluções laterais e longitudinais. Já a Figura 19 (b) apresenta o resultado para os dados simulados de avaliação de contraste e *speckle*.

Figura 19 – Imagens geradas a partir de simulação com FIELD II para teste de resolução e distorção

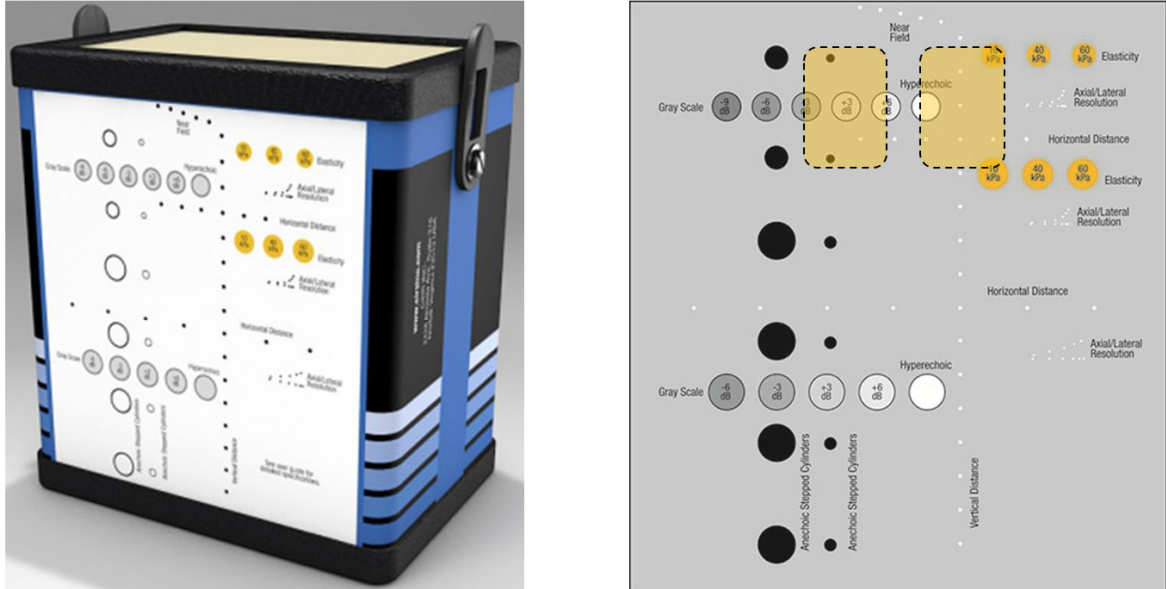


Fonte: Autoria própria (2019).

3.4.2 PICMUS – Dados reais de experimento para teste de resolução, distorção e contraste

Além dos dados simulados para avaliação de resolução, distorção e contraste, a plataforma PICMUS disponibiliza dados reais obtidos com o *scanner* de pesquisa *Verasonics Vantage 256*, junto com o transdutor L11 (Verasonics Inc., Redmond, WA, USA) para o qual as características são iguais aos do transdutor simulado com o *software* FIELD II e estão detalhados na Tabela 3. Os dados foram adquiridos com o auxílio do *phantom* CIRS, modelo GSE, que simula múltiplos tecidos, alvos em escala de cinza, massas anecoicas e centros de elasticidade. Uma foto do *phantom*, bem como o esquemático que representa a posição de cada alvo é apresentada na Figura 20. É destacado nesta figura, duas regiões em amarelo que correspondem às áreas utilizadas para coleta dos dados do experimento para avaliação de contraste (direita) e avaliação de resolução (esquerda).

Figura 20 – (a) Phantom modelo CIRS 040GSE usado para os experimentos de avaliação de resolução e distorção e também de contraste. (b) Esquemático interno dos alvos do modelo CIRS GSE, com destaque a duas regiões, o retângulo esquerdo representa a região onde foram adquiridos os dados para avaliação de contraste e a região direita para avaliação de resolução



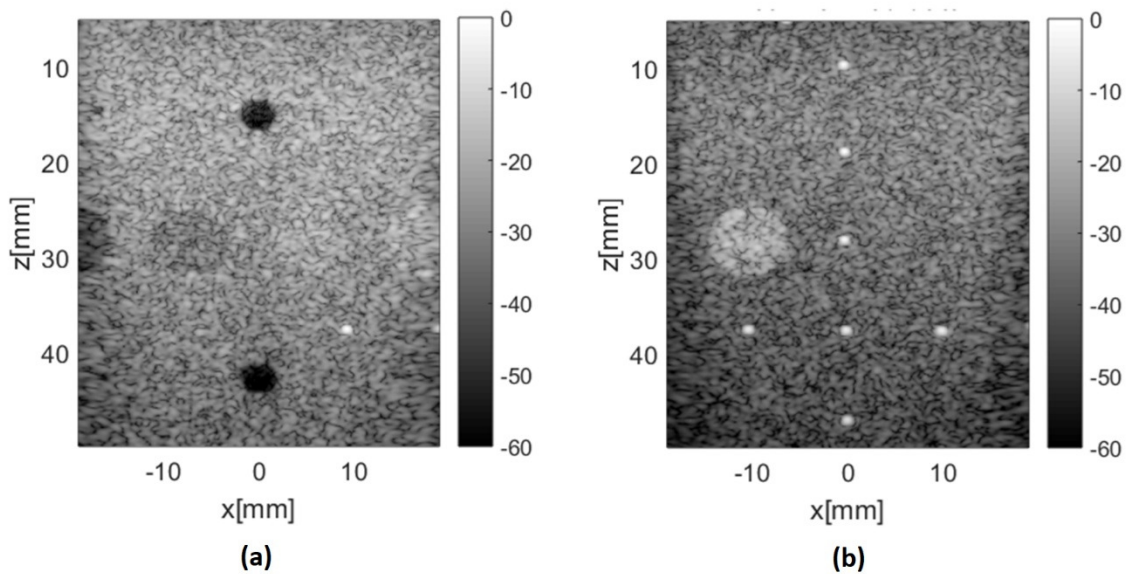
(a)

(b)

Fonte: CIRS TISSUE SIMULATION & PHANTOM TECHNOLOGY (2020)

A Figura 21 apresenta os resultados de algoritmo de *beamforming* DAS para os dados capturados do *phantom* com o equipamento Verasonics.

Figura 21 – Imagens reais obtidas a partir da captura de dados com equipamento Verasonics e *phantom* CIRS 040G. (a) Imagem resultante de dados para avaliação de contraste. (b) Imagem resultante de dados para avaliação de resolução e contraste.



(a)

(b)

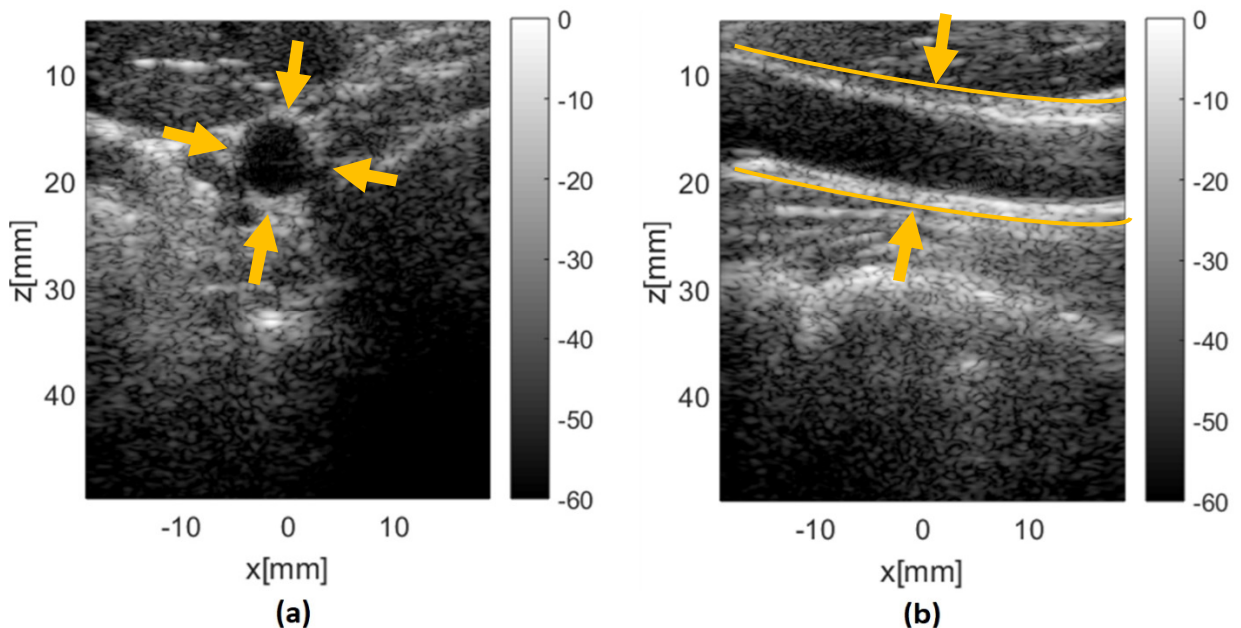
Fonte: Autoria própria (2019).

3.4.3 PICMUS – Dados *in vivo*, carótida (corte transversal e longitudinal)

Para avaliação do desempenho dos algoritmos implementados em dados reais obtidos *in vivo*, a plataforma PICMUS disponibiliza dados gravados a partir do exame da artéria carótida de um voluntário. A captura dos dados é realizada com o auxílio da ferramenta de pesquisa *Verasonics Vantage 256*, junto com o transdutor de US L11, assim como os dados capturados com o *phantom CIRS 040G*. O experimento foi realizado em duas sessões da artéria carótida, resultando em dados da sessão transversal e longitudinal, conforme pode ser observado na Figura 22, com a indicação em amarelo da artéria carótida.

O exame de US da carótida é bastante comum, pois ajuda na investigação de obstruções no interior da artéria ou estenoses, e pode avaliar o risco de um acidente vascular cerebral no paciente. Portanto, parâmetros como resolução e contraste são importantes em imagens de US resultantes deste tipo de exame, uma vez que imagens com elevadas taxas de contraste e boa resolução facilitam a análise e investigação de estenoses.

Figura 22 – Imagens obtidas a partir da coleta de dados *in vivo* da artéria carótida de um voluntário. (a) Corte transversal da artéria carótida. (b) Corte longitudinal da artéria carótida.



Fonte: Autoria própria (2019).

3.5 MÉTRICAS DE AVALIAÇÃO

Para análise das imagens resultantes dos algoritmos de *beamformer* implementados, foram utilizados métodos qualitativos e quantitativos, sendo estes, realizados a partir de métricas de contrastes e resolução. Os métodos qualitativos referem-se à análise das imagens propriamente ditas e figuras resultantes de cortes unidimensionais nessas imagens, facilitando a visualização de diferentes algoritmos de *beamformer* quanto às suas respectivas resoluções. Já os métodos quantitativos de contraste e resolução são melhor explicados nas próximas sessões.

3.5.1 Razão de contraste/ruído

Com o objetivo de mensurar o contraste de uma imagem de US utiliza-se a razão de contraste / ruído ou do inglês *contrast to noise ratio* (CNR) que é definida matematicamente por

$$CNR = 20 \log_{10} \left(\frac{|\mu_{in} - \mu_{out}|}{\sqrt{(\sigma_{in}^2 - \sigma_{out}^2)/2}} \right) \quad (32)$$

sendo μ_{in} e μ_{out} o nível médio em escala de cinza dentro e fora da região cística anecoica, respectivamente. Já σ_{in} e σ_{out} são os respectivos desvios padrões destes mesmos níveis de cinza (LIEBGOTT et al., 2016).

3.5.2 Largura à meia altura (FWHM)

A largura à meia altura, referida como FWHM (*Full Width at Half Maximum*), é uma medida estatística que relaciona a largura de uma curva gaussiana à meia altura desta. Quando se considera um corte unidimensional centrado em um ponto de interesse em uma imagem de US, a curva resultante no ponto em que houver um objeto aproximadamente esférico terá um formato próximo a uma distribuição gaussiana, e quanto maior for a resolução desta imagem, menos “espalhado” será este formato. Assim menores valores de FWHM estão associados a melhores resoluções.

Considera-se uma função gaussiana ou distribuição normal definida pela Equação 33, sendo σ o desvio padrão da distribuição normal, o FWHM é definido pela Equação 34.

