

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

LARISSA COMAR NEVES

**IMPLEMENTAÇÃO DE *BEAMFORMER* ADAPTATIVO COMBINADO
COM *GENERALIZED SIDELobe CANCELER* E FILTROS PARA
GERAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM COM ONDAS PLANAS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2020

LARISSA COMAR NEVES

**IMPLEMENTAÇÃO DE *BEAMFORMER* ADAPTATIVO COMBINADO
COM *GENERALIZED SIDELobe CANCELER* E FILTROS PARA
GERAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM COM ONDAS PLANAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Joaquim Miguel Maia

Coorientador: Acácio José Zimbico

CURITIBA

2020

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Neves, Larissa Comar

Implementação de beamformer adaptativo combinado com generalized sidelobe canceler e filtros para geração de imagens de ultrassom com ondas planas [recurso eletrônico] / Larissa Comar Neves.-- 2020.

1 arquivo texto (88 f.): PDF; 6,85 MB.

Modo de acesso: World Wide Web

Título extraído da tela de título (visualizado em 14 abr. 2020)

Texto em português com resumo em inglês

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2020

Bibliografia: f. 84-88.

1. Engenharia elétrica - Dissertações. 2. Engenharia biomédica - Dissertações. 3. Processamento de imagens - Técnicas digitais. 4. Diagnóstico por ultrassom. 5. Ultrassonografia. 6. Reconstrução de imagens. I. Maia, Joaquim Miguel. II. Zimbi-co, Acácio José. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: ed. 23 – 621.3

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO

A Dissertação de Mestrado intitulada “**Implementação de *beamformer* adaptativo combinado com *generalized sidelobe canceler* e filtros para geração de imagens de ultrassom com ondas planas**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Larissa Comar Neves**, no dia **28 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. Amauri Amorin Assef – UTFPR

Prof. Dr. Solivan Arantes Valente – Universidade Positivo

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, 28 de Fevereiro de 2020.

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

*Dedico este trabalho à minha família,
meu maior e melhor apoio na vida.*

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a Deus, pela força em todos os momentos e por todas as oportunidades e aprendizados em meu caminho.

Ao professor e orientador Dr. Joaquim Miguel Maia por todo auxílio, disponibilidade, paciência e confiança que depositou em mim. Obrigada por todas as oportunidades nesta minha jornada acadêmica que me permitiram chegar até este momento.

Ao professor e coorientador Dr. Acácio José Zimbico pelos ensinamentos técnicos, as trocas de ideias e auxílio nas dificuldades de desenvolvimento deste trabalho. Obrigada pela disponibilidade e ajuda sempre amistosa.

À minha família por ser meu suporte em todas dificuldades, sempre me motivando e acreditando em minha capacidade para vencer meus desafios. Agradeço por tudo que sou e por todas minhas conquistas, sem vocês nada disso seria possível.

Agradeço a todos os meus amigos, estando próximos ou não, que fizeram diferença com sua amizade, me dando apoio e incentivo durante meu mestrado, e pela compreensão dos momentos em que estive mais afastada.

Igualmente agradeço ao amigo do grupo de pesquisa de ultrassom, Danilo Fernandes Gomes, pelas sugestões e colaboração na realização deste trabalho.

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

RESUMO

NEVES, Larissa Comar. **Implementação de *beamformer* adaptativo combinado com *generalized sidelobe canceler* e filtros para geração de imagens de ultrassom com ondas planas**. 2020. 88 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2020. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Os métodos de *beamformers* adaptativos vieram para aprimorar os processamentos de imagens pelo método *Delay and Sum* (DAS), apresentando resultados positivos na melhora de resolução e contraste. Mesmo assim, o método de Mínima Variância (MV) tem muito a ser melhorado. Com isso, novas técnicas de *beamformer* adaptativo foram estudadas, uma delas é o *Generalized Sidelobe Canceler* (GSC) que pode melhorar consideravelmente a resolução lateral das imagens médicas de ultrassom, pois ajuda a reduzir os lóbulos secundários. Outra técnica é o *beamformer Eigenspace* baseado em Mínima Variância (EBMV), que é um *beamformer* adaptativo que pode suprimir grande parte do ruído e fornecer imagens com maior contraste e resolução em comparação com o método DAS e o método MV. Filtros também podem ser aplicados após o processamento de imagem a fim de reduzir sinais de *speckle* presentes nas imagens de ultrassom, como os filtros Wiener, Lee e Kuan. Neste trabalho foi combinado o método de *beamformer* adaptativo EBMV com *Generalized Sidelobe Canceler* (EBGSC) e filtros adaptativos para geração de imagens de ultrassom com ondas planas. Todos os dados *in vivo*, em *phantom* e simulados foram obtidos no site do *Plane Wave Challenge in Medical Ultrasound Imaging* (PICMUS). Os dados foram adquiridos usando um equipamento Verasonics Vantage 128 com um transdutor modelo L11-4v de 128 elementos. Os resultados foram comparados com os métodos bases DAS e MV. O método EBGSC-Kuan não apresentou grandes melhorias em relação às outras técnicas, já a técnica EBGSC-Lee, apresentou boas melhorias de contraste e redução de lóbulos laterais, sendo um indicativo para realizar mais pesquisas com esta técnica. O método EBGSC-Wiener foi o que apresentou melhores resultados nos aspectos de contraste, promovendo um aumento de 81% em relação ao método DAS e de 67% em relação ao método EBGSC. Também, apresentou redução de lóbulo lateral de 59,72 dB e 33,28 dB, comparado com as técnicas DAS e EBGSC. O método EBGSC-Wiener também foi o que apresentou melhor Razão de Distorção Geométrica (RDG), próxima de 1, o que representa menor distorção, sendo considerado uma boa opção para o processamento de imagens de ultrassom com ondas planas.

Palavras-chave: Ultrassom. Beamformer Adaptativo. Ondas Planas. GSC.

ABSTRACT

NEVES, Larissa Comar. **Implementation of adaptive beamformer combined with generalized sidelobe canceler and filters for generating plane wave ultrasound images.** 2020. 88 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2020. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Adaptive beamformer methods have been improving image processing by the Delay and Sum (DAS) method, with increasing resolution and contrast. Even so, the Minimum Variance (MV) method has much to be improved. Thus, new adaptive beamformer techniques have been studied, one of which is Generalized Sidelobe Canceler (GSC) which can considerably improve the lateral resolution of the medical ultrasound images, but the image contrast is not satisfactory. Another technique is the beamformer Eigenspace based on Minimum Variance (EBMV), which is an adaptive beamformer that can suppress much of the noise and provide images with higher contrast and resolution compared to the DAS and the MV methods. Filters can also be applied after image processing to reduce speckle signals present in ultrasound images such as the Wiener, Lee and Kuan. In this work we combined the beamformer adaptive EBMV method with Generalized Sidelobe Canceler and adaptive filters for plane wave ultrasound imaging. All the simulated, in phantom and in vivo data were obtained from Plane Wave Challenge in Medical Ultrasound Imaging (PICMUS) website. The data were acquired using a Verasonics Vantage 128 equipment using a L11-4v 128 elements transducer. The results were compared with DAS and MV. The EBGSC-Kuan method did not show great improvements comparing to the other techniques, whereas the EBGSC-Lee technique, presented good improvements in contrast and reduction of lateral lobes, being an indication to carry out more research with this technique. The EBGSC-Wiener method showed the best improvements in contrast aspects, promoting an improvement of 81% in relation to the DAS method and 67% in relation to the EBGSC method. Also, it presented a reduction of lateral lobe of -59.72 dB and -33.28 dB, compared with DAS and EBGSC techniques, respectively. The EBGSC-Wiener method was the one that best presented Geometric Distortion Ratio (RDG), close to 1, which represents less distortion, being considered a good option to work in the plane wave ultrasound imaging.

Keywords: Ultrasound. Adaptive Beamformer. Plane Wave. GSC.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Reflexão e refração de uma onda ultrassônica em uma interface plana. O ângulo de incidência θ_i é igual ao ângulo de reflexão θ_r , porém o ângulo θ_t é alterado.	23
Figura 2 – Coeficiente de atenuação em alguns tecidos de acordo com a variação da frequência da onda acústica.	26
Figura 3 – Tipos de transdutores de ultrassom. (a) Matricial linear. (b) Matricial linear convexo. (c) Matricial em fase.	28
Figura 4 – Exemplo de campo acústico gerado pela excitação de um segmento piezoelétrico.	29
Figura 5 – Ilustração de uma varredura por segmentos de um transdutor de 64 elementos. A abertura sintética é de 32 elementos, gerando 33 linhas de varredura.	30
Figura 6 – Exemplo de resolução axial, que determina a menor distância perceptível entre dois pontos no sentido do eixo de propagação do feixe.	31
Figura 7 – Exemplo de resolução lateral, que determina a menor distância perceptível entre dois pontos em um plano perpendicular ao de propagação do feixe.	31
Figura 8 – Esquema básico do <i>beamforming</i> de transmissão para um transdutor de 8 elementos piezoelétricos, mostrando o esquema dos atrasos para formação de um ponto focal.	32
Figura 9 – Geometria de uma matriz linear com região focal em um ponto P	33
Figura 10 – Esquema básico do <i>beamforming</i> de recepção para um transdutor de 8 elementos piezoelétricos, mostrando os atrasos e o somatório coerente.	34
Figura 11 – Modelo básico da utilização da transformada de Hilbert para obtenção da envoltória do sinal.	35
Figura 12 – Exemplo de utilização da transformada de Hilbert.	36
Figura 13 – Exemplo do processo de <i>scan conversion</i> . (a) Apresenta a sobreposição dos planos de coordenadas. (b) Exemplifica o processo de interpolação de vizinhos próximos a um <i>pixel</i>	37
Figura 14 – Diagrama básico de um sistema de ultrassom em Modo A.	38
Figura 15 – Ilustração de ecos em Modo A formada pela transmissão de uma onda de ultrassom que atravessa as interfaces 1, 2 e 3. (a) O sinal de ultrassom se propagando em diferentes interfaces e seus ecos. (b) Ecos modulados em Modo A sem a correção da atenuação. (c) Ecos modulados em Modo A após a correção das atenuações.	39
Figura 16 – Ilustração de uma imagem Modo B formada pela modulação de um sinal Modo A. (a) Sinal em Modo A. (b) Sinal em Modo B representado por pontos e escala de cinza.	40
Figura 17 – Imagem resultante de um objeto formada em Modo B.	40
Figura 18 – Diagrama básico de processamento e formação de imagem em Modo B.	41
Figura 19 – Exemplos de excitação com onda plana. a) Excitação de todos os elementos ao mesmo. b) Utilização de um <i>beamforming</i> para atraso nos tempos de excitação, gerando uma angulação que redireciona a frente de onda.	42
Figura 20 – (a) Frente de onda plana atingindo dois objetos e gerando os ecos. (b) Os ecos resultantes se apresentam em forma de hipérbole. (c) O sinal de varredura limita-se aos ápices, possibilitando a geração de imagem.	43
Figura 21 – A figura exemplifica em (a) os tempos de transmissão e recepção de um sinal de onda plana; (b) Os tempos de transmissão e recepção de um sinal de onda plana com inclinação no seu envio.	44
Figura 22 – Divisão da potência de saída do <i>beamformer</i> GSC. O caminho superior apresenta a componente não adaptativa do sinal $Z_a(k) = \vec{w}^H(S(k) + Ns(k))$, que corresponde	