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{\left[-\frac{(x-x_0)^2}{2\sigma^2}\right]} \quad (33)$$

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln(2)} \sigma \approx 2,355\sigma \quad (34)$$

3.6 PROCESSAMENTO COM SPARSE ARRAYS

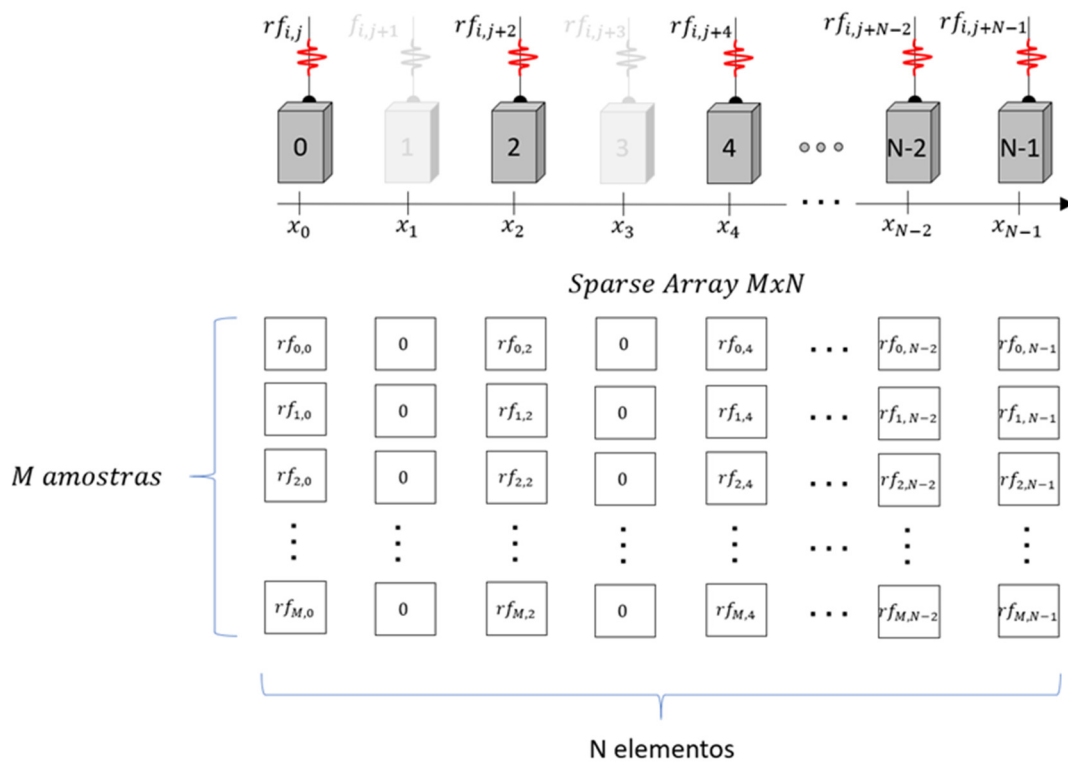
Todos os dados utilizados no presente trabalho foram capturados com os elementos transdutores ativos em sua totalidade ($N = 128$), tanto na transmissão como na recepção, e a esparsidade foi gerada sinteticamente, com a anulação dos valores das colunas de interesse no *array* de dados. Tal procedimento foi adotado, tendo em vista a comparação justa de imagens com diferentes configurações de receptores ativos geradas a partir dos mesmos dados amostrados.

A Figura 23 apresenta uma imagem representativa de um *array* de sensores dispostos linearmente, conforme utilizado nos experimentos realizados, onde é possível visualizar uma configuração de apenas 65 de seus $N = 128$ elementos, ativos

na recepção e com todas as colunas pares, com exceção da penúltima, possuindo valores nulos. Nesta figura, $rf_{i,j}$ representa a i -ésima amostra recebida pelo elemento piezoelétrico j localizado na posição x_j .

As etapas de processamento para cálculo dos *beamformers* foram precedidas da anulação de algumas colunas na matriz de dados de entrada da plataforma PICMUS de maneira a simular uma recepção esparsa e, após este procedimento, a técnica de interpolação linear foi aplicada, com o objetivo de preencher os dados faltantes. A formulação matemática da interpolação linear usada neste estudo é apresentada na Equação 35 (SCHIEFLER et al., 2018), com N sendo o número total de elementos transdutores e M o número de amostras recebidas por cada transdutor.

Figura 23 – Exemplo de *sparse array* com 65 elementos ativos na recepção



Fonte: Autoria própria (2019).

$$rf_{i,j} = x_{i,j-1} + \frac{(rf_{i,j+1} - rf_{i,j-1})(x_{1,j} - x_{1,j-1})}{(x_{i,j+1} - x_{i,j-1})} \quad (35)$$

Foram realizados diversos experimentos com configurações distintas de esparsidade, conforme será apresentado no capítulo 4, sendo utilizado 128, 65, 44 e 23 elementos na recepção. Para 65 elementos foram anuladas apenas as colunas pares, com exceção da última $j = 128$. Já para a configuração de 44 elementos foram mantidos ativos os extremos $j = 0$ e $j = 128$, e demais múltiplos de 3 ($j = 3.n, \text{ com } n \in \mathbb{Z}^+$) e anulados os dados relativos aos elementos das colunas $j = 1, 2, 4, 5, 7, 8 \dots 126$. E de maneira análoga, para o *sparse array* de 23 elementos, foram

mantidos os elementos da sequência $j = 6.n$, com $n \in \mathbb{Z}^+$, bem como os extremos $j = 0$, e $j = 128$ e os restantes tendo seus respectivos valores substituídos por zero.

O último elemento foi considerado apenas como forma de se ter os extremos sempre ativos assim como no trabalho de Schiefler e colaboradores (2018).

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados das implementações dos algoritmos de *sparse arrays* combinados com métodos de *beamforming* adaptativos relativos a dados sintéticos, dados reais coletados a partir de experimentos em *phantoms* e dados reais coletados *in vivo*. Os resultados foram organizados de maneira a prover uma comparação em termos de qualidade de imagem, resolução e contraste entre os métodos DAS, MV, GSC e EGSC. Todos os métodos foram testados com dados resultantes da transmissão de ondas planas com 128 elementos transdutores e recepção com 128, 65, 44 e 23 elementos.

4.1 RESULTADOS DE DADOS SIMULADOS PARA AVALIAÇÃO DE RESOLUÇÃO E DISTORÇÃO

A Figura 24 apresenta os resultados das imagens em Modo B reconstruídas com os métodos DAS, MV, GSC e EGSC combinadas com o algoritmo de *sparse arrays* para quatro configurações de elementos transdutores na recepção, sendo possível avaliar o desempenho de cada método em comparação com o número de elementos transdutores utilizados. Para a transmissão foram utilizados todos os 128 elementos do transdutor, sendo transmitidas sete ondas planas com ângulos variando uniformemente de -16° a $+16^\circ$ com passo de $5,33^\circ$ aproximadamente. Os parâmetros do transdutor simulado para a geração das respectivas imagens podem ser consultados na Tabela 3, e as características dos dados simulados com a ferramenta FIELD II são descritas no capítulo 3.

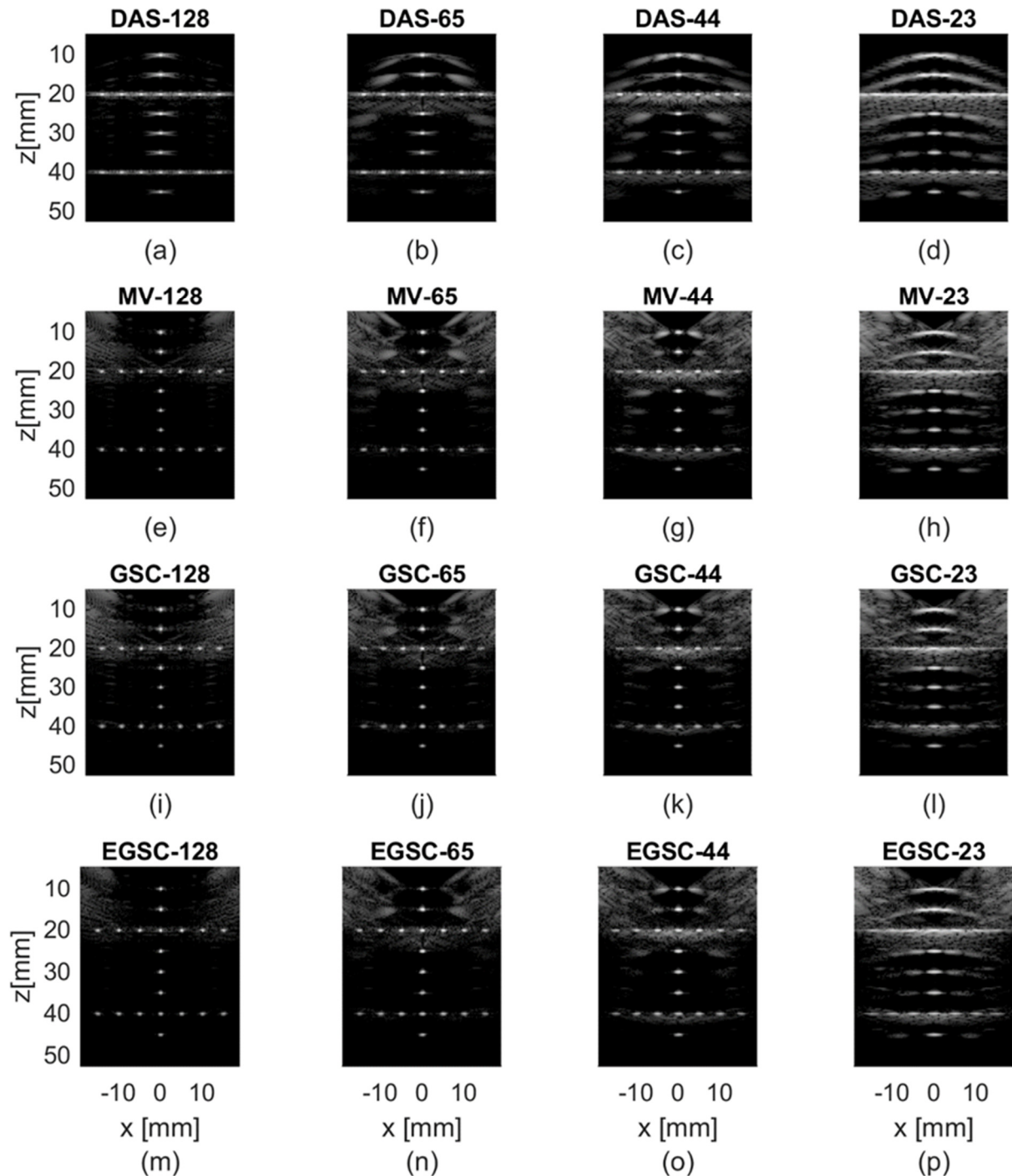
Números subsequentes às siglas dos respectivos métodos são utilizados nas nomenclaturas das figuras e gráficos resultantes, e dizem respeito ao número de elementos transdutores ativos na recepção. Como por exemplo DAS-128 que indica que a figura ou gráfico é resultante do método de *beamforming* DAS (*delay and sum*) com todos os 128 elementos receptores ativados, e a nomenclatura MV-23 sugere a utilização do método adaptativo de mínima variância com apenas 23 elementos ativos na recepção.

Figura 24 – Imagens resultantes dos dados de simulação com FIELD II para avaliação de resolução e distorção com *beamforming* DAS, MV, GSC E EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente.

(e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l)

Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método

EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente.

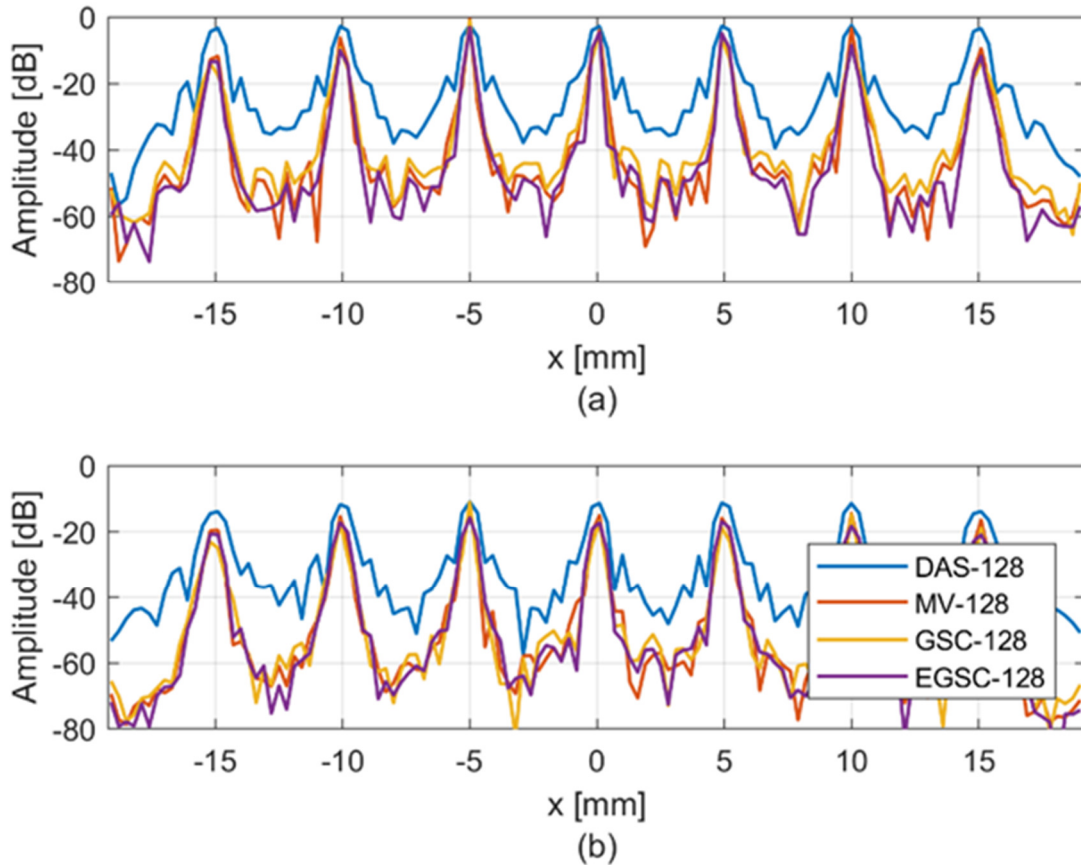


Fonte: Autoria própria (2019).

Na Figura 25 são exibidos cortes laterais das imagens reconstruídas com os métodos DAS, MV, GSC e EGSC, todos com 128 elementos receptores ativos, nas

posições dos pontos refletoras horizontais em $z = 20,12$ mm e $z = 40$ mm, facilitando uma avaliação qualitativa dos métodos quanto à resolução lateral.

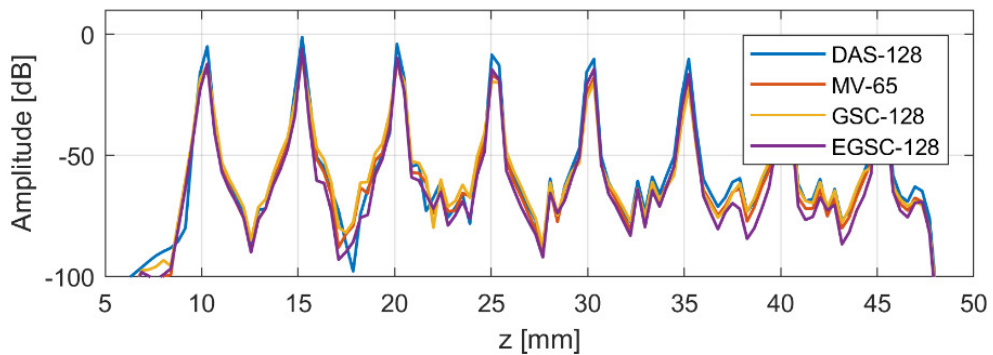
Figura 25 – Cortes laterais em imagens reconstruídas com DAS, MV, GSC E EGSC, todos os métodos com 128 elementos na recepção. (a) Corte lateral em $z = 20,12$ mm (b) Corte lateral em $z = 40$ mm



Fonte: Autoria própria (2019).

Para a avaliação qualitativa e, conseqüente, comparação dos métodos implementados quanto à resolução axial, a Figura 26 foi gerada a partir de um corte axial na posição dos pontos refletoras verticais ($x = 0$ mm) das imagens reconstruídas e exibidas nas Figura 24 (a), (e), (i) e (m).

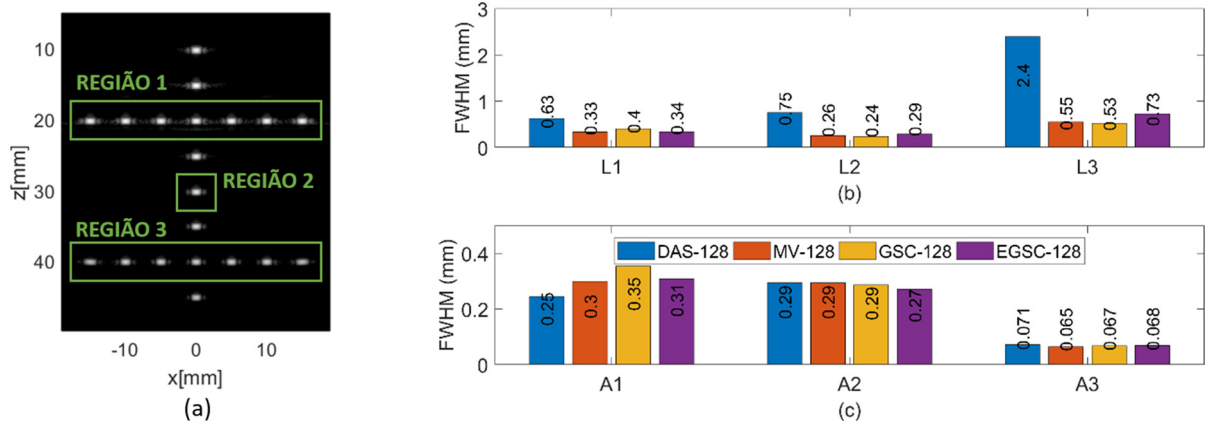
Figura 26 – Corte axial ($x = 0$ mm) em imagens reconstruídas com DAS, MV, GSC E EGSC, todos os métodos com 128 elementos na recepção.



Fonte: Autoria própria (2019).

A comparação quantitativa da resolução lateral e axial pode ser feita mediante o cálculo do FWHM para alguns pontos selecionados na imagem reconstruída. Assim, foram escolhidas três regiões para o cálculo de FWHM, conforme destacado na Figura 27 (a). Para cálculo do FWHM lateral L1 e axial A1, foi realizada a média de 7 pontos reflexivos situados na região 1, de maneira análoga aos valores de FWHM representados por L3 e A3, sendo estes calculados para os pontos refletorizados situados na região 3. Já para o cálculo de L2 e A2 foi utilizado apenas um ponto localizado na região 2. Os resultados desses cálculos são exibidos graficamente na Figura 27.

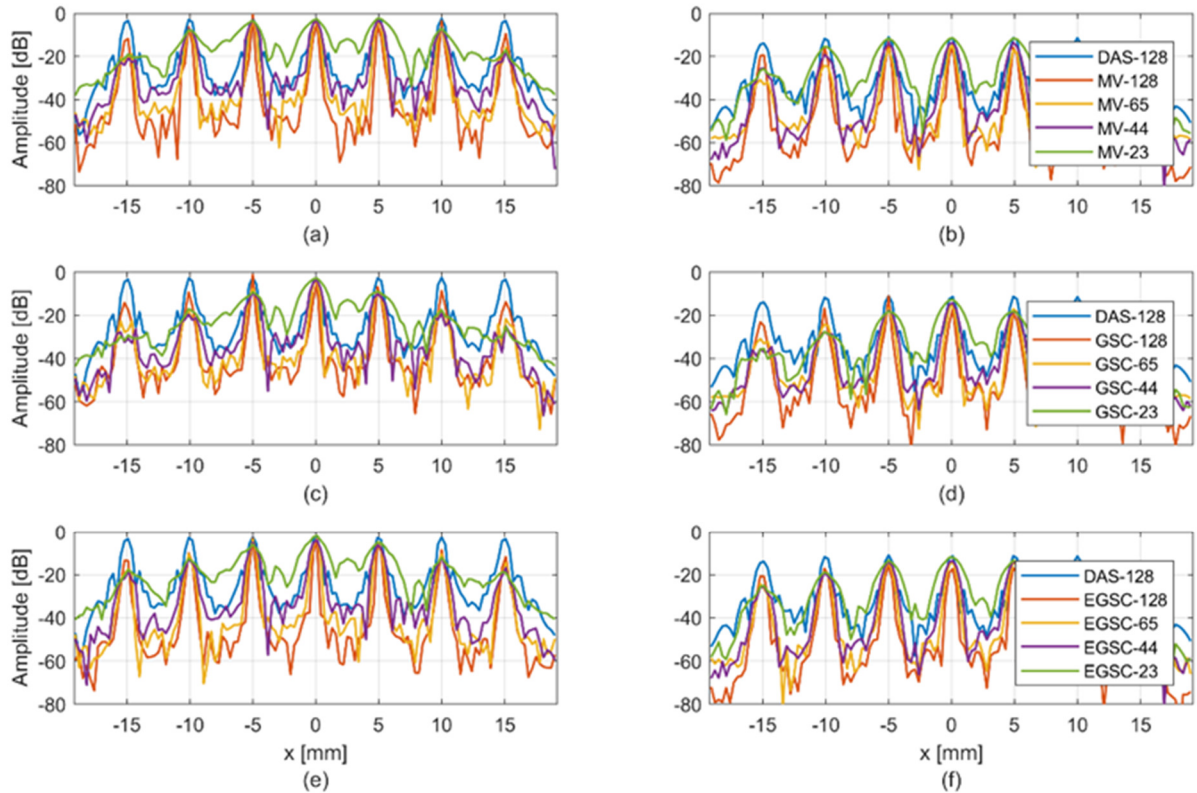
Figura 27 – Avaliação quantitativa da resolução lateral e axial para os métodos DAS, MV, GSC e EGSC, todos com 128 elementos transmissores e receptores. (a) Indicação das regiões onde foram calculados os respectivos valores de FWHM. (b) resultado dos cálculos de FWHM para resolução lateral. (c) Resultado dos cálculos de FWHM para resolução axial.



Fonte: Autoria própria (2019).

Com o objetivo de possibilitar uma comparação de desempenho entre os métodos adaptativos com *sparse arrays* em relação ao DAS com 128 elementos ativos na recepção, cortes laterais e axiais foram realizados e são exibidos na Figura 28 para os cortes laterais na posição dos pontos refletorizados horizontais (corte L1 na posição de $z = 20,12$ mm e L2 na posição de $z = 40$ mm), e Figura 29 para corte axial na posição dos pontos refletorizados verticais ($x = 0$ mm).

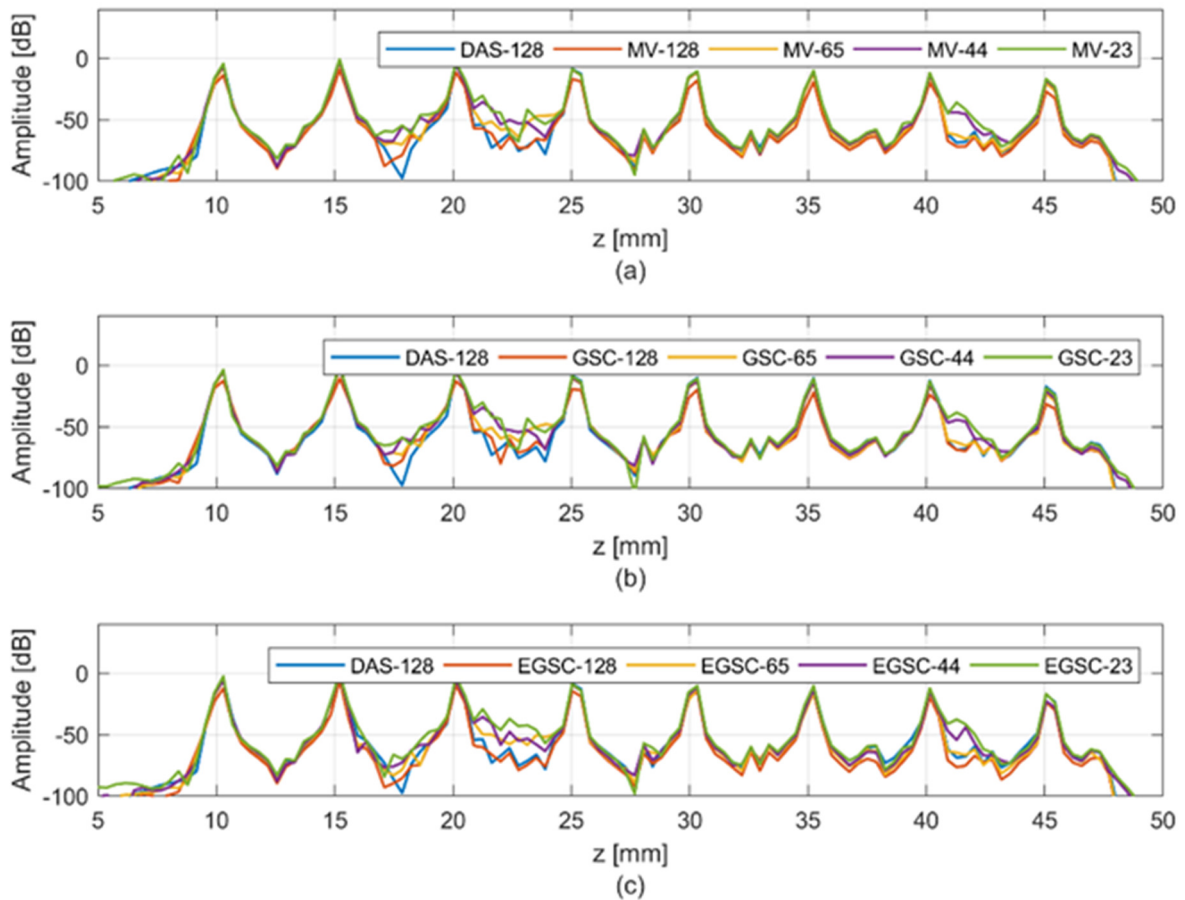
Figura 28 – Cortes laterais (corte L1 em 20,12 mm e corte L2 em 40 mm) para imagens reconstruídas com DAS-128 e métodos adaptativos combinados com *sparse arrays*. (a) L1 para DAS-128, MV-128 e MV com *sparse arrays*. (b) L2 para DAS-128, MV-128 e MV com *sparse arrays*. (c) L1 para GSC-128, GSC-128 e GSC com *sparse arrays*. (d) L2 para DAS-128, GSC-128 e GSC com *sparse arrays*. (e) L1 para DAS - 128, EGSC-128 e EGSC com *sparse arrays*. (f) L2 para DAS-128, EGSC-128 e EGSC com *sparse arrays*.



Fonte: Autoria própria (2019).