à saída do sinal aplicando o peso \vec{w}_q^H aos sinais $X(k)$. O caminho inferior apresenta a componente adaptativa do sinal $Z_b(k) = \vec{w}_a^H N_s(k)$, que corresponde à saída do sinal aplicando o peso \vec{w}_a^H apenas à componente do ruído $N_s(k)$. A saída $Z_c(k)$ representa a diferença entre os dois caminhos.	48
Figura 23 – Aparelho Verasonics Vantage TM 128.	53
Figura 24 – <i>Phantom</i> CIRS, modelo 040 GSE, utilizado para aquisição de dados com equipamento Verasonics	55
Figura 25 – Em roxo as regiões do <i>phantom</i> utilizadas para aquisição de dados para análise de contraste (à esquerda) e distorção (à direita).	56
Figura 26 – Relação entre o desvio padrão (σ) e a largura total na metade do máximo (FWHM).	59
Figura 27 – Regiões utilizadas para análise das distorções geométricas. (a) Imagem obtida via simulação com Field II. (b) Imagem obtida via base de dados PICMUS em <i>phantom</i> com as regiões R5 e R6.	59
Figura 28 – Regiões de C1 a C6 para análise de contraste das imagens (a) obtida via simulação com Field II, (b) obtida via base de dados PICMUS em <i>phantom</i> e (c) <i>in vivo</i> corte transversal da carótida.	60
Figura 29 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em simulação com 11 planos de onda em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).	63
Figura 30 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em <i>phantom</i> com 11 planos de onda em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).	63
Figura 31 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com 11 planos de onda na região R1 em $x = 0$ mm.	63
Figura 32 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com 11 planos de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12$ mm e (b) R3 com $z = 40,15$ mm com os métodos DAS, MVGSC E EBGSC.	64
Figura 33 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).	66
Figura 34 – Resposta dos <i>beamformers</i> em <i>phantom</i> com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC (L = 64, K = 0, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).	66
Figura 35 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com 11 planos de onda para análise de distorção em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.	68
Figura 36 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com 11 planos de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12$ mm e (b) R3 com $z = 40,15$ mm com os métodos DAS, MVGSC, EBGSC, EBGSC-W, EBGSC-L e EBGSC-K.	69
Figura 37 – Gráfico das médias de FWHM Lateral para a imagem simulada.	70
Figura 38 – Resposta dos <i>beamformers</i> em <i>phantom</i> com 11 planos de onda para análise de distorção em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.	70
Figura 39 – Gráfico das médias de FWHM Lateral para a imagem em <i>phantom</i>	71
Figura 40 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.	73

Figura 41 – Resposta dos <i>beamformers</i> em <i>phantom</i> com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.	74
Figura 42 – Gráfico das médias de CR Lateral para a imagem simulada via Field II.	75
Figura 43 – Gráfico das médias de CR Lateral para a imagem em <i>phantom</i>	75
Figura 44 – Resposta dos <i>beamformers in vivo</i> com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características ultrassônicas de materiais.	26
Tabela 2 – Exemplos de aplicações comuns de ultrassom, comparando os métodos convencional e <i>ultrafast</i> em termos de taxa de quadros por segundo.	43
Tabela 3 – Parâmetros do equipamento Verasonics Vantage TM 128.	54
Tabela 4 – Parâmetros do transdutor L11-4v.	54
Tabela 5 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos da imagem simulada com Field II com 11 planos de onda nas regiões R1, R2 e R3.	64
Tabela 6 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos em <i>phantom</i> com 11 planos de onda nas regiões R1 e R2.	64
Tabela 7 – Valores de RDG das imagens resultantes da simulação com Field II e em <i>phantom</i>	65
Tabela 8 – Valores de PSL dos picos secundários dos picos centrais nas regiões R2 (Field II) e R6 (<i>phantom</i>).	65
Tabela 9 – Dados SNR e de contraste (CR, CNR) obtidos da imagem simulada com Field II e em <i>phantom</i> com 11 planos de onda nas regiões C2 e C5.	65
Tabela 10 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos da imagem simulada com Field II com 11 planos de onda nas regiões R1, R2 e R3.	69
Tabela 11 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos da imagem em <i>phantom</i> com 11 planos de onda nas regiões R5 e R6.	71
Tabela 12 – Valores de RDG das imagens resultantes da simulação com Field II e em <i>phantom</i>	72
Tabela 13 – Valores de PSL das imagens resultantes da simulação com Field II e em <i>phantom</i>	72
Tabela 14 – Dados SNR e de contraste (CR, CNR) obtidos da imagem simulada com Field II com 11 planos de onda na regiões C1, C2 e C3.	74
Tabela 15 – Dados SNR e de contraste (CR, CNR) obtidos da imagem em <i>phantom</i> com 11 planos de onda na regiões C4 e C5.	75
Tabela 16 – Dados de SNR e contraste (CR, CNR) obtidos da imagem gerada com dados <i>in vivo</i> com 11 planos de onda na região C6.	77

LISTA DE SIGLAS

A	Amplitude
ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
Ax	Axial
B	Brilho
CNR	Relação Contraste-Ruído
CR	Contraste
DAS	<i>Delay and Sum</i>
CC	Corrente contínua
DL	<i>Diagonal Loading</i>
EBMV	<i>Eigenspace</i> baseado em Mínima Variância
EBMV-K	EBMV com filtro Kuan
EBMV-L	EBMV com filtro Lee
EBMV-W	EBMV com filtro Wiener
EBGSC	<i>Eigenspace</i> com <i>Generalized Sidelobe Canceler</i>
EBGSC-K	EBGSC com filtro Kuan
EBGSC-L	EBGSC com filtro Lee
EBGSC-W	EBGSC com filtro Wiener
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>
GSC	<i>Generalized Sidelobe Canceler</i>
Lat	Lateral
LCMV	Mínima Variância Linearmente Restrita
LNA	<i>Low Noise Amplifier</i>
MMSE	Menor Erro Quadrático Médio
MV	Mínima Variância
MV-K	Mínima Variância com filtro Kuan
MV-L	Mínima Variância com filtro Lee
MV-W	Mínima Variância com filtro Wiener
MVGSC	Mínima Variância com <i>Generalized Sidelobe Canceler</i>
MVGSC-K	Mínima Variância com GSC e filtro Kuan
MVGSC-L	Mínima Variância com GSC e filtro Lee
MVGSC-W	Mínima Variância com GSC e filtro Wiener
PICMUS	<i>Plane Wave Challenge in Medical Ultrasound Imaging</i>
PSL	<i>Peak Sidelobe Level</i>
PVDF	<i>Polyvinylidene Difluoride</i>
PWI	<i>Plane Wave Imaging</i>
PZT	Titanato Zirconato de Chumbo
RDG	Razão de Distorção Geométrica

RF	Radiofrequência
ROI	<i>Region of Interest</i>
SNR	Relação Sinal-Ruído
SPL	<i>Spatial Pulse Length</i>
TGC	<i>Time Gain Compensation</i>
USTB	<i>Ultrasound ToolBox</i>
VCA	<i>Variable Controlled Amplifier</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

A_d	Amplitude
A_0	Amplitude inicial do sinal
\vec{a}	Vetor de direção $1 \times M$
B	Matriz dimensional $M \times (M-1)$
C_I	Coefficiente de variação da imagem com ruído
C_B	Coefficiente de variação do ruído
c	Velocidade de propagação da onda acústica no meio
c_i	Velocidade de propagação do som na incidência
c_t	Velocidade de propagação do som na transmissão
d	Distância percorrida pela onda
I	Matriz Identidade
$I_p(x,z)$	<i>Pixel</i> central
\overline{Im}	Valor médio da intensidade do filtro
i	Índice utilizado em vetores
$ker f$	Espaçamento entre elementos do transdutor
k	Índice utilizado em vetores
E_s	Subespaço do sinal
E_n	Subespaço do ruído
$H(t)$	Transformada de Hilbert
H_{Wiener}	Filtro Wiener
L	Abertura
M	Número total de elementos do transdutor
N	Número total de ondas
$Ns(k)$	Matriz que representa os sinais de interferência e ruídos
n	Número de ciclos
na	Número de elementos em cada abertura
ne	Número total de elementos do transdutor
nsc	Quantidade de linhas de varredura
$pitch$	Distância entre os centros dos elementos do transdutor
P_t	Potência de saída
$P(x_c, y_c, z_c)$	Ponto central de referência da abertura
$P(x_f, y_f, z_f)$	Ponto central da região focal
$P(x_i, y_i, z_i)$	Ponto central do elemento piezoelétrico i
R	Matriz de covariância do sinal
R_n	Matriz de covariância do ruído
R_s	Matriz de covariância esperada do sinal
r	Índice utilizado em vetores

$S(k)$	Matriz que representa os sinais recebidos sem ruídos e interferências
t	Tempo entre a transmissão e recepção da onda
$tr\{\}$	Traço da matriz de covariância
T_i	Taxa de quadros por segundo
U	Autovetores
$X(k)$	Matriz dos sinais recebidos com atraso no tempo
x	Dimensão lateral
W_{Kuan}	Coefficientes do filtro adaptativo Kuan
W_{Lee}	Coefficientes do filtro adaptativo Lee
\vec{w}	Vetor complexo de pesos
\vec{w}_a	Vetor de pesos adaptativos
\vec{w}_q	Vetor de pesos não adaptativos
\vec{w}_{GSC}	Vetor de pesos para o método GSC
\vec{w}_{EBMV}	Vetor de pesos para o método EBMV
\vec{w}_{EBGSC}	Vetor de pesos para o método EBGSC
Z_a	Impedância Acústica
$Z(k)$	Sinal de saída
Z_{Wiener}	Sinal de saída após filtro Wiener
$Z_{Wiener-Adap}$	Sinal de saída para <i>beamformer</i> adaptativo após filtro Wiener
$Z_{EBGSC-K}$	Sinal de saída para <i>beamformer</i> EBGSC-L
$Z_{EBGSC-L}$	Sinal de saída para <i>beamformer</i> EBGSC-K
$Z_{EBGSC-W}$	Sinal de saída para <i>beamformer</i> EBGSC-W
z	Dimensão axial
αc	Coefficiente de atenuação em dB/cm
α_i	Sequência angular
Δ	Constante da <i>Diagonal Loading</i>
θ_i	Ângulo de incidência
θ_t	Ângulo de transmissão
Λ	Autovalores
λ	Comprimento de onda
λ_i	Comprimento de onda de incidência
λ_t	Comprimento de onda de transmissão
μ	Coefficiente de atenuação
$\overline{\mu s}$	Valor médio da imagem
ρ	Densidade
σ	Desvio padrão
σ_{bck}	Desvio padrão da intensidade da região de fundo
σ_{cyst}	Desvio padrão da intensidade do cisto
τ	Tempos de atraso