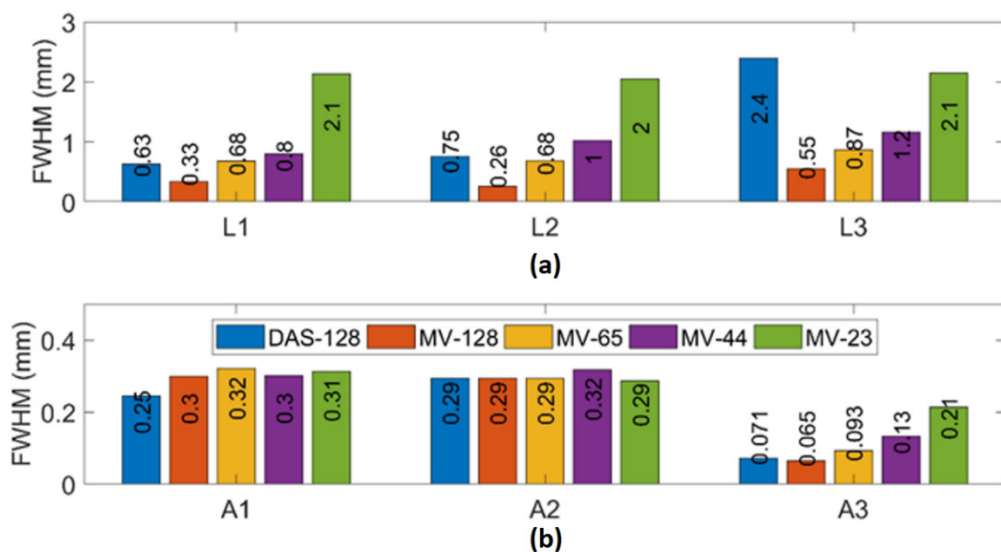
Já os resultados dos cálculos do FWHM para resolução lateral e axial destes experimentos, obtidos de maneira análoga aos resultados da Figura 27 são exibidos na Tabela 4 e mostrados graficamente na Figura 31 e Figura 32.

Figura 29 – Cortes axiais ($x = 0$ mm) em imagens reconstruídas com DAS-128 e métodos adaptativos combinados com *sparse arrays*. (a) DAS-128, MV-128 e MV com *sparse arrays*. (b) DAS-128, GSC-128 e GSC com *sparse arrays*. (c) DAS-128, EGSC-128 e EGSC com *sparse arrays*.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 30 – Comparação do método DAS versus MV com *sparse arrays* quanto ao FWHM. (a) Resoluções laterais. (b) Resoluções axiais



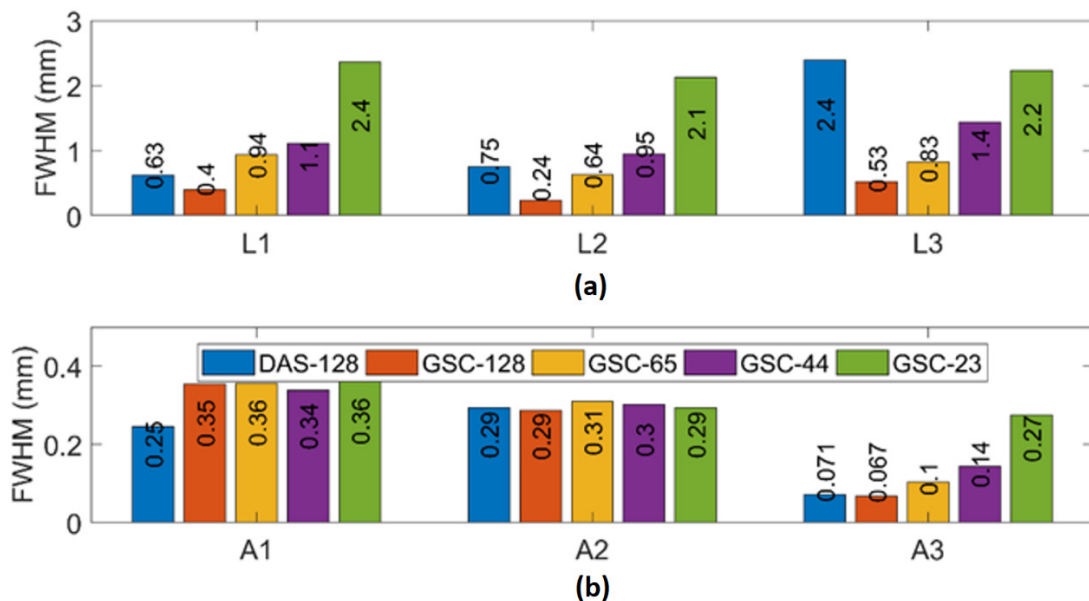
Fonte: Autoria própria (2019).

Tabela 4 – FWHM para resolução lateral e axial para os métodos DAS, MV, GSC e EGSC combinados com *sparse arrays*

| Método | FWHM (mm) | | | | | | | |
|-----------------|-----------|------|------|---------|------|------|------|---------|
| | L1 | L2 | L3 | Média L | A1 | A2 | A3 | Média A |
| DAS-128 | 0,63 | 0,75 | 2,39 | 1,26 | 0,25 | 0,29 | 0,07 | 0,20 |
| DAS-65 | 0,70 | 0,80 | 1,23 | 0,91 | 0,26 | 0,28 | 0,08 | 0,21 |
| DAS-44 | 0,83 | 0,87 | 0,95 | 0,88 | 0,28 | 0,29 | 0,17 | 0,25 |
| DAS-23 | 2,06 | 2,14 | 2,35 | 2,18 | 0,31 | 0,29 | 0,34 | 0,32 |
| MV-128 | 0,33 | 0,26 | 0,55 | 0,38 | 0,30 | 0,29 | 0,06 | 0,22 |
| MV-65 | 0,68 | 0,68 | 0,87 | 0,74 | 0,32 | 0,29 | 0,09 | 0,24 |
| MV-44 | 0,80 | 1,02 | 1,16 | 0,99 | 0,30 | 0,32 | 0,13 | 0,25 |
| MV-23 | 2,13 | 2,05 | 2,15 | 2,11 | 0,31 | 0,29 | 0,21 | 0,27 |
| GSC-128 | 0,40 | 0,24 | 0,53 | 0,39 | 0,35 | 0,29 | 0,07 | 0,24 |
| GSC-65 | 0,94 | 0,64 | 0,83 | 0,80 | 0,36 | 0,31 | 0,10 | 0,26 |
| GSC-44 | 1,11 | 0,95 | 1,44 | 1,17 | 0,34 | 0,30 | 0,14 | 0,26 |
| GSC-23 | 2,36 | 2,13 | 2,23 | 2,24 | 0,36 | 0,29 | 0,27 | 0,31 |
| EGSC-128 | 0,34 | 0,29 | 0,73 | 0,45 | 0,31 | 0,27 | 0,07 | 0,22 |
| EGSC-65 | 0,58 | 0,81 | 0,87 | 0,75 | 0,30 | 0,34 | 0,11 | 0,25 |
| EGSC-44 | 0,84 | 1,00 | 1,33 | 1,06 | 0,30 | 0,31 | 0,12 | 0,24 |
| EGSC-23 | 2,04 | 2,12 | 1,86 | 2,01 | 0,30 | 0,29 | 0,36 | 0,31 |

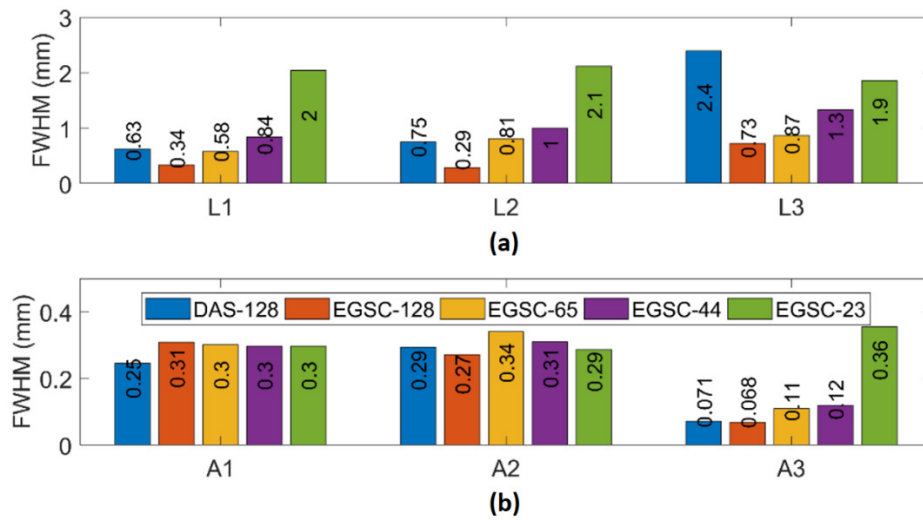
Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 31 – Comparação do método DAS versus GSC com *sparse arrays* quanto ao FWHM. (a) Resoluções laterais. (b) Resoluções axiais



Fonte: Autoria própria (2019)

Figura 32 – Comparação do método DAS versus EGSC com *sparse arrays* quanto ao FWHM. (a) Resoluções laterais. (b) Resoluções axiais

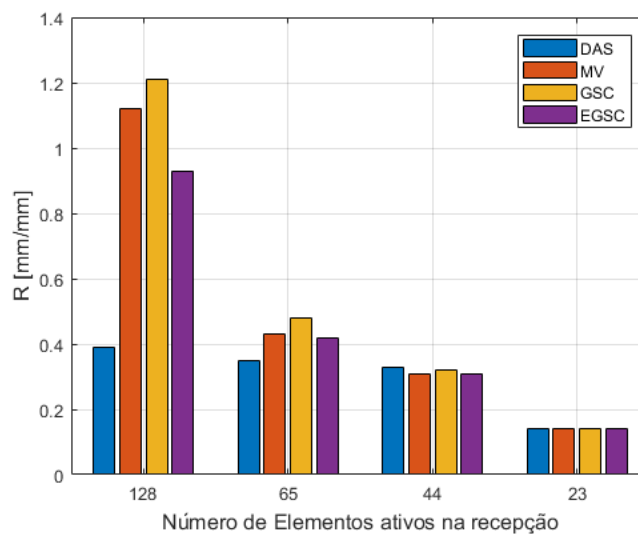


Fonte: Autoria própria (2019).

Com o objetivo de comparar a razão de distorção geométrica (RDG) que é definida pela divisão do FWHM relativo ao corte vertical pelo FWHM devido ao corte lateral, foram realizados os cálculos para todos os métodos implementados e são apresentados graficamente na Figura 33. O valor teórico ideal da RDG para o alvo avaliado é de 1 mm/mm, visto que este seria produzido a partir de um alvo perfeitamente circular.

Figura 33. Os cálculos referem-se a região dois, com apenas o alvo central avaliado. O valor teórico ideal da RDG para o alvo avaliado é de 1 mm/mm, visto que este seria produzido a partir de um alvo perfeitamente circular.

Figura 33 - Comparação dos métodos implementados com *sparse arrays* quanto a razão de distorção geométrica (relativo ao corte lateral 2 e corte axial 2).

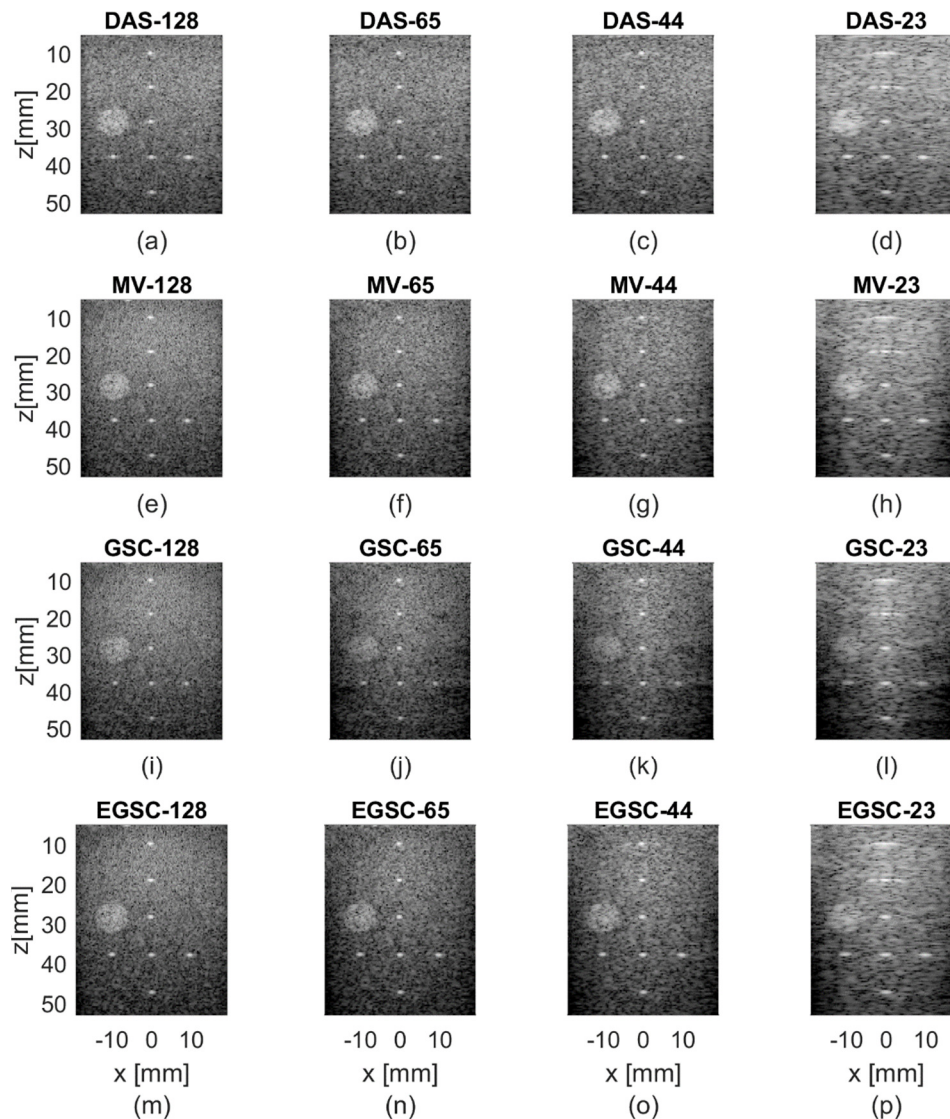


Fonte: Autoria própria (2019).

4.2 RESULTADOS DE DADOS REAIS PARA AVALIAÇÃO DE RESOLUÇÃO E DISTORÇÃO

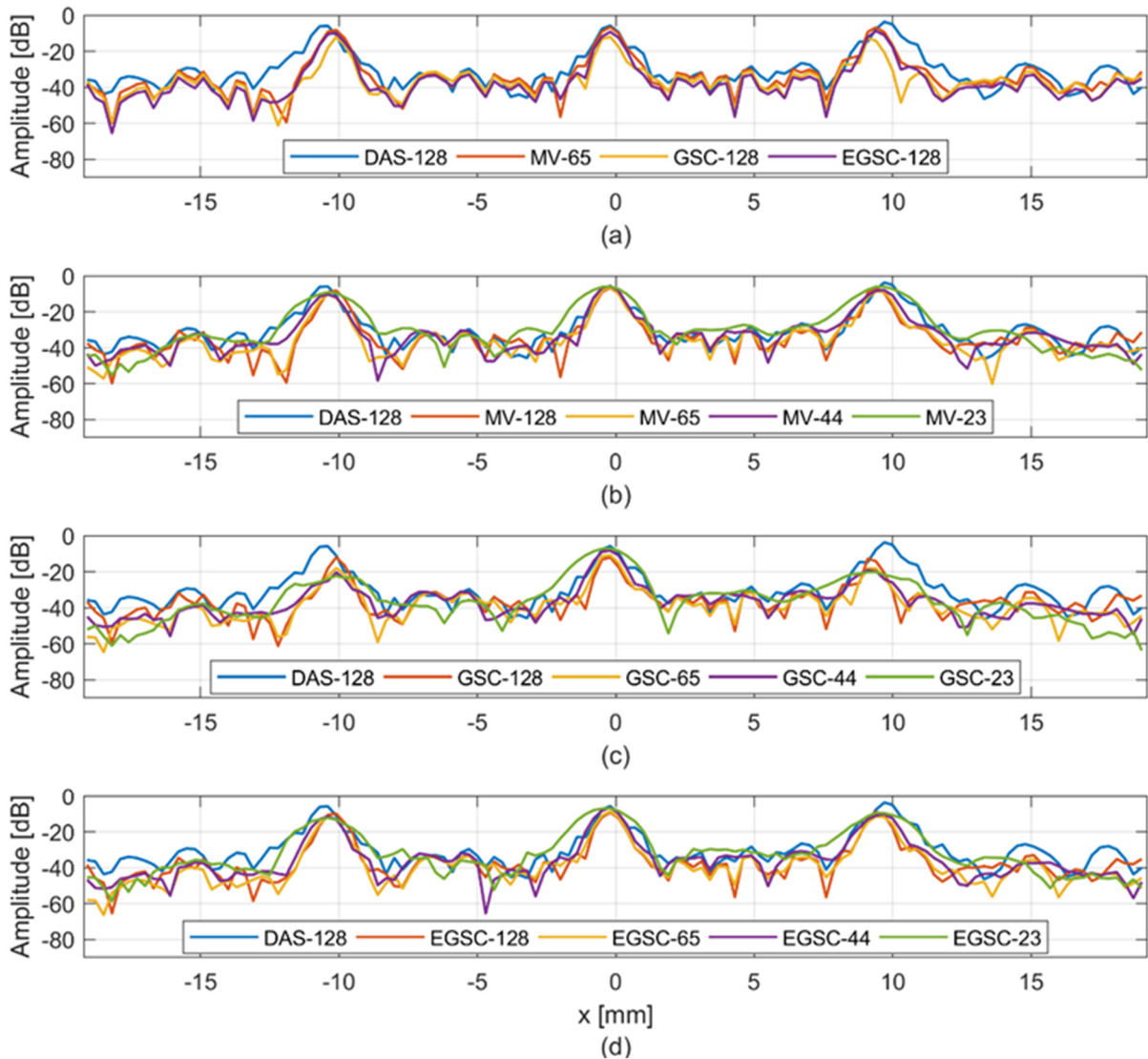
Para avaliação da resolução lateral e axial em experimentos reais foi utilizada a base de dados PICMUS, relativa à captura de sinais com o equipamento Verasonics e *Phantom* CIRS 040G. As imagens reconstruídas com os *beamformer* DAS e adaptativos com *sparse arrays* são exibidas na Figura 34 e cortes unidimensionais para avaliação da resolução lateral são mostrados na Figura 35.

Figura 34 – Imagens resultantes dos dados reais coletados com *phantom* CIRS 040GSE para avaliação de resolução e distorção com *beamforming* DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 35 – Corte lateral em $z = 37,61$ mm das imagens resultantes dos dados reais coletados com *phantom* CIRS 040GSE para avaliação de resolução lateral com *beamformer* DAS, MV, GSC e EGSC. (a) Corte lateral para os *beamformer* DAS, MV, GSC e EGSC com 128 elementos ativos na recepção. (b) DAS-128 em comparação com MV-128 A MV-23. (c) DAS-128 em comparação com GSC-128 A GSC-23. (d) DAS-128 em comparação com EGSC-128 A EGSC-23.



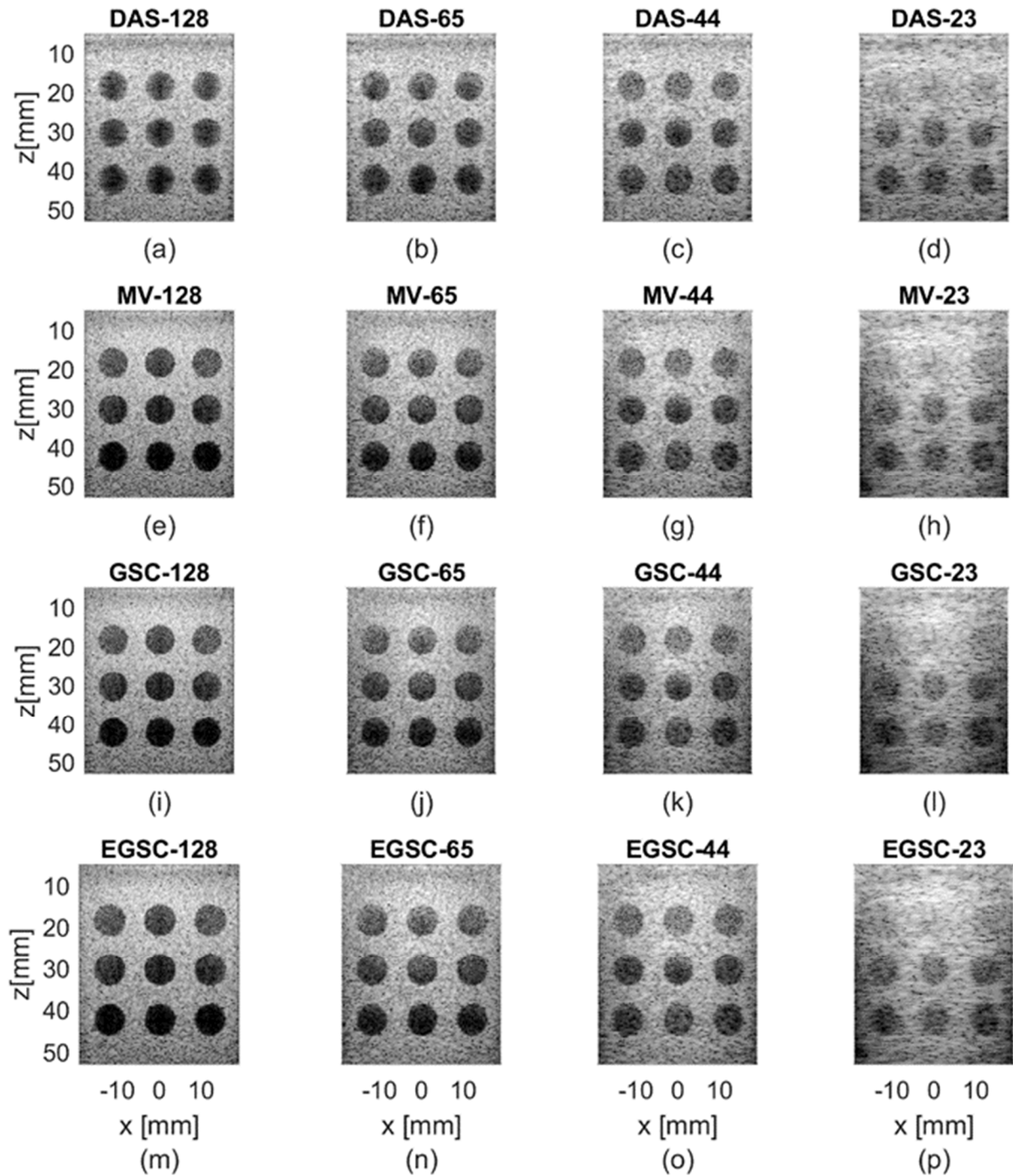
Fonte: Autoria própria (2019).

4.3 RESULTADOS DE DADOS SIMULADOS PARA AVALIAÇÃO DE CONTRASTE

A Figura 36 apresenta os resultados das imagens em Modo B reconstruídas com os métodos DAS, MV, GSC e EGSC combinadas com o algoritmo de *sparse arrays*, para os dados de avaliação simulados com o FIELD II conforme descrito no capítulo 3. Os parâmetros de simulação são os mesmos utilizados para a geração dos dados para avaliação de resolução e distorção, apresentados na seção 4.1.

Figura 36 – imagens resultantes dos dados de simulação com FIELD II para avaliação de contraste com *bemformer* DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção.

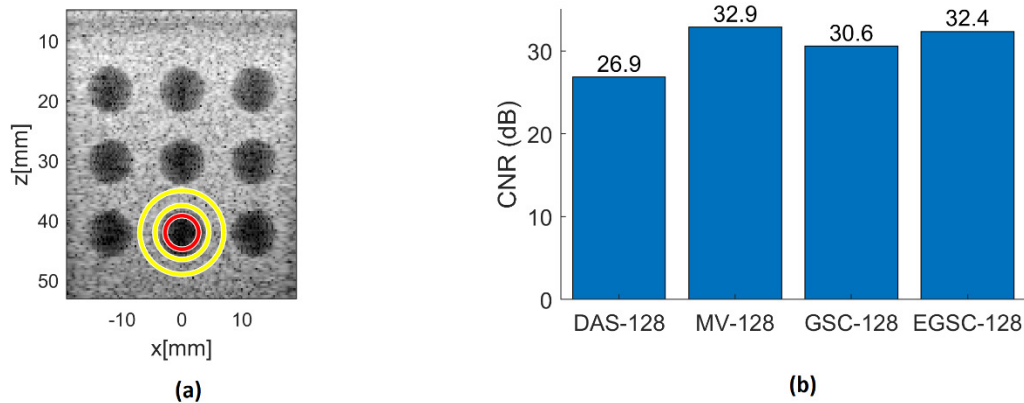
(a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção respectivamente.



Fonte: Autoria própria (2019)

Como forma de avaliação quantitativa do contraste de cada imagem reconstruída, calculou-se o CNR de um dos alvos anecoicos da simulação e, conforme exibido na Figura 37 (a), o alvo escolhido está localizado a 42 mm na direção axial e 0 mm na direção lateral.

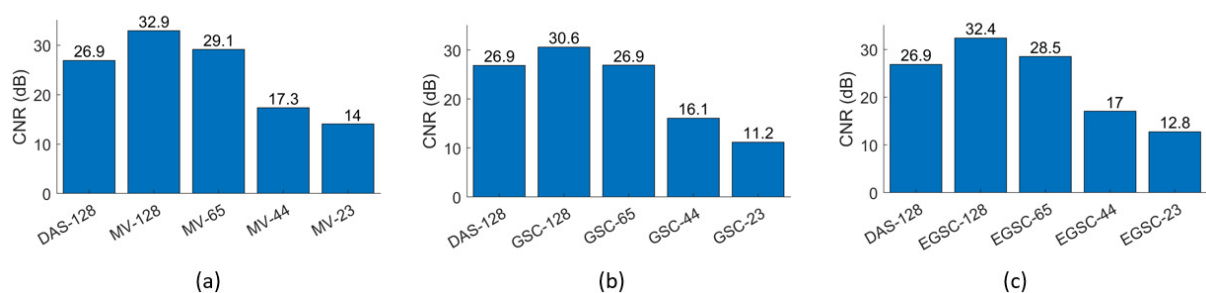
Figura 37 – Comparação de contraste entre das e métodos adaptativos. (a) Região da imagem onde foi realizada a análise. (b) Valores de CNR para DAS, MV, GSC e EGSC, ambos com 128 elementos na recepção.



Fonte: Autoria própria (2019).

Os resultados dos cálculos de CNR para os demais métodos adaptativos combinado com *sparse arrays* em comparação com o DAS é exibido graficamente na Figura 38.