τ_{rx}	Tempo de recepção até um elemento
τ_{tx}	Tempo de transmissão até um ponto (x,z)
φ_{bck}	Intensidade média da região de fundo da imagem
φ_{cyst}	Intensidade média do cisto
ω_i	Janela de apodização
*	Conjugado complexo
$[]^H$	Matriz Hermitiana
$[]^T$	Matriz Transposta
$\%R$	Porcentagem de reflexão
$\%T$	Porcentagem de transmissão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 OBJETIVOS	20
1.1.1 Objetivo Geral	20
1.1.2 Objetivos Específicos	21
1.1.3 Estrutura da Dissertação	21
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	22
2.1 ULTRASSOM	22
2.2 PROPAGAÇÃO DE ONDAS ULTRASSÔNICAS	22
2.2.1 Reflexão e Refração	22
2.2.2 Ecos	24
2.2.3 Atenuação	25
2.3 PRINCÍPIOS DE GERAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM	26
2.3.1 Transdutores	27
2.3.2 Resolução Espacial	30
2.3.3 Campo Acústico	31
2.3.4 <i>Beamforming</i>	32
2.3.4.1 <i>Beamforming</i> de Transmissão	32
2.3.4.2 <i>Beamforming</i> de Recepção	33
2.3.5 Processamento Digital de Sinais de Ultrassom	35
2.3.5.1 Filtragem de sinais	35
2.3.5.2 Demodulação	35
2.3.5.3 Compressão Logarítmica	36
2.3.5.4 <i>Scan Conversion</i>	37
2.4 IMAGENS DE ULTRASSOM	38
2.4.1 Modo A	38
2.4.2 Modo B	39
2.4.3 Imagem Modo B com Ondas Planas	41
2.4.3.1 <i>Beamformer Delay and Sum</i> (DAS)	43
2.4.3.2 <i>Beamformer</i> de Mínima Variância (MV)	45
2.4.3.3 <i>Generalized Sidelobe Canceler</i> (GSC)	47
2.4.3.4 <i>Beamformer</i> Eigenspace baseado em Mínima Variância (EBMV)	48
2.4.4 Filtros Adaptativos	49
2.4.4.1 Filtro Wiener	50
2.4.4.2 Filtro Lee	51
2.4.4.3 Filtro Kuan	51
3 MATERIAIS E MÉTODOS	53
3.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS	53
3.1.1 Equipamento Verasonics Vantage TM 128	53
3.1.2 Transdutor L11-4v	54
3.1.3 <i>Plane Wave Challenge in Medical Ultrasound Imaging</i> - PICMUS	54
3.1.3.1 <i>Phantom</i>	55
3.2 PROCESSAMENTO DE IMAGENS	55
3.2.1 Ferramenta USTB	56
3.3 <i>EIGENSPACE COM GENERALIZED SIDELLOBE CANCELER</i> (EBGSC)	56
3.4 EBGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS	57
3.4.1 EBGSC com filtro Wiener (EBGSC-W)	57

3.4.2 EBGSC com filtro Lee e filtro Kuan (EBGSC-L e EBGSC-K)	57
3.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS	58
3.5.1 Distorção Geométrica	58
3.5.2 Contraste	60
3.5.3 Relação Sinal Ruído (SNR)	61
4 RESULTADOS	62
4.1 <i>BEAMFORMER EIGENSPACE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELER</i>	62
4.1.1 Resultados de Distorção	62
4.1.2 Resultados de contraste	65
4.2 EBGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS	67
4.2.1 Distorção dos dados via Field II e <i>phantom</i>	67
4.2.2 Contraste dos dados via Field II e <i>phantom</i>	72
4.2.3 Resultados de Imagem dos dados <i>in vivo</i>	75
5 DISCUSSÕES	78
6 CONCLUSÃO	82
6.1 TRABALHOS FUTUROS	82
REFERÊNCIAS	84

1 INTRODUÇÃO

Os sistemas de ultrassom são amplamente utilizados na área biomédica para a análise diagnóstica de vários órgãos, membros, tecidos, entre outros, através da formação de imagens. Por não serem invasivos, em sua maioria, facilitam a sua utilização e podem não gerar dor ou desconforto ao paciente. Seus exames são realizados em tempo reduzido e as imagens geradas já podem ser imediatamente interpretadas pelo médico a realizar o exame. Tipicamente, seu custo é menor em relação a outros tipos de exames e equipamentos. Todas estas características qualificam o sistema de ultrassom como uma boa opção para ser utilizada e estudada para melhoramento. Sua aplicação e forma de processamento dos sinais dependem da região e das informações que se desejam analisar (WELLS, 1977; WEBSTER, 2010).

Atualmente, as imagens de ultrassom já apresentam qualidade suficiente para ajudar na identificação de anomalias, doenças e tumores em escalas pequenas, porém ainda existem pontos e tamanhos que passam despercebidos, principalmente em órgãos com movimento. Isso ocorre porque as ondas ultrassônicas, ao se propagarem em um meio, sofrem atenuações, reflexões, refrações e absorção, devido às impedâncias acústicas desse meio. Assim, a sua velocidade de propagação, sua intensidade e a direção de propagação variam de acordo com as características do tecido.

Também, devido à velocidade de propagação em cada meio (tecido humano e o tempo que leva para a aquisição dos sinais), ocorre limitação na quantidade de quadros que podem ser gerados para formação de imagem. Dessa forma, nem todos os tecidos humanos conseguem ser perfeitamente analisados, já que a limitação da taxa de quadros (*frame rate*) diminui a faixa de movimento que pode ser detectada. Ao longo dos anos, estudos foram feitos para criação de técnicas que melhorassem o *frame rate*, pois uma imagem com alta taxa de quadros (*High Frame Rate*) possibilita visualizar mais detalhes de uma região examinada e capturar de forma aproximada os movimentos.

Uma destas técnicas é representada pela utilização de ondas planas (também conhecida como *Ultrafast Ultrasound*) na formação de imagens de ultrassom, a fim de aumentar a taxa de quadros dos sistemas convencionais (MONTALDO et al., 2009; BERCOFF et al., 2011). Esta técnica permite transmitir vários feixes de onda ao mesmo tempo, podendo gerar uma imagem em apenas uma transmissão ultrassônica. Dessa forma, a taxa de quadros por segundo é limitada apenas pelo tempo de propagação e retorno do eco, e não mais pelo número de linhas

de varredura (JENSEN et al., 2005).

Diferente do modo tradicional, as ondas planas não geram focalização, assim ela é feita através de um somatório coerente entre os planos de ondas emitidos. O método *Delay and Sum* (DAS) é o método base que serve para gerar imagens de ultrassom com ondas planas (MONTALDO et al., 2009). Apesar da utilização de ondas planas permitir uma maior *frame rate* e imagens em menor tempo, o método DAS ainda precisa ser aprimorado em relação à qualidade de imagem. Com isso, surgiu um método de *beamformer* adaptativo (CAPON, 1969), baseado em mínima variância (MV), visando reduzir os efeitos de ruídos e interferências nas imagens. O método MV serve de base para estudos de *beamformers* adaptativos para processamentos de imagens, os quais permitem melhoria de resolução e contraste.

O *beamformer Eigenspace* baseado em MV (EBMV) é um método adaptativo empregado para separar o sinal em função do sinal desejado e o ruído, dessa forma permitindo a geração de imagens com melhor contraste. O método *Generalized Sidelobe Canceler* (GSC) permite suprimir parte da interferência e do ruído, pois utiliza pesos adaptativos em função apenas do sinal (SYNNEVAG et al., 2005). Outras técnicas também estudadas são a utilização de pós filtros, como os filtros Wiener, Lee e Kuan, entre outros, que permitem a melhoria de imagem em relação ao ruído de *speckle* presente (SIVAKUMAR et al., 2010; ALIABADI et al., 2016).

Neste trabalho, são apresentadas técnicas de reconstrução de imagens de ultrassom em Modo B com ondas planas, com foco na melhoria de técnicas de processamentos adaptativos a fim de gerar imagens de melhor qualidade comparadas aos métodos base DAS e MV.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho foi aprimorar as técnicas de processamento de imagens de ultrassom Modo B com ondas planas realizando a combinação do *beamformer Eigenspace* com GSC (EBGSC), que relaciona o subespaço do sinal ao vetor de peso GSC, elimina sinais de interferência e ruído, utilizando filtros adaptativos como os filtros Wiener, Lee e Kuan, de forma a realizar a comparação com os métodos tradicionais DAS e MV.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Implementar os algoritmos das técnicas de *Generalized Sidelobe Canceler*, *beamformer adaptativo Eigenspace* baseado em Mínima Variância (EBMV) e *beamformer adaptativo Eigenspace* com *Generalized Sidelobe Canceler* (EBGSC) para reconstrução de imagens Modo B com ondas planas.
- Implementar os filtros Wiener, Lee e Kuan e aplicar nos métodos implementados MV, EBMV e EBGSC.
- Realizar as reconstruções e comparar os resultados com as técnicas tradicionais DAS e MV, analisando a eficiência dos novos métodos em melhoramento de imagens.

1.1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está dividida em 6 capítulos: Introdução, Fundamentos Teóricos, Materiais e Métodos, Resultados, Discussões e Conclusão.

O capítulo 1 apresenta uma breve introdução e os objetivos deste projeto. O capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos base para processamentos de imagem de ultrassom, desde as características de propagação do sinal até as técnicas de processamento para geração de imagens Modo B com ondas planas. O capítulo 3 aborda o desenvolvimento do projeto, com os materiais e métodos utilizados. No capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos com as técnicas de estudo. Em seguida, no capítulo 5, são discutidos os resultados obtidos analisando sua validação experimental. Por fim, no capítulo 6, são apresentadas as conclusões e os possíveis trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo são abordados os fundamentos teóricos envolvidos no desenvolvimento do trabalho, as características de propagação de ondas ultrassônicas em um meio e alguns conceitos para formação de imagens de ultrassom utilizando métodos tradicionais e *beamformers* adaptativos.