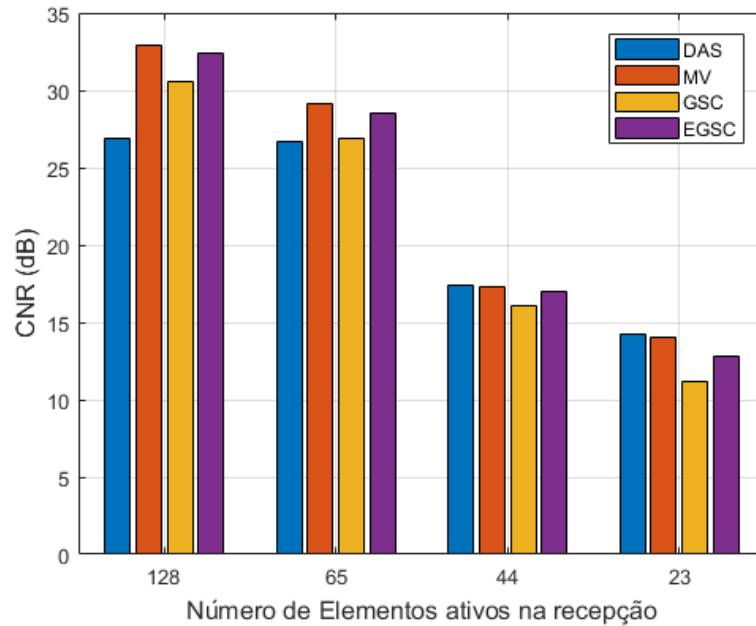
Figura 38 – Comparação de contraste entre DAS e métodos adaptativos com *sparse arrays*. (a) CNR DAS-128 e MV com *sparse arrays*. (b) DAS-128 e GSC com *sparse arrays*. (c) DAS-128 e EGSC com *sparse arrays*.



Fonte: Autoria própria (2019).

Os resultados exibidos na Figura 38 junto ao cálculo da CNR relativo ao DAS com *sparse arrays* em todas as configurações de esparsidade foram compilados e exibidos graficamente na Figura 39. Onde é possível comparar todos os métodos implementados com suas respectivas configurações esparsas quanto ao seu desempenho em relação ao contraste.

Figura 39 - Comparação de contraste entre DAS e métodos adaptativos com *sparse arrays*.



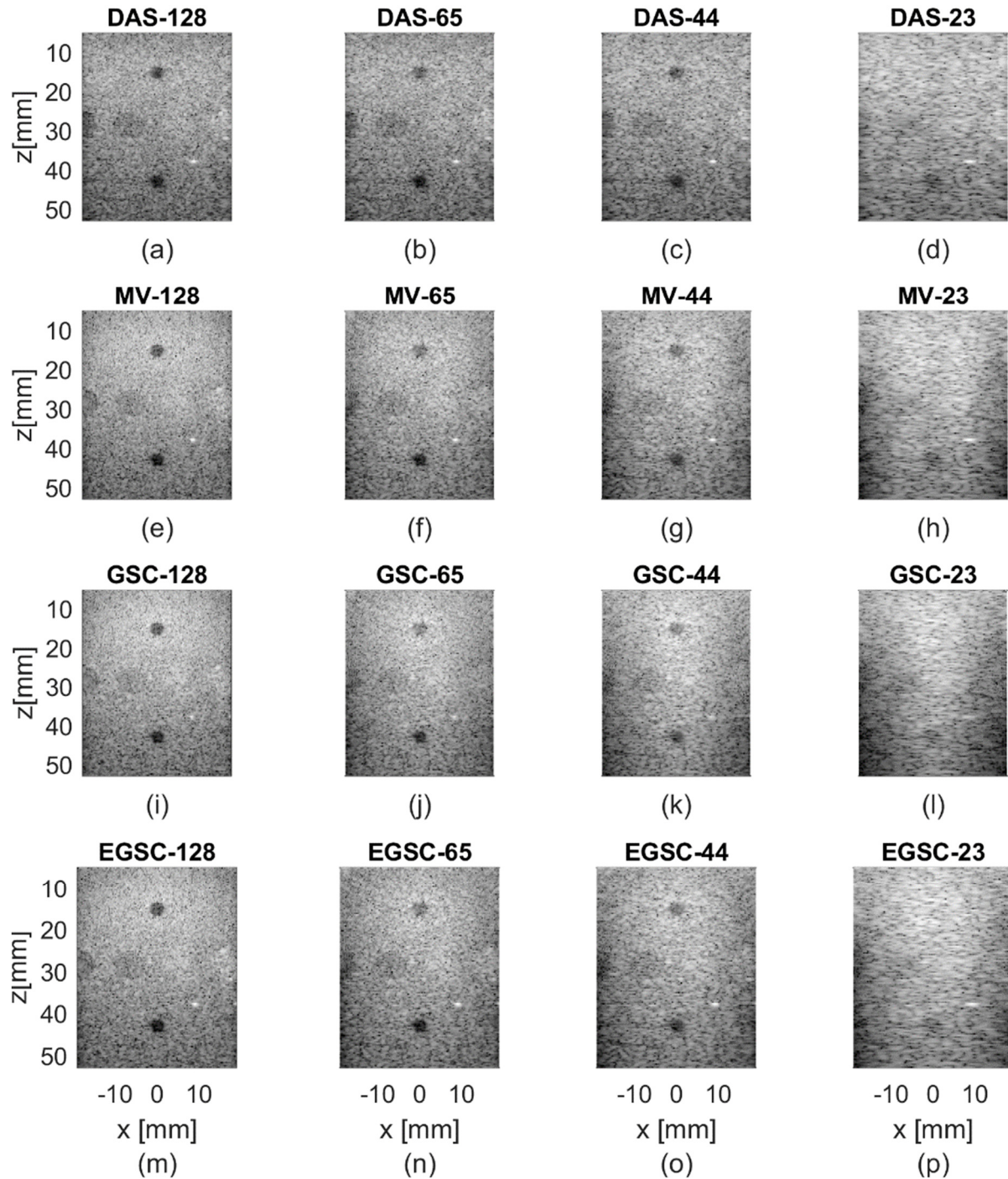
Fonte: Autoria própria (2019).

4.4 RESULTADOS DE DADOS REAIS PARA AVALIAÇÃO DE CONTRASTE

Os algoritmos de *beamformer* adaptativos combinados com *sparse arrays* também foram implementados e testados para dados reais provenientes de aquisições com equipamento Verasonics no *phantom* CIRS 040G. Dados estes, provenientes da base de dados PICMUS, conforme explicado no capítulo 3.

A Figura 40 exhibe as imagens reconstruídas com todos os métodos implementados e variação no número de elementos transdutores ativos na recepção.

Figura 40 – imagens resultantes de dados reais coletados com *phantom* CIRS 040GSE para avaliação de contraste com *beamformer* DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos receptores. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos receptores, respectivamente.

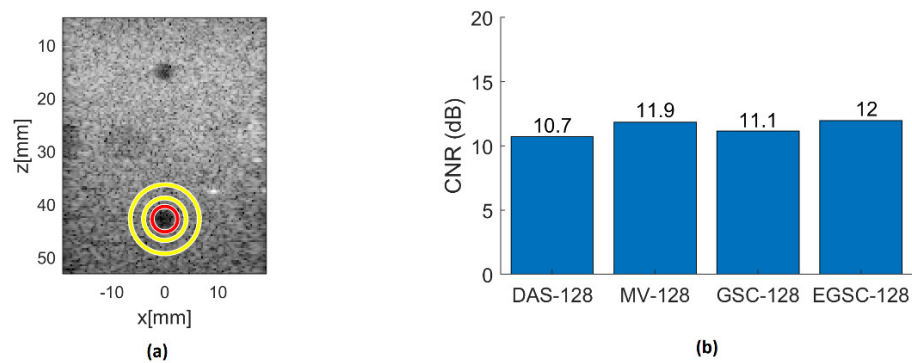


Fonte: Autoria própria (2019).

Os cálculos de CNR para as imagens reconstruídas e exibidas na Figura 40 foram feitos de maneira análoga aos resultados obtidos com os dados de simulação para avaliação de contraste, e são mostrados na Figura 41 para o *beamformer* DAS e

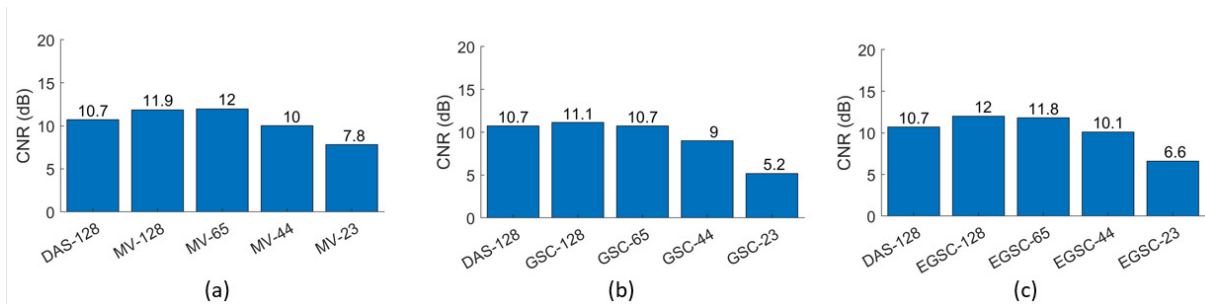
métodos adaptativos com 128 elementos transdutores ativos na recepção, e na Figura 42 para os algoritmos com *sparse arrays*.

Figura 41 – Comparação de contraste entre DAS e métodos adaptativos para dados reais obtidas a partir da captura de dados com equipamento Verasonics e *phantom* CIRS 040G. (a) Região da imagem onde foi realizada a análise. (b) Valores de CNR para DAS, MV, GSC e EGSC, ambos com 128 elementos na recepção.



Fonte: Autoria própria (2019).

Figura 42 – Comparação de contraste entre das e métodos adaptativos com *sparse arrays* para dados reais adquiridos obtidas a partir da captura de dados com equipamento Verasonics e *phantom* CIRS 040G. (a) CNR DAS-128 e MV com *sparse arrays*. (b) DAS-128 e GSC com *sparse arrays*. (c) DAS-128 e EGSC com *sparse arrays*.

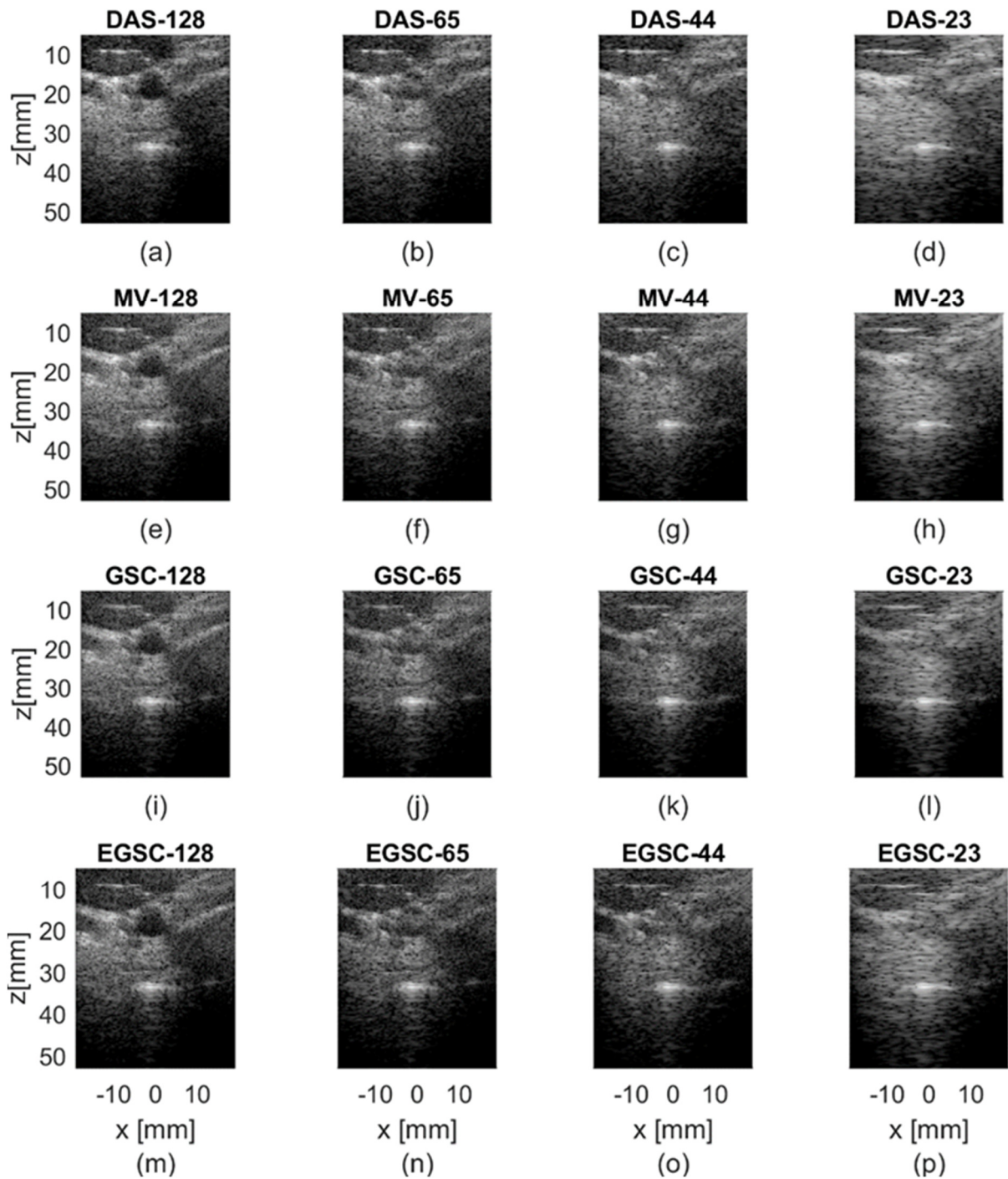


Fonte: Autoria própria (2019).