2.1 ULTRASSOM

O ultrassom é uma onda mecânica com frequências acima da faixa audível (16 Hz a 20 kHz). Representam vibrações mecânicas que vão se propagando de partícula à partícula, alterando a pressão do ambiente ao redor (BRONZINO, 1986; HEDRICK et al., 1995). Através do transdutor, que converte sinais elétricos em mecânicos e mecânicos em elétricos, o ultrassom é transmitido pelos meios físicos e os ecos são recebidos (WELLS, 1977; WEBSTER, 2010).

Na área médica são mais utilizados sistemas de ultrassom com baixa intensidade, entre 10 mW/cm e 1 W/cm, trabalhando na faixa de frequência de 300 kHz a 20 MHz. Na área de fisioterapia, são utilizados sistemas de intensidade mais alta, em torno de 0,25 W/cm a 3 W/cm, com faixa de frequência de 1 MHz a 3 MHz (GRANADO, 2017). Para processos que necessitam de maior potência, como corte, raspagem, fragmentação e emulsificação, são utilizados sistemas com intensidades em torno de 10 W/cm a 50 W/cm, na faixa de frequência de 20 kHz a 50 kHz (HADJICOSTIS et al., 1984).

2.2 PROPAGAÇÃO DE ONDAS ULTRASSÔNICAS

A onda de ultrassom ao se propagar entre dois meios diferentes sofrerá alterações na sua intensidade, direção e velocidade de propagação, entre outros (WELLS, 1977). Dentre estas interações são destacadas algumas para melhor compreensão de sua propagação entre tecidos biológicos.

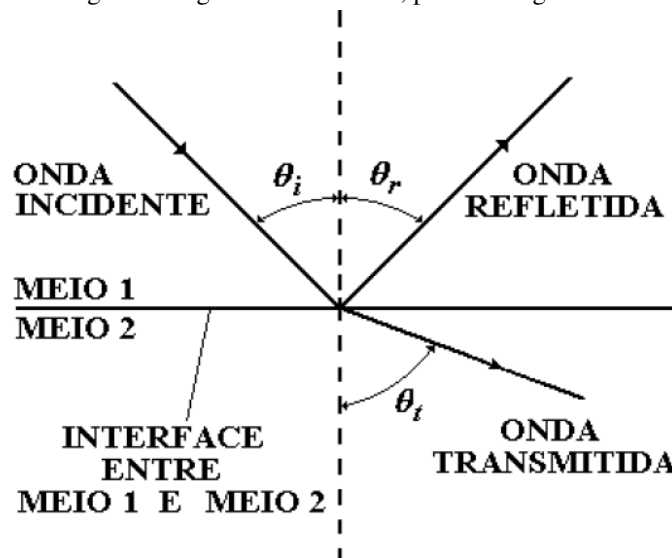
2.2.1 REFLEXÃO E REFRAÇÃO

Quando uma onda ultrassônica incide em uma interface entre dois meios ela pode sofrer reflexão e refração. A reflexão caracteriza-se por uma parte do sinal que retorna com a

mesma velocidade inicial. A refração representa uma parte do sinal que continua se propagando no novo meio, porém com velocidade alterada (HEDRICK et al., 1995).

Se a onda incide na interface com angulação, o sinal também será refletido com angulação igual em relação à linha perpendicular à interface (linha normal). Para o sinal refratado, o ângulo depende das características do meio, pois estas alteram a velocidade de propagação (WELLS, 1977), como exemplificado na Figura 1.

Figura 1 – Reflexão e refração de uma onda ultrassônica em uma interface plana. O ângulo de incidência θ_i é igual ao ângulo de reflexão θ_r , porém o ângulo θ_t é alterado.



Fonte: Maia (2004).

As velocidades em cada meio e os ângulos de incidência e transmissão podem ser relacionados através da Lei de Snell (WELLS, 1977).

$$\frac{\text{sen}\theta_i}{\text{sen}\theta_t} = \frac{c_i}{c_t} = \frac{\lambda_i}{\lambda_t} \quad (1)$$

Sendo que:

θ_i é o ângulo de incidência ou de reflexão;

θ_t é ângulo de transmissão ou de refração;

c_i é a velocidade de propagação do som no meio 1;

c_t é a velocidade de propagação do som no meio 2;

λ_i é o comprimento de onda que se propaga no meio 1;

λ_t é o comprimento de onda que se propaga no meio 2.

Naturalmente, os meios apresentam uma resistência própria à passagem de uma onda ultrassônica, chamada de impedância acústica (Z). Se os meios possuem impedâncias acústicas diferentes ocorre reflexão e refração e se os meios possuem impedâncias acústicas iguais, o ultrassom é totalmente transmitido (WELLS, 1977).

A impedância acústica é calculada pela Equação 2.

$$Z = c\rho \quad [10^6(\text{kg}/(\text{m}^2\text{s}))] \quad (2)$$

Sendo que:

ρ é densidade do meio [kg/m^3];

c é a velocidade do som no meio [m/s].

Sabendo-se as impedâncias em cada lado da interface, meio 1 (Z_1) e meio 2 (Z_2), pode-se calcular a porcentagem da intensidade (W/cm^2) da onda refletida ($\%R$) e transmitida ($\%T$) (SZABO, 2004), por meio da Equação 3 e da Equação 4, respectivamente.

$$\%R = \left(\frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \right)^2 100\% \quad (3)$$

$$\%T = \frac{4Z_2 Z_1 \cos \theta_i \cos \theta_t}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2} 100\% \quad (4)$$

2.2.2 ECOS

Em um sistema, o sinal de ultrassom pode se propagar por várias interfaces – como exemplo o corpo humano que possui camadas de gordura, músculo, órgãos, entre outros – logo, a cada transição entre meios, o sinal sofrerá uma nova reflexão. Dessa forma, o transdutor de recepção perceberá diferentes sinais refletidos em instantes de tempo diferentes e essas várias reflexões são conhecidas como ecos (HEDRICK et al., 1995).

É possível calcular a profundidade de cada interface, ou distância (d) percorrida pelo sinal, conhecendo-se a velocidade de propagação do ultrassom (c) naquele meio e o tempo (t) entre a transmissão da onda e a recepção da sua reflexão (seu eco) (HEDRICK et al., 1995).

Esse cálculo é dado pela Equação 5.

$$d = \frac{ct}{2} \quad (5)$$

2.2.3 ATENUAÇÃO

Os sinais de ultrassom, ao se propagarem nos meios, têm uma parte de sua energia absorvida e reduzida. Isto ocorre devido a fatores como espalhamento, conversão de uma parte dessa energia em outra (geralmente energia térmica), difração, ao tempo para as moléculas retornarem às suas posições (tempo de relaxação), à viscosidade de líquidos presentes no meio e à frequência (SHUNG, 2017). Em frequências maiores, ocorre maior agitação das moléculas, alterando as características de viscosidade e relaxação do meio (MAIA, 2004).

A amplitude (A_d) de um sinal decai exponencialmente em função de um coeficiente de atenuação (μ) e da distância (d) percorrida pela onda (HEDRICK et al., 1995),

$$A_d = A_0 e^{-\mu d}, \quad (6)$$

na qual A_0 é a amplitude inicial do sinal e μ é o coeficiente de atenuação em nepers/cm.

Em termos do coeficiente de atenuação, a Equação 6 pode ser reescrita como:

$$\mu(\text{nepers/cm}) = \frac{1}{d} \ln\left(\frac{A_0}{A_d}\right) \quad (7)$$

e pode ser representada em decibéis como:

$$\alpha_c(\text{dB/cm}) = 20(\log e)\mu = 8,686\mu \quad (8)$$

sendo que α_c é o coeficiente de atenuação em dB/cm.

Cada meio apresenta um coeficiente de atenuação característico e na Tabela 1 são apresentados valores padrões para alguns materiais e tecidos.

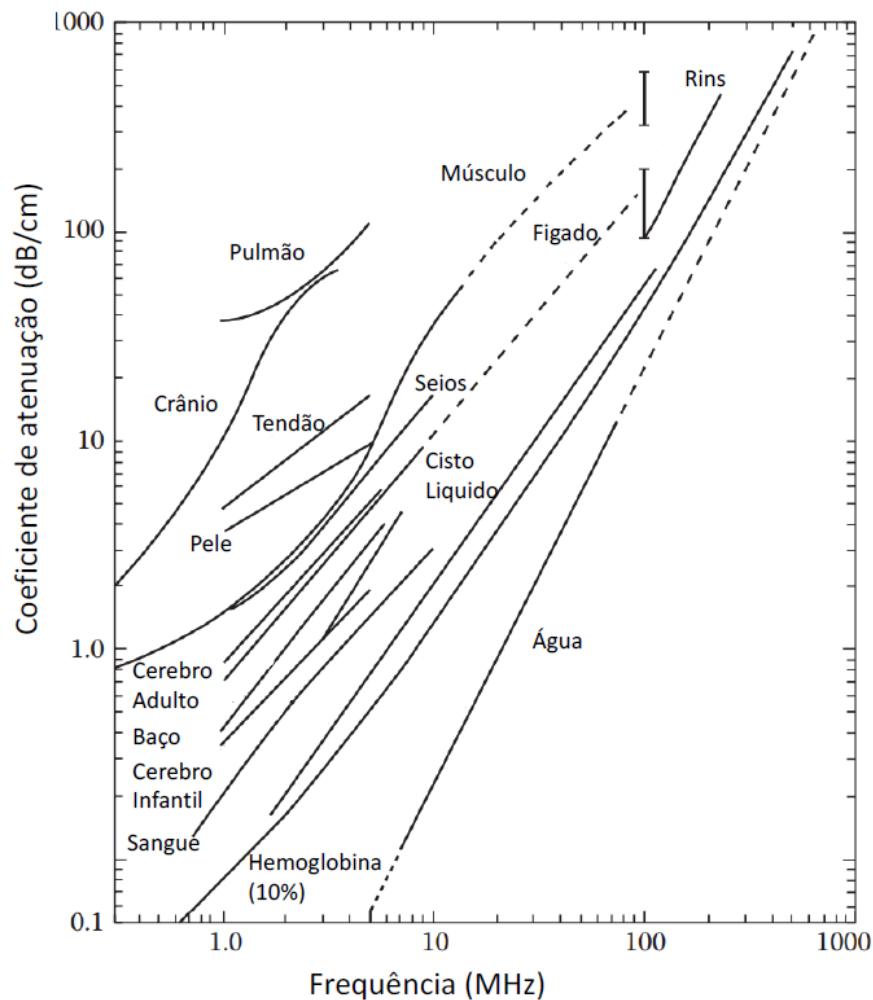
A Figura 2 apresenta o coeficiente de atenuação em alguns tecidos de acordo com a frequência da onda acústica.