4.5 RESULTADOS DE DADOS COLETADOS IN VIVO

As reconstruções obtidas para dados reais a partir de dados da plataforma PICMUS são exibidas na Figura 43 e Figura 44. A Figura 43 diz respeito aos resultados obtidos com os *beamformers* DAS, MV, GSC e EGSC para dados gravados a partir do exame da seção transversal da artéria carótida de um voluntário com o auxílio da ferramenta de pesquisa Verasonics Vantage 256 e o transdutor de US L11.

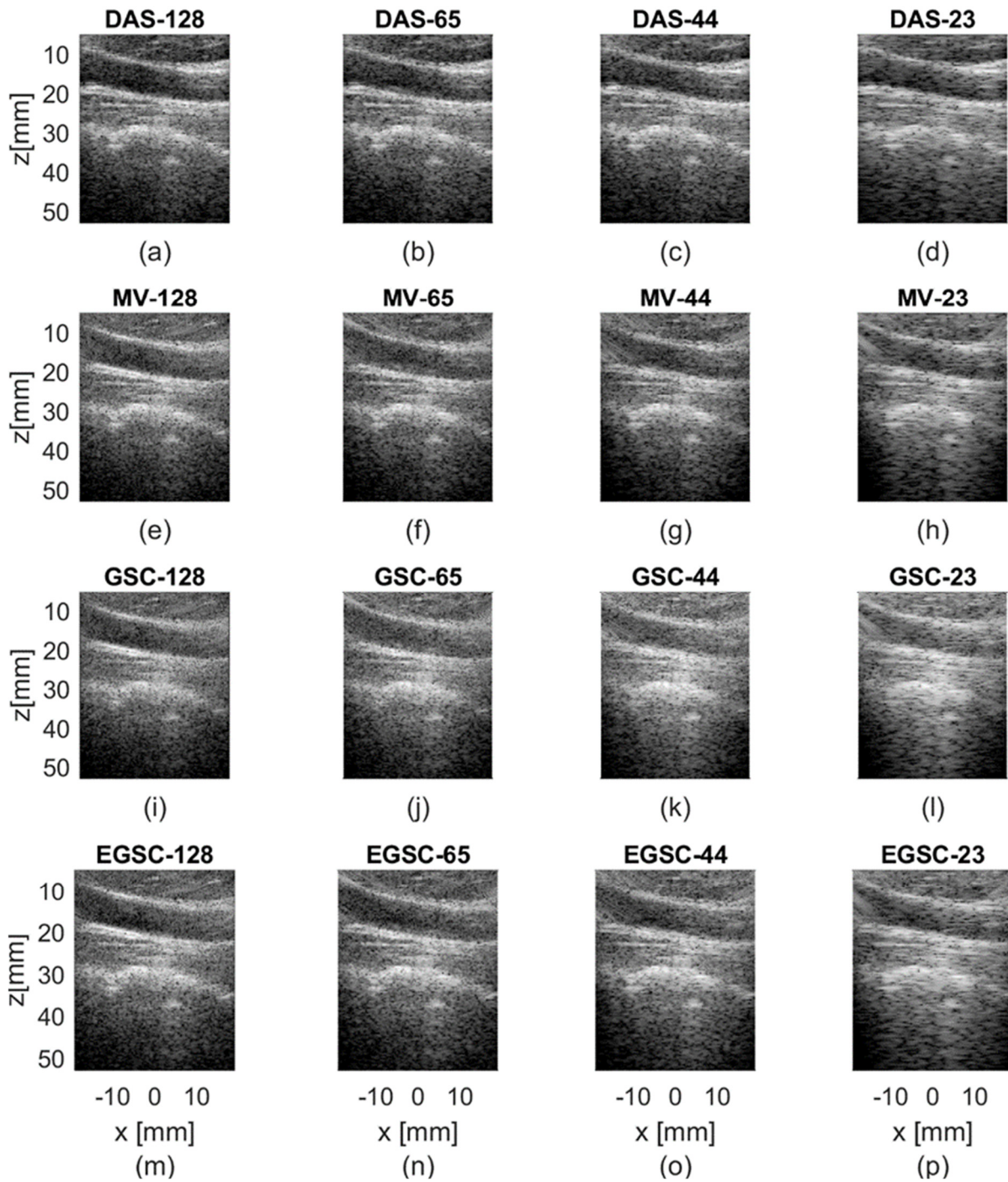
Figura 43 – Imagens resultantes de dados reais coletados *in vivo* da seção transversal da artéria carótida de um voluntário e utilização de com *beamformer* DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente.



Fonte: Autoria própria (2019).

Já a Figura 44 apresenta os resultados do exame da seção longitudinal da mesma artéria.

Figura 44 – imagens resultantes de dados reais coletados *in vivo* da seção longitudinal da artéria carótida de um voluntário com *beamformer* DAS, MV, GSC e EGSC com 128, 65, 44 e 23 elementos transdutores na recepção. (a) – (d) Método DAS de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (e) – (h) Método MV de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (i) – (l) Método GSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente. (m) – (p) Método EGSC de 128 a 23 elementos transdutores na recepção, respectivamente.



Fonte: Autoria própria (2019).

5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

Neste capítulo são discutidos os resultados das reconstruções de imagens geradas em Modo B a partir dos *beamformers* implementados com *sparse arrays*, bem como as comparações entre os diferentes métodos. Apresentam-se também as conclusões do presente trabalho e sugestões de trabalhos futuros.

5.1 DISCUSSÃO

Na Figura 24 foram mostrados os resultados a partir do processamento dos sinais oriundos de simulação e reconstrução de imagens com a utilização dos métodos de *beamformer* clássico DAS e algoritmos adaptativos MV, GSC e EGSC com *sparse arrays*. Destas imagens, deriva-se os resultados apresentados nas Figura 25 a Figura 32, além da Tabela 4. Já na Figura 24 é possível visualizar o efeito de perda na qualidade da imagem com o decréscimo do número de elementos transdutores na recepção, para todos os métodos analisados. Esta consequência também é verificada nas imagens geradas a partir de outros dados simulados ou mesmo reais conforme Figuras 33, 35, 38, 41 e 42. Tal efeito é apresentado e discutido no trabalho de Schiefler e seus colaboradores (2018) com os *beamformers* DAS e algoritmo baseado em migração Stolt e na pesquisa de Turnbull e Foster (1992) com transdutores bidimensionais.

De acordo com Turnbull e Foster (1992), a perda na qualidade da imagem com o uso de matrizes esparsas de elementos ativos na recepção é consequência do desenvolvimento de lóbulos laterais no perfil de feixe, cujas amplitudes aumentam à medida que o número de elementos na matriz diminui, o que corrobora com os resultados apresentados na Figura 28, onde é possível visualizar tal fenômeno para todos os métodos implementados em quatro configurações distintas de elementos esparsos.

Conforme apresentado por Synnevag, Austeng e Holm (2007) em relação ao *beamformer* MV, Albulayli e Rakhmatov (2013) quanto ao método GSC e Li e seus colaboradores (2016) para o algoritmo EGSC, os métodos adaptativos aprimoram a qualidade de imagens em termos de resolução e contraste, por possuírem a capacidade de preservar os lóbulos centrais enquanto reduzem os lóbulos laterais, conforme pode ser visto na Figura 25 de forma qualitativa, que mostram a resolução lateral dos resultados para os métodos analisados com a ativação de todos elementos na recepção ($N = 128$). Desta maneira é possível verificar que os *beamformers* MV, GSC e EGSC possuem maior resolução lateral que o método DAS, fato que também pode ser observado de maneira quantitativa na Figura 27 e Tabela 4. Já em termos de resolução axial os métodos implementados possuem respostas bastante semelhantes, conforme apresentado na Figura 26 e Tabela 4, não sendo possível afirmar que algum dos *beamformers* possui melhor resolução axial que os demais.

Em termos de contraste os métodos adaptativos também apresentam melhores resultados que o DAS quando comparados às respostas com o mesmo número de elementos receptores conforme apresentado por Zimbico e seus colaboradores (2018), o que pode ser visto na Figura 37 que apresenta os resultados de simulação de cistos anecoicos, na qual o DAS possui CNR igual a 26,9 dB enquanto os demais métodos implementados possuem valores superiores a 30 dB, fato também observado na avaliação de dados reais a partir da aquisição com a plataforma Verasonics e o *phantom* CIRS 040G, conforme verificado na Figura 41,

com 10,7 dB de contraste para o DAS e valores superiores a 11,1 dB para os *beamformers* adaptativos, ambos com 128 elementos receptores.

Os algoritmos adaptativos completos (128 elementos na recepção) e adaptativos com *sparse arrays* em 3 configurações de elementos transdutores diferentes (65, 44 e 23) foram comparados entre si, e com o DAS completo, sendo os resultados qualitativos de resolução lateral apresentados na Figura 28. Assim é demonstrado que os *beamformers* MV, GSC e EGSC nas configurações de 128, 65 e por vezes 44 elementos ativos na recepção, possuem resoluções laterais menores, ou comparáveis com o DAS-128. Já em termos de resolução axial os resultados apresentados têm características bastante próximas.

Em termos quantitativos conforme apresentado na Tabela 4, Figura 31 e Figura 32, a resolução lateral de *beamformers* adaptativos com 65 elementos, no geral são superiores ao DAS-128, sendo que para as configurações de 44 elementos não é possível afirmar, visto a grande variância entre os valores de FWHM calculadas. Já para 23 elementos há uma clara degradação da resolução lateral e qualidade de todas as imagens reconstruídas.

Com a avaliação da relação de distorção geométrica (RDG), definida matematicamente como a razão entre o FWHM axial pelo FWHM lateral calculado e exposto na Figura 33 para um alvo central, também é possível notar que os métodos adaptativos apresentam um melhor desempenho quando comparados ao DAS. Para todos os 128 elementos ativos na recepção os métodos MV, GSC e EGSC possuem razão de distorção geométrica próximas de um, que seria o valor teórico ideal, enquanto o DAS resulta em 0,4 mm/mm. Já para as demais configurações esparsas, todos os métodos possuem resultados que sugerem uma distorção na imagem resultante para o alvo avaliado, sendo a RDG diminuída com o aumento do número de elementos esparsos. Porém, é possível verificar na Figura 33 que para a configuração de 65 elementos ativos na recepção os métodos adaptativos ainda apresentam resultados de RDG superiores ao DAS com 128 e 65 elementos receptores ativos, sendo o método GSC o que apresenta melhores resultados.

Os resultados oriundos de simulação e de dados reais para avaliação de contraste apresentados na Figura 36 e Figura 40, respectivamente, demonstram que os *beamformers* MV, GSC e EGSC com *sparse arrays* de 65 elementos possuem um excelente desempenho em termos de contraste, quando comparados ao DAS-128, que conforme demonstrados nos gráficos da Figura 38 para os dados gerados com o simulador FIELD II possuem CNR superior ou igual 26,9 dB, enquanto o DAS-128 possui igual valor, semelhante ao que ocorre nos gráficos da Figura 42 que são decorrentes do processamento de dados reais adquiridos com a plataforma Versonics e *Phantom* CIRS 040G, e indicam que o DAS-128 possui CNR de 10,7 dB, enquanto o MV, GSC e EGSC possuem 12 dB, 10,7 dB e 11,8 dB para o MV-65, GSC-65 e EGSC-65, respectivamente.

Os resultados gráficos mostrados na Figura 39 são um compilado geral dos valores de CNR calculados para todas as imagens Figura 36 relativa métodos testados com a simulação de contraste. Nestes resultados é possível verificar que os métodos adaptativos possuem contraste superior ao DAS quando comparados entre si para 128 e 65 elementos ativos na recepção. E de maneira semelhantes aos resultados de RDG, porém em termos de contraste, os métodos adaptativos com apenas 65 elementos receptores ativos apresentam resultados iguais ou superiores ao DAS com todos os 128 elementos transdutores ativos na recepção.

As reconstruções de imagens apresentadas nas Figura 43 e Figura 44 obtidas a partir de dados reais coletadas *in vivo*, disponíveis na plataforma PICMUS,

demostram que os métodos adaptativos implementados, exibem qualidade superior ao DAS, quando comparados em termos de contraste, resolução e o mesmo número de elementos transdutores receptores, e qualidade equivalente quando este número é de 65 enquanto o do DAS é de 128. Para as demais imagens geradas com 44 e 23 elementos, é nítida a degradação do contraste e resolução, porém ainda é possível identificar algumas estruturas como a artéria carótida em suas respectivas seções transversais ou longitudinais, podendo ser útil na avaliação de estruturas em que não se necessita de tanto detalhamento.

5.2 CONCLUSÕES

Pode-se considerar que o principal objetivo deste trabalho, que foi a proposta e implementação de técnicas *beamformers* adaptativos combinados com *sparse arrays* para comparação e avaliação desses algoritmos quanto à qualidade de imagem gerada, contraste e resolução, foi atingido.

As técnicas de processamento adaptativo de sinais de US a partir de frentes de ondas planas continuam em ascensão e contínuo progresso, sendo que a principal contribuição deste trabalho foi a demonstração que a reconstrução de imagens em Modo B a partir de ondas planas e *beamformers* adaptativos combinados com *sparse arrays* apresentam qualidade de imagem superiores ou semelhantes às geradas pelo método tradicional DAS.