Tabela 1 – Características ultrassônicas de materiais.

Material	Velocidade c [m/s]	Densidade ρ [kg/m ³]	Impedância Z_a [kg/(m ² s)] x10 ⁶	Coefficiente de atenuação αc a 1 MHz [dB/cm]
Água	1520	1000	1,52	0,002
Ar	330	1,2	0,0004	12
Alumínio	6300	2700	17	0,018
Gordura	1460-1470	920	1,34-1,35	0,6
Músculo	1540-1630	1070	1,65-1,74	1,5-2,5
Osso	2700-4100	1380-1810	3,7-7,4	10
Polietileno	2000	920	1,84	-
Pulmão	650	400	0,26	40
PZT	4000	7700	30,8	-
Sangue	1530	1060	1,6	0,1

Fonte: Adaptado de Maia (2004).

Figura 2 – Coeficiente de atenuação em alguns tecidos de acordo com a variação da frequência da onda acústica.



Fonte: Adaptado de Webb (1988).

2.3 PRINCÍPIOS DE GERAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM

Um sistema de ultrassom, de maneira básica, é composto por uma parte de *hardware* responsável pela geração de um pulso elétrico que irá excitar o transdutor de transmissão, o

qual converterá esse sinal em uma onda mecânica (ultrassom) que será transmitida ao meio. O eco resultante desse sinal será captado pelo transdutor de recepção que converterá esse sinal em um pulso elétrico, o qual então poderá ser processado analogicamente e digitalmente, passando por filtros, compensador de ganhos, para, por fim, ser possível gerar as imagens de ultrassom do meio analisado.

2.3.1 TRANSDUTORES

Os transdutores de ultrassom são os responsáveis pela transmissão e recepção dos sinais ultrassônicos. São materiais capazes de realizar a conversão de um sinal elétrico em um sinal mecânico e vice-versa. Em sua composição apresentam um conjunto de elementos piezoelétricos, ou seja, materiais que ao serem inseridos na presença de um campo elétrico sofrem uma deformação mecânica, e que podem ser feitos a partir de cristais, polímeros e cerâmicas, como o PZT (Titanato Zirconato de Chumbo) e o PVDF (*Polyvinylidene difluoride*) (YOUNG, 1990).

Estes elementos podem ser alinhados de forma plana ou convexa e são separados entre si por uma distância conhecida como *kerf*, com a distância entre os centros dos elementos chamada de *pitch*, que deve ser menor ou igual à metade do comprimento de onda da frequência fundamental ($pitch \leq \lambda/2$). A maneira de montagem do transdutor e o material utilizado interferem na qualidade de imagem (SHUNG, 2017).

Os sinais de ultrassom gerados são compostos por um conjunto de frequências que determinam a largura de banda de cada transdutor. A largura de banda interfere diretamente na qualidade da imagem de ultrassom e está relacionada com o comprimento espacial do pulso (SPL - *Spatial Pulse Length*), que é determinado pelo comprimento de onda (λ) e pelo número de ciclos (n):

$$SPL = n\lambda \quad (9)$$

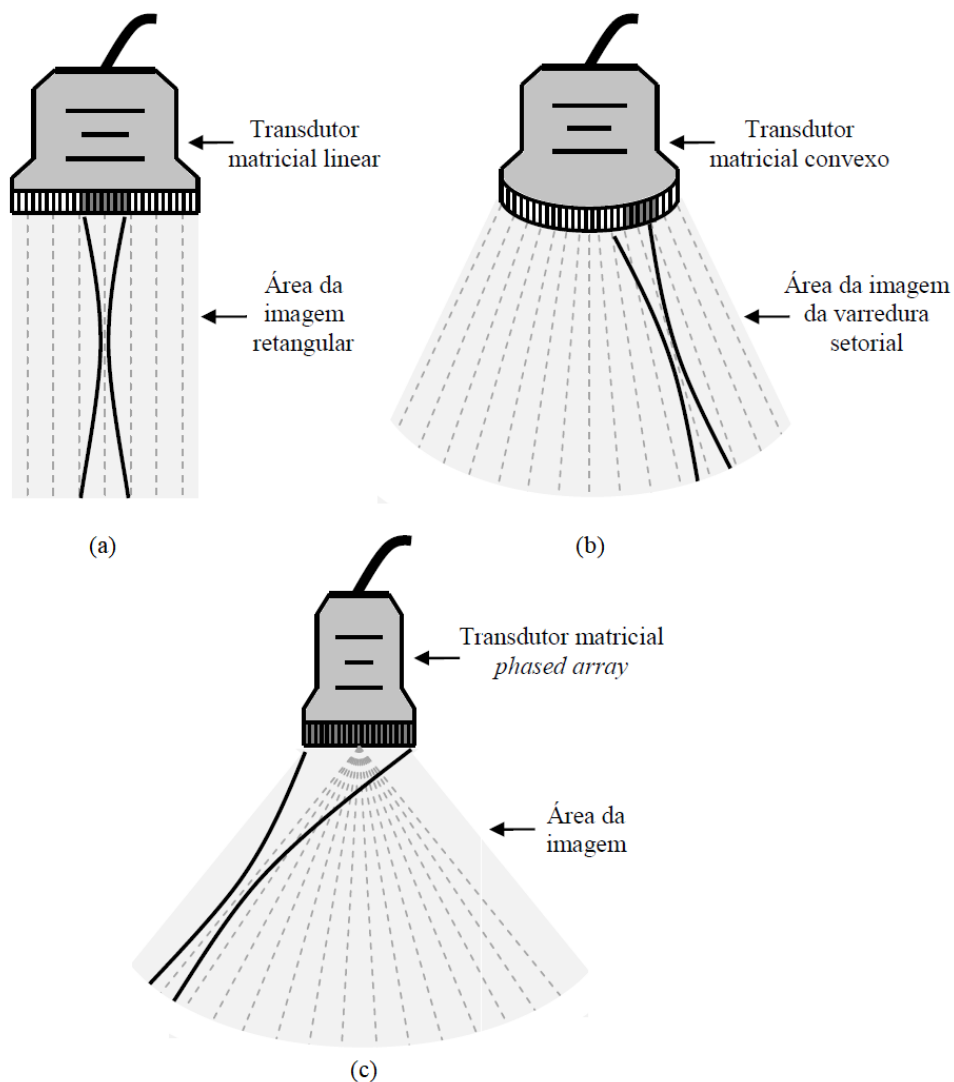
Quanto maior a largura de banda, menor será o comprimento espacial do pulso e, conseqüentemente, a resolução axial será melhor (MAIA, 2004).

Um dos grandes problemas na transmissão de sinais de ultrassom está na formação de lóbulos secundários ao redor do lóbulo principal de energia ultrassônica que ocorrem

devido ao transdutor. Dentre esses lóbulos estão os lóbulos laterais (*sidelobes*) que surgem pelas reverberações e interferências na interface cristal/tecido. Geralmente, são sinais de baixa intensidade, mas que podem gerar falsos pontos de interesse (ASSEF, 2013).

Dentre os tipos de transdutores de multielementos utilizados para imagens bidimensionais, existem os de matriz linear e os de matriz em fase (*phased array*). O transdutor de matriz linear é composto por vários elementos piezoelétricos dispostos igualmente de forma plana, gerando uma imagem retangular (Figura 3(a)), ou convexa (Figura 3(b)), que apresenta uma área maior de análise. Em ambos os casos, o princípio de funcionamento consiste na excitação dos elementos piezoelétricos individualmente ou em segmentos (chamados de abertura ou *aperture*), gerando várias linhas de varredura (*scanlines*) (JENSEN, 1996).

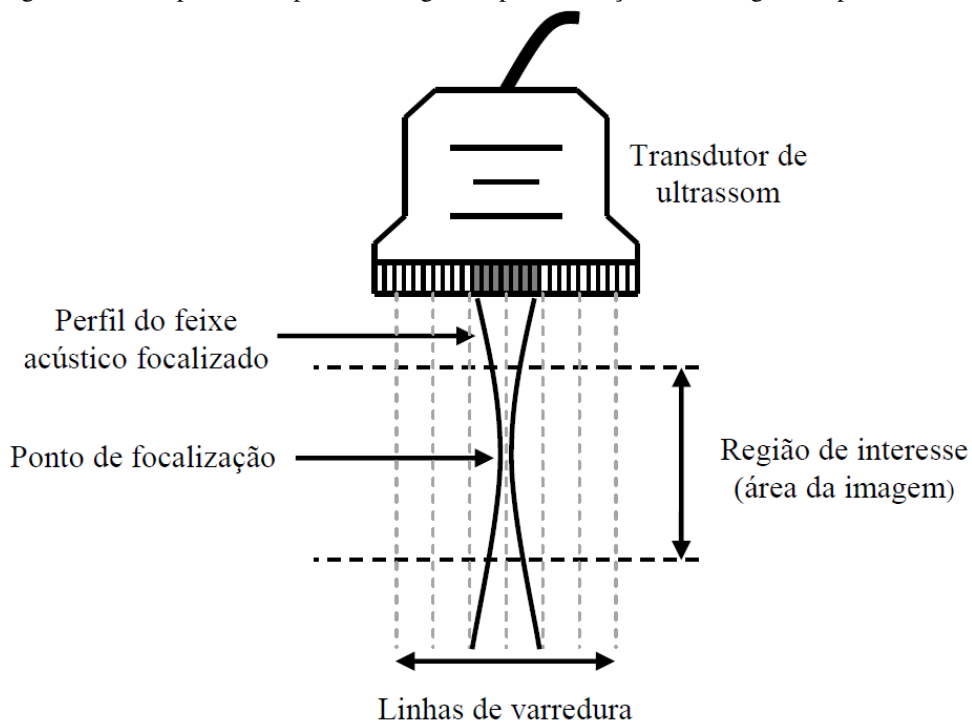
Figura 3 – Tipos de transdutores de ultrassom. (a) Matricial linear. (b) Matricial linear convexo. (c) Matricial em fase.



Fonte: Adaptado de Assef (2013).

Convencionalmente, em cada nova linha de varredura as ondas de ultrassom são direcionadas para um determinado ponto focal (ocorrendo um deslocamento horizontal dessa focalização) através de técnicas de atraso de tempo nos disparos de ultrassom (*beamforming*) (NIKOLOV et al., 2006). Ao final da excitação de todas as *scanlines* e da obtenção dos ecos correspondentes, o sistema de ultrassom altera a região de focalização verticalmente e repete o processo de varredura até que toda a região de interesse (ROI - *Region of Interest*) seja analisada (OLYMPUS, 2004). A Figura 4 ilustra esse exemplo.

Figura 4 – Exemplo de campo acústico gerado pela excitação de um segmento piezoelétrico.



Fonte: Assef (2013).

O transdutor de matriz em fase é semelhante fisicamente ao transdutor de matriz linear, porém difere na forma de excitação dos elementos piezoelétricos. Neste caso, seu funcionamento consiste na excitação de todos os elementos ao mesmo tempo, sendo a região de focalização definida apenas com atrasos nos pulsos de excitação. A Figura 3(c) exemplifica um modelo de matriz de fase.

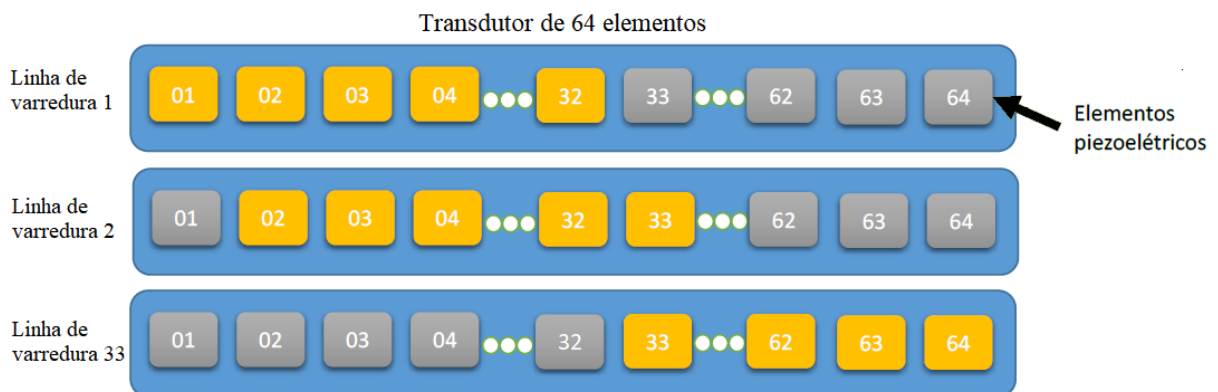
O método de excitação de um conjunto de elementos piezoelétricos para focalizar um ponto específico é chamado de abertura focal sintética (JENSEN, 1996). Sabendo-se o tamanho da abertura, é possível calcular a quantidade de linhas de varredura de um sistema (n_{sc}) pela

Equação 10:

$$nsc = ne - na + 1 \quad (10)$$

em que ne é o número total de elementos do transdutor e na é o número de elementos em cada abertura. A Figura 5 exemplifica um transdutor de 64 elementos, com abertura sintética focal de 32 elementos, gerando assim 33 linhas de varredura.

Figura 5 – Ilustração de uma varredura por segmentos de um transdutor de 64 elementos. A abertura sintética é de 32 elementos, gerando 33 linhas de varredura.



Fonte: Adaptado de Granado (2017).

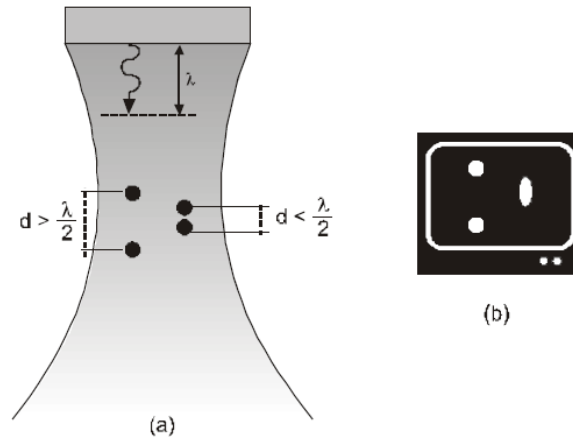
2.3.2 RESOLUÇÃO ESPACIAL

A resolução espacial é definida como a menor distância entre dois pontos refletores em que ainda é possível distingui-los. As principais resoluções são a resolução axial e resolução lateral.

No eixo axial, a resolução determina a menor distância entre dois objetos inseridos na mesma direção de propagação do feixe (CHRISTENSEN, 1988). Esta resolução está diretamente relacionada com o comprimento espacial do pulso e determina as dimensões do menor objeto detectável ao longo do eixo do feixe. Um comprimento espacial de pulso menor, terá uma largura de banda maior, que proporciona uma melhor resolução axial. O menor valor de resolução axial é definido como metade do comprimento de pulso (HEDRICK et al., 1995), como mostra a Figura 6.

A frequência também influencia na resolução axial. Em frequências maiores ocorrem resoluções melhores, porém com aumento da frequência ocorre o aumento de atenuação do sinal pelos tecidos, diminuindo a profundidade possível de investigação (MAIA, 2004).

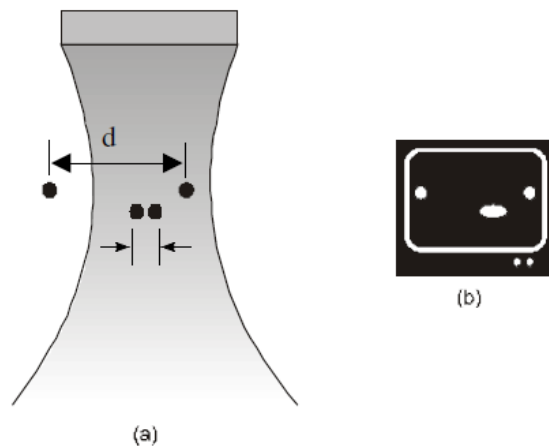
Figura 6 – Exemplo de resolução axial, que determina a menor distância perceptível entre dois pontos no sentido do eixo de propagação do feixe.



Fonte: Maia (2004).

No eixo lateral, a resolução determina a menor distância perceptível entre dois objetos inseridos em um plano perpendicular ao plano de propagação do feixe. Esta resolução está diretamente relacionada com a largura do feixe e varia com a profundidade (YIN e LIU, 2009), como mostrado na Figura 7. Nas regiões de foco e também em maiores frequências a resolução lateral é melhor (HEDRICK et al., 1995).

Figura 7 – Exemplo de resolução lateral, que determina a menor distância perceptível entre dois pontos em um plano perpendicular ao de propagação do feixe.



Fonte: Maia (2004).

2.3.3 CAMPO ACÚSTICO

O campo acústico de um transdutor é dividido em duas regiões: a região de campo próximo ou região de difração de Fresnel, e a região de campo distante ou a região de Fraunhofer. Na primeira região ocorre a maior concentração de energia do feixe e não há

divergência. Já na região de campo distante, ocorre a divergência do feixe e a atenuação do sinal ao longo de sua propagação no meio (WEIGHT e HAYMAN, 1978; HAYMAN e WEIGHT, 1979; FISH, 1990).

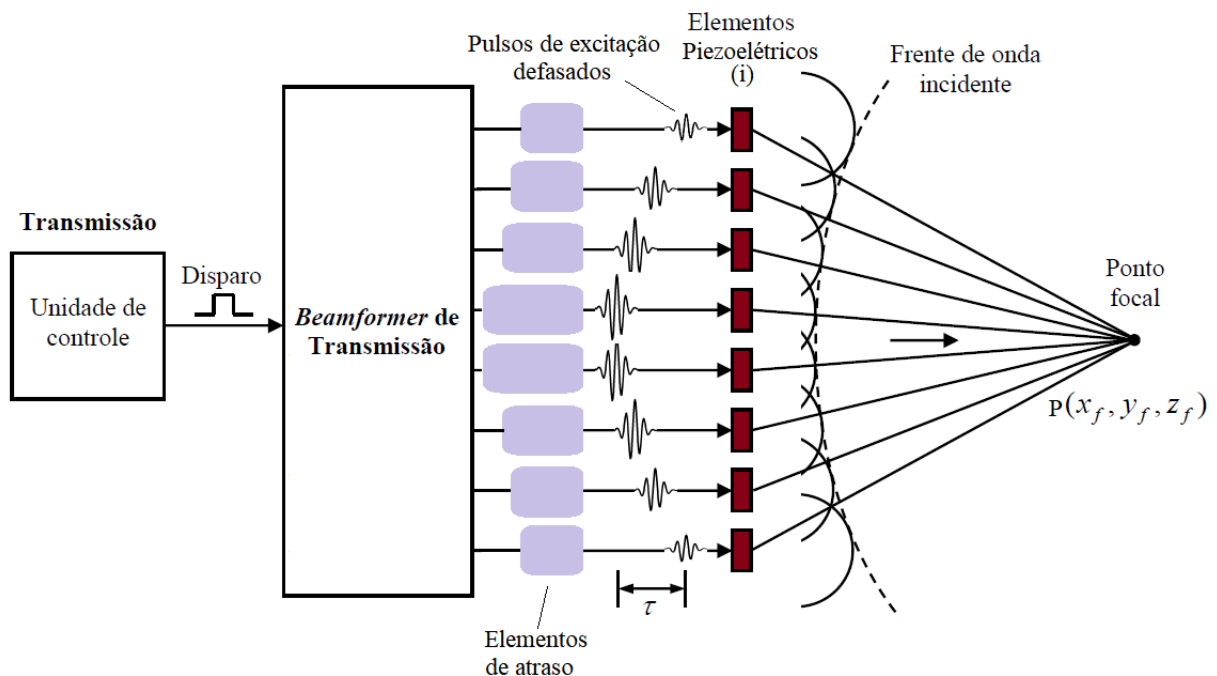
2.3.4 BEAMFORMING

A técnica de direcionar várias ondas acústicas para uma região ou um ponto focal é chamada de *beamforming* podendo ser dividida em *Beamforming* de Transmissão e Recepção.

2.3.4.1 BEAMFORMING DE TRANSMISSÃO

Esse método gera um atraso de tempo para cada elemento de uma abertura da matriz, possibilitando uma região de focalização (MATRONE et al., 2015). A Figura 8 ilustra esse modelo.

Figura 8 – Esquema básico do *beamforming* de transmissão para um transdutor de 8 elementos piezoelétricos, mostrando o esquema dos atrasos para formação de um ponto focal.



Fonte: Adaptado de Thomenius (1996).

O *beamforming* de transmissão representa a excitação dos elementos piezoelétricos dos transdutores em diferentes instantes de tempo, de acordo com as suas disposições, a fim de alcançar determinado ponto de foco. Para se alcançar a região desejada, são calculados os

tempos de atraso (τ_i) e a janela de apodização¹ (ω_i) para cada elemento do transdutor em i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) (CINCOTTI et al., 1999).