Assim, após o desenvolvimento do trabalho e dissertação foi possível concluir que:

- As técnicas de reconstrução de ondas planas com os métodos DAS, MV, GSC e EGSC combinadas com *sparse arrays* foram implementadas e estão funcionais;
- Todos os resultados demonstrados foram obtidos com 128, 65, 44 ou 23 elementos receptores ativos, e a partir de dados de transdutores simulados ou reais lineares de 128 elementos, contudo os algoritmos para processamento foram desenvolvidos para trabalhar com qualquer transdutor linear ou configuração de *sparse arrays* possível.

Todos os argumentos e resultados apresentados corroboram que a utilização de técnicas adaptativas, juntamente com *sparse arrays*, permite a reconstrução de imagens de qualidade com elevadas taxas de quadro por segundo, sendo adequadas e viáveis para auxílio do diagnóstico clínico.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para dar continuidade a este trabalho, pode-se citar a avaliação dos algoritmos implementados, em termos de desempenho computacional, uma vez que a redução de elementos transdutores na recepção, alinhada a estratégias de programação paralela com o uso de ferramentas computacionais, como GPU, multiprocessadores ou *clusters* pode viabilizar a utilização de algoritmos de *beamformer* em aplicações em tempo real.

Ainda se sugerem a avaliação e comparação do uso de *sparse arrays* com outros métodos de *beamformer* adaptativos, como Generalized Coherence Factor (GCF) e Subarray-Based Coherent Factor (SCF), além de outros continuamente desenvolvidos pela comunidade científica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBULAYLI, M.; RAKHMATOV, D. Hybrid adaptive/nonadaptive beamforming for ultrasound imaging. In: **2013 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing**. IEEE, 2013. p. 1061-1065.
- AKKALA, V.; RAJALAKSHMI, P.; KUMAR, P.; DESAI, U. B. FPGA based ultrasound backend system with image enhancement technique. In: **Biosignals and Birobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**, 5th ISSNIP-IEEE. IEEE, 2014. p. 1-5.
- AZHARI, H. **Basics of biomedical ultrasound for engineers**. John Wiley & Sons, 2010.
- CAPON, J. High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis. **Proceedings of the IEEE**, v. 57, n. 8, p. 1408-1418, 1969.
- CIRS TISSUE SIMULATION & PHANTOM TECHNOLOGY. **Multi-purpose multi-tissue ultrasound phantom – Model 040GSE**. Estados Unidos 2020. Disponível em: <<https://www.cirsinc.com/products/ultrasound/zerdine-hydrogel/multi-purpose-multi-tissue-ultrasound-phantom/>> Acesso: 06 jan. 2020.
- COBBOLD, R. S. C. **Foundations of biomedical ultrasound**. Oxford University Press, 2006.
- DEITEL, H. M.; DEITEL, P. J. **How to program C++**. Prentice-Hall, Englewood, 1994.
- DHAWAN, A. P.; HUANG, H. K.; KIM, D. S. **Principles and advanced methods in medical imaging and image analysis**. World Scientific, 2008.
- DUAN, W. H.; WANG, Q.; QUEK, S. T. Applications of piezoelectric materials in structural health monitoring and repair: Selected research examples. **Materials**, v. 3, n. 12, p. 5169-5194, 2010.
- DUFF, I. S.; ERISMAN, A. M.; REID, J. K. **Direct methods for sparse matrices**. Oxford University Press, 2017.
- DUSA, C.; KALALII, S.; RAJALAKSHMI, P.; RAO, O. Integrated 16-channel transmit and receive beamforming ASIC for ultrasound imaging. In: **VLSI Design (VLSID), 2015 28th International Conference on**. IEEE, 2015. p. 215-220.
- EDLER, I.; LINDSTRÖM, K. The history of echocardiography. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 30, n. 12, p. 1565-1644, 2004.
- ENSMINGER, D. **Ultrasonics: Fundamentals, Technology, Applications, Revised and Expanded**. CRC Press, 1988.
- FISH, P. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**. Chichester, UK: Wiley, 1990.
- GRAFF, K. F. A history of ultrasonics. In: **Physical acoustics**. Academic Press, 1981. p. 1-97.

- GURURAJA, T. R. Piezoelectrics for medical ultrasonic imaging. **American Ceramic Society Bulletin**, v. 73, n. 5, p. 50-55, 1994.
- HADJICOSTIS, A. N.; HOTTINGER, C. F.; ROSEN, J. J.; WELLS, P. N. Ultrasonic transducer materials for medical applications. **Ferroelectrics**, 60, 107–126., 1984.
- HANGIANDREOU, N. J. State-of-the-art ultrasound imaging technology. **Journal of the American College of Radiology**, v. 1, n. 9, p. 691-693, 2004.
- HASEGAWA, H.; KORTE, D. C. **Special Issue on Ultrafast Ultrasound Imaging and Its Applications**. 2018.
- HOSKINS, P. R.; MARTIN, K.; THRUSH, A. **Diagnostic ultrasound: physics and equipment**. Cambridge University Press, 2010.
- HU, H.; DU, J.; YE, C.; LI, X. Ultrasonic Phased Array Sparse-TFM Imaging Based on Sparse Array Optimization and New Edge-Directed Interpolation. **Sensors**, v. 18, n. 6, p. 1830, 2018.
- JENSEN, J. A. Linear description of ultrasound imaging systems: **Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging at the Technical University of Denmark**. 1999.
- KASAI, C.; NAMEKAWA, K.; KOYANO, A.; OMOTO, R. Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique. **IEEE Transactions on sonics and ultrasonics**, 32(3), 458-464. 1985.
- KLEE, M.; MAUCZOK, R.; HEESCH, C. M. van; BOOTS, H. M. J.; WILD, M. de; VELD, B.; SOER, W. Piezoelectric thin film platform for ultrasound transducer arrays. In: **Ultrasonics Symposium (IUS)**, 2011 IEEE International. IEEE, 2011. p. 196-199.
- KOSSOFF, G. Display techniques in ultrasound pulse echo investigations: a review. **Journal of Clinical Ultrasound**, v. 2, n. 1, p. 61-72, 1974.
- KRUPINSKI, E. A. Current perspectives in medical image perception. **Attention, Perception, & Psychophysics**, v. 72, n. 5, p. 1205-1217, 2010.
- LÉVÊQUE, L.; ZHANG, W.; PARKER, P.; LIU, H. The impact of specialty settings on the perceived quality of medical ultrasound video. **IEEE Access**, v. 5, p. 16998-17005, 2017.
- LI, J.; CHEN, X.; WANG, Y.; LI, W.; YU, D. Eigenspace-based generalized sidelobe canceler beamforming applied to medical ultrasound imaging. **Sensors**, v. 16, n. 8, p. 1192, 2016.
- LIEBGOTT, H., RODRIGUEZ-MOLARES, A., CERVENANSKY, F., JENSEN, J. A.; BERNARD, O. Plane-wave imaging challenge in medical ultrasound. In **2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)** (pp. 1-4). IEEE. (2016).
- LOUIS, A. K. Medical imaging: state of the art and future development. **Inverse Problems**, v. 8, n. 5, p. 709, 1992.
- LU, J.Y.; ZOU, H.; GREENLEAF, J. F. Biomedical ultrasound beam forming. **Ultrasound in medicine & biology**, 1994, 20.5: 403-428.

MACÉ, E.; MONTALDO, G.; COHEN, I.; BAULAC, M.; FINK, M.; TANTER, M. Functional ultrasound imaging of the brain. **Nature methods**, 8(8), 662. (2011).

MAIA, J. M. **Sistema ultra-sônico para auxílio ao diagnóstico da osteoporose**. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Campinas, 2001.

MONTALDO, G.; TANTER, M.; BERCOFF, J.; BENECH, N.; FINK, M. 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.

NICHOLSON, P. H. F.; LOWET, G.; LANGTON, C. M.; DEQUEKER, J.; PERRE, G.V der. A comparison of time-domain and frequency-domain approaches to ultrasonic velocity measurement in trabecular bone. **Physics in Medicine & Biology**, v. 41, n. 11, p. 2421, 1996.

NJEH, C. F.; SAEED, I.; GRIGORIAN, M.; KENDLER, DL; FAN, B.; SHEPHERD, J.; MCCLUNG, M.; DRAKE, W. M.; GENANT, H. K. Assessment of bone status using speed of sound at multiple anatomical sites. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 27, n. 10, p. 1337-1345, 2001.

NOBLE, A.; BOUKERROUI, D. Ultrasound image segmentation: a survey. **IEEE Transactions on medical imaging**, v. 25, n. 8, p. 987-1010, 2006.

OKUNO, E.; CALDAS, I. L.; CHOW, C. **Física para ciências biológicas e biomédicas**. HARBRA, SP. 1986.

OPHIR, J.; CÉSPEDES, I.; PONNEKANTI, H.; YAZDI, Y.; LI, X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. **Ultrasonic imaging**, v. 13, n. 2, p. 111-134, 1991.

OTAKE, T.; KAWANO, T.; SUGIYAMA, T.; MITAKE, T; UMERURA, S. **High-quality/High-resolution Digital Ultrasound Diagnostic Scanner**. Hitachi, 2003.

OTTO, C. **Fundamentos de ecocardiografia clínica**. Elsevier Brasil, 2014.

PARKER, K. J. Ultrasonic attenuation and absorption in liver tissue. **Ultrasound in medicine & biology**, v. 9, n. 4, p. 363-369, 1983.

REDDY, U. M.; FILLY, R. A.; COPEL, J. A. Prenatal imaging: ultrasonography and magnetic resonance imaging. **Obstetrics and gynecology**, v. 112, n. 1, p. 145, 2008.

RITENOUR, E. R. Principles and Advanced Methods in Medical Imaging and Image Analysis. **Medical Physics**, v. 36, n. 4, p. 1460-1460, 2009.

RODRIGUEZ-MOLARES, A.; TORP, H.; DENARIE, B.; LØVSTAKKEN, L. The angular apodization in coherent plane-wave compounding [correspondence]. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 62, n. 11, p. 2018-2023, 2015.

RODRIGUEZ-MOLARES, A.; RINDAL, O. M. H.; BERNARD, O.; NAIR, A.; BELL, M. A. L.; LIEBGOTT, H. The ultrasound toolbox. In: **2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)**. IEEE, 2017. p. 1-4.

ROUX, E.; VARRAY, F.; PETRUSCA, L.; CACHARD, C.; TORTOLI, P.; LIEBGOTT, H. Experimental 3-d ultrasound imaging with 2-d sparse arrays using focused and diverging waves. **Nature - Scientific reports**, v. 8, n. 1, p. 9108, 2018.

SHUNG, K. K. Diagnostic ultrasound: Past, present, and future. **J Med Biol Eng**, v. 31, n. 6, p. 371-4, 2011.

SILVA NETO, O. G. **Extração e avaliação das propriedades físicas, químicas e biológicas do gel de aloe vera para aplicação em ecografia**. Dissertação (Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de Campina Grande - UFCG, Campina Grande, 2015.

SMITH, W. A.; SHAULOV, A. A.; SINGER, B. M. Properties of composite piezoelectric material for ultrasonic transducers. **IEEE Ultrason. Symp. Proc.**, 539–544., 1984.

SYNNEVAG, J. F.; AUSTENG, A.; HOLM, S. Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 54, n. 8, p. 1606-1613, 2007.

SYNNEVAG, J. F.; AUSTENG, A.; HOLM, S. Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 56, n. 9, p. 1868-1879, 2009.

SZABO, T. L. Diagnostic Ultrasound Imaging. **Inside Out.**, 2004.

SCHIEFLER JUNIOR, N. T.; MAIA, J. M.; SCHNEIDER, F. K.; ZIMBICO, A. J.; ASSEF, A. A.; COSTA, E. T. Generation and analysis of ultrasound images using plane wave and sparse arrays techniques. **Sensors**, v. 18, n. 11, p. 3660, 2018.

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.

TOMOV, B. G. Compact beamforming in medical ultrasound scanners. **Electronics & Signal Processing**, Ørsted DTU, 2003.

TRUONG, D. N.; BAAS, B. M. Massively parallel processor array for mid-/back-end ultrasound signal processing. In: **Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)**, 2010 IEEE. IEEE, 2010. p. 274-277.

TURNBULL, D. H.; FOSTER, F. S. Two-dimensional transducer arrays for medical ultrasound: beamforming and imaging. In: **New Developments in Ultrasonic Transducers and Transducer Systems**. International Society for Optics and Photonics, 1992. p. 202-215.

UDESEN, J.; GRAN, F.; HANSEN, K. L.; JENSEN, J. A.; THOMSEN, C.; NIELSEN, M. B. High frame-rate blood vector velocity imaging using plane waves: Simulations and preliminary experiments. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 55, n. 8, p. 1729-1743, 2008.

WATSON, T. Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. **Ultrasonics** 48.4 (2008): 321-329.

WEBB, A.; KAGADIS, G. C. Introduction to biomedical imaging. **Medical Physics**, v. 30, n. 8, p. 2267-2267, 2003.

WELLS, P. N. T. **Biomedical ultrasonics**. Academic Press Inc, 635., 1977.

ZIMBICO, A. J. **Bayesian-based beamformer with wiener post-filter for adaptative processing of ultrasonnd image using coherent plane wave compounding**. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Curitiba, 2018.

ZIMBICO, A. J., GRANADO, D. W., SCHNEIDER, F. K., MAIA, J. M., ASSEF, A. A., Schiefler, N., & COSTA, E. T. Eigenspace generalized sidelobe canceller combined with SNR dependent coherence factor for plane wave imaging. **Biomedical engineering online**, 17(1), 109, 2018