O tempo de atraso de cada elemento pode ser calculado por:

$$\tau_i = \frac{\sqrt{(x_c - x_f)^2 + (y_c - y_f)^2 + (z_c - z_f)^2} - \sqrt{(x_i - x_f)^2 + (y_i - y_f)^2 + (z_i - z_f)^2}}{c} \quad (11)$$

sendo que $P(x_f, y_f, z_f)$ é o ponto central da região focal;

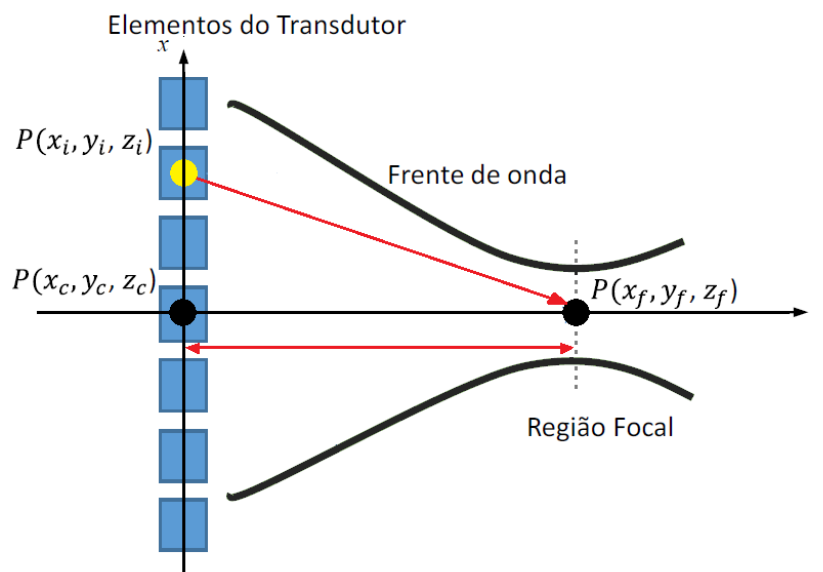
$P(x_i, y_i, z_i)$ é o ponto central do elemento piezoelétrico i ;

$P(x_c, y_c, z_c)$ é o ponto central de referência da abertura;

c é a velocidade de propagação da onda acústica no meio.

A Figura 9 apresenta os pontos de interesse para o cálculo do tempo de atraso.

Figura 9 – Geometria de uma matriz linear com região focal em um ponto P .



Fonte: Adaptado de Jensen (2001).

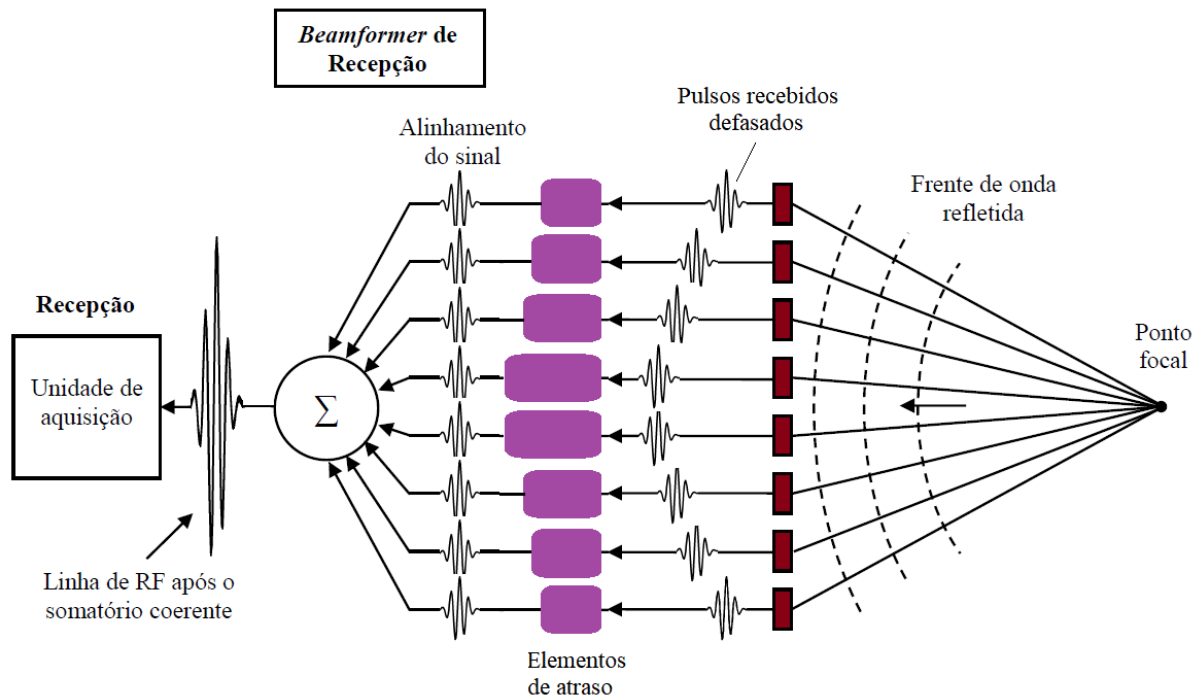
2.3.4.2 BEAMFORMING DE RECEPÇÃO

O objetivo do *beamforming* de recepção é alinhar todos os ecos, compensando os atrasos de tempo, as atenuações sofridas no decorrer da propagação, para então realizar a soma

¹ Apodização é utilização de janelas de ponderação para melhorar a directividade do campo acústico e reduzir lóbulos laterais (MAIA, 2004).

coerente dos sinais recebidos e poder, digitalmente, processar uma imagem como mostra a Figura 10. Os ecos que chegam ao transdutor são oriundos de regiões de campo próximo, apresentando maiores amplitudes e intensidades, e de regiões de campo distante, sendo mais fracos devido a maiores atenuações.

Figura 10 – Esquema básico do *beamforming* de recepção para um transdutor de 8 elementos piezoelétricos, mostrando os atrasos e o somatório coerente.



Fonte: Adaptado de Thomenius (2005).

Com isso, é necessário realizar a compensação da atenuação para o sinal, que é realizada pelo módulo de Amplificação de Ganho Variável (VCA - *Variable Controlled Amplifier*), que avalia o ganho necessário para o eco recebido. O VCA é composto por amplificadores de baixo ruído (LNA - *Low Noise Amplifier*) e um compensador de atenuação pelo tempo (TGC - *Time Gain Compensation*) (HEDRICK et al., 1995).

Nos sistemas mais modernos, para reduzir o problema dos lóbulos laterais, o sinal passa por um processo de apodização e por filtros *anti-aliasing*, a fim de diminuir ruídos presentes, para então ser convertido para sinal digital, sendo processado para geração de uma imagem de ultrassom (MAGEE e ALI, 2009).

2.3.5 PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS DE ULTRASSOM

A seguir, serão abordadas as etapas importantes de processamento digital de sinais para formação de imagens.

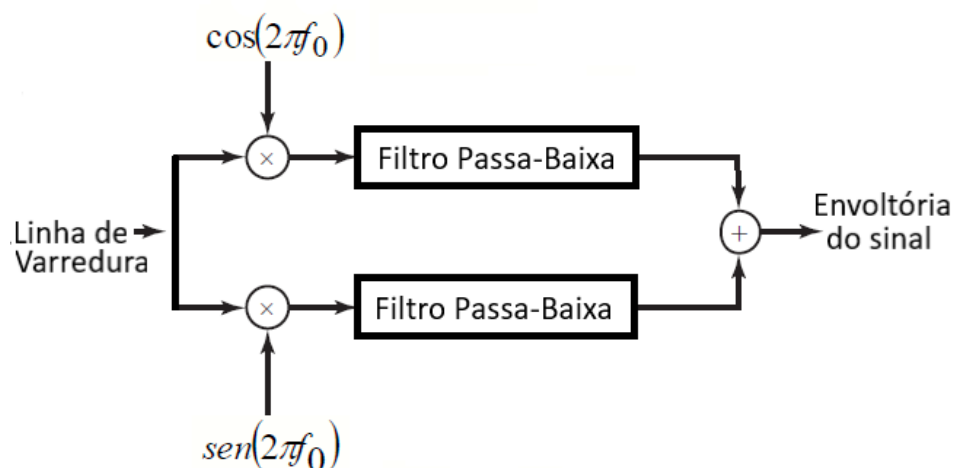
2.3.5.1 FILTRAGEM DE SINAIS

Os sinais, após serem convertidos de analógicos para digitais pelo conversor analógico-digital (ADC - *Analog to Digital Converter*), precisam ser normalizados passando por processos de filtragem digital, a fim de remover nível CC (corrente contínua), ruídos e frequências altas indesejadas presentes tanto pela conversão quanto por interferências do meio de propagação. São utilizados para essa filtragem filtros tipo passa-faixa (ALI et al., 2008).

2.3.5.2 DEMODULAÇÃO

Nesta etapa é possível identificar a linha de varredura final da faixa de frequência (f_0) da portadora do eco, pela demodulação e detecção da envoltória do sinal. A transformada de Hilbert, Equação 12, permite determinar o envelope do sinal, através da soma coerente das componentes em fase e quadratura (OPPENHEIM e SCHAFFER, 1975), conforme mostrado na Figura 11.

Figura 11 – Modelo básico da utilização da transformada de Hilbert para obtenção da envoltória do sinal.



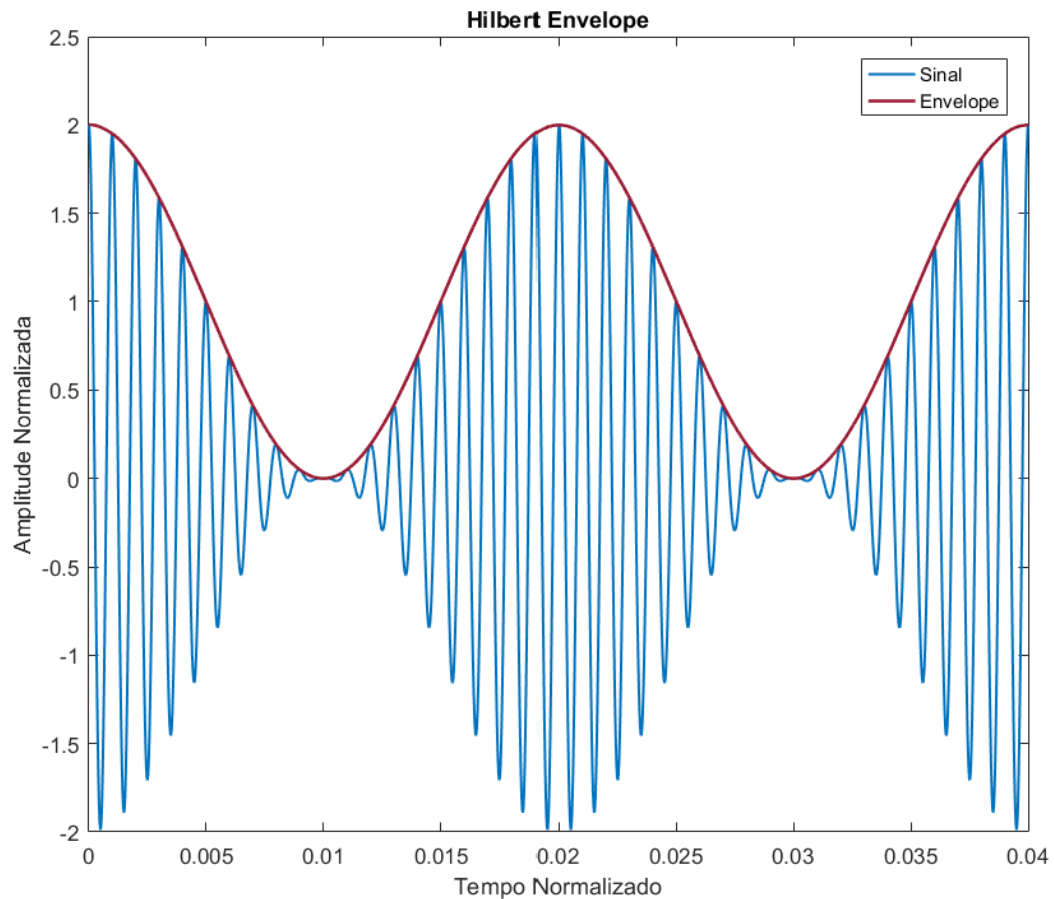
Fonte: Adaptado de Oppenheim e Schaffer (1975).

Essa técnica é amplamente utilizada para formação de imagens no Modo B, cujo brilho é modulado a partir da imagem em Modo A do sinal. A Figura 12 apresenta um exemplo desta

aplicação para detecção de envoltória de um sinal de RF.

$$H(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x)}{t-x} dx \quad (12)$$

Figura 12 – Exemplo de utilização da transformada de Hilbert.



Fonte: Autoria própria.

2.3.5.3 COMPRESSÃO LOGARÍTMICA

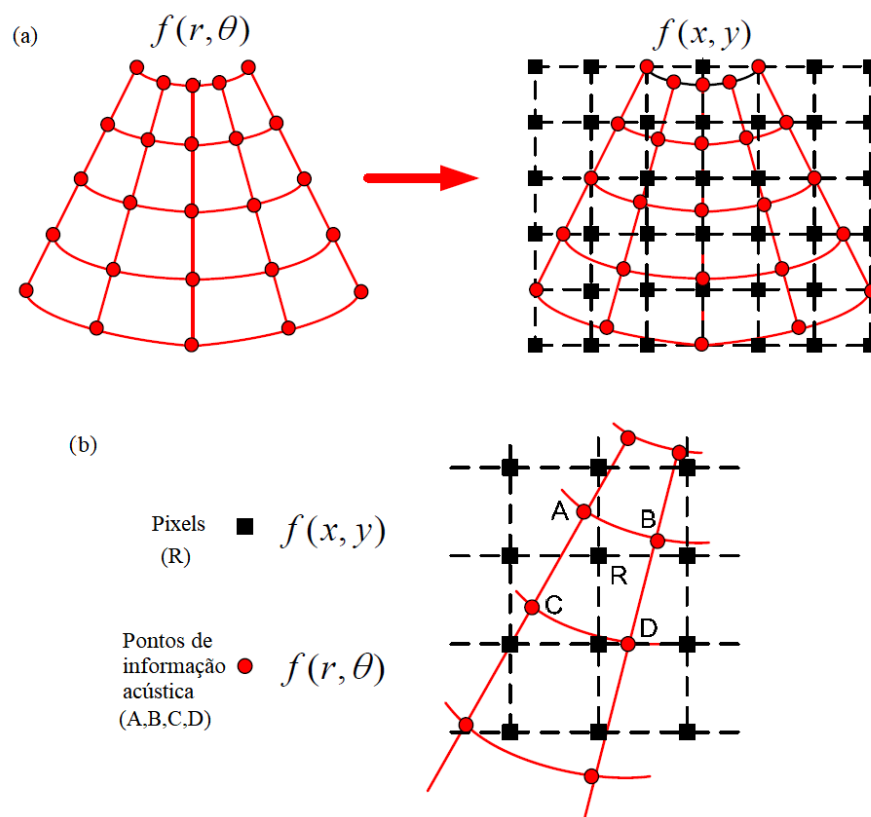
Algumas vezes o sinal de varredura processado se apresenta fora das escalas de exibição de cinza do aparelho de ultrassom. Então, para resolver esse problema, é utilizada a compressão logarítmica para comprimir a faixa de varredura, adequando-se à escala de cinza de visualização do monitor de exibição do aparelho de ultrassom, melhorando a relação de contraste do sinal (ASSEF, 2013).

2.3.5.4 SCAN CONVERSION

Nos aparelhos de ultrassom, quando utilizados transdutores convexos ou *phased arrays*, os dados são armazenados em coordenadas polares. Então, é necessário realizar a transformação dessas coordenadas a fim de que seja possível apresentar a imagem em um monitor. Esse processo é chamado de conversão de varredura (*Scan Conversion*), que converte dados de imagem salvos na forma de coordenadas polares para dados em coordenadas cartesianas (AHN et al., 2009).

Em sua maioria, os dados não se apresentam nas regiões dos *pixels* e, com o aumento da profundidade, a densidade de dados torna-se mais esparsa, aumentando os *pixels* que não são cobertos pelos feixes. Portanto, é necessário realizar o processamento da imagem utilizando técnicas de interpolação de sinal, para que cada *pixel* apresente um valor correspondente ao feixe (ALI et al., 2008). Na Figura 13 é ilustrado o processo de *scan conversion*, inicialmente representado em (a) pela sobreposição dos planos de coordenadas, seguido do processo de interpolação em (b).

Figura 13 – Exemplo do processo de *scan conversion*. (a) Apresenta a sobreposição dos planos de coordenadas. (b) Exemplifica o processo de interpolação de vizinhos próximos a um *pixel*.



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

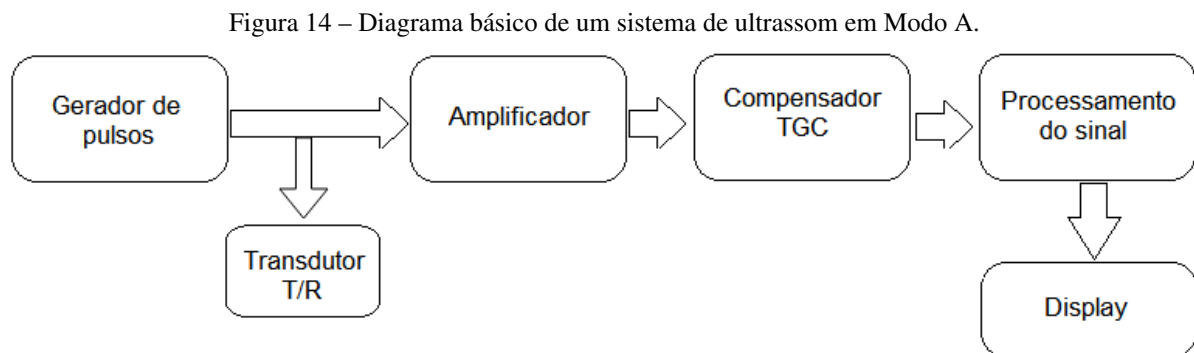
As interpolações mais utilizadas são as interpolações 2x2, que fazem aproximação dos 4 vizinhos mais próximos e, em casos mais avançados, a interpolação 4x4, que faz aproximação dos 16 vizinhos mais próximos (GRANADO, 2017).

2.4 IMAGENS DE ULTRASSOM

Nesta seção serão apresentadas alguns tipos de imagens geradas pelos métodos anteriores que são de interesse de estudo deste trabalho.

2.4.1 MODO A

O Modo A ou Modo Amplitude é baseado nos princípios de leitura dos ecos recebidos. Um transdutor é excitado transmitindo um pulso de ultrassom para uma região de interesse e os diferentes ecos são captados, amplificados e analisados, como exemplificado no diagrama da Figura 14.

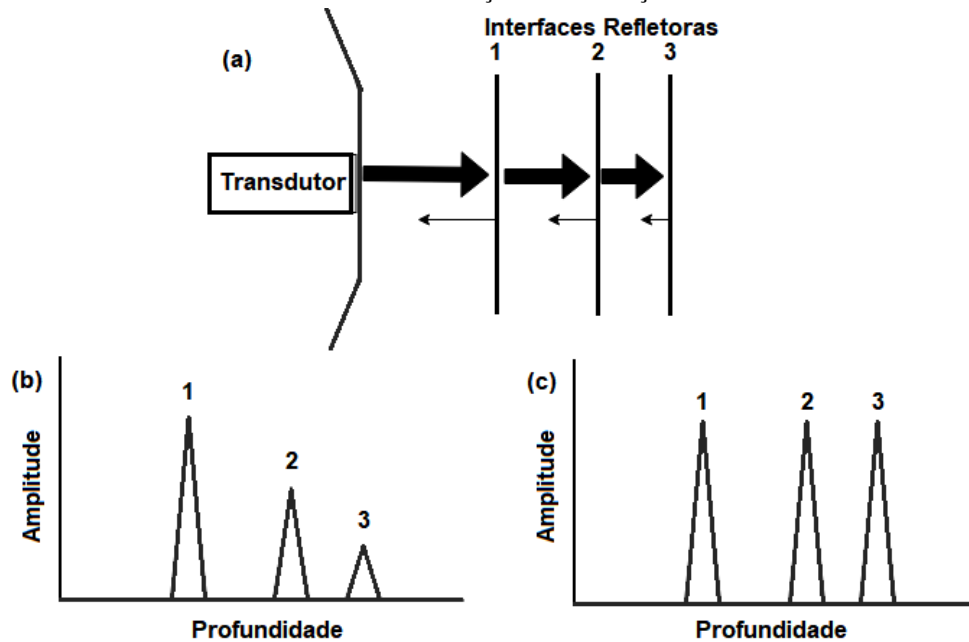


Fonte: Adaptado de Szabo (2004) e de Hedrick et al. (1995).

Nesse modo, apenas objetos e interfaces presentes na direção da propagação da onda são estudados. O resultado final corresponde a um gráfico da amplitude do eco pelo tempo de propagação, ou profundidade (SZABO, 2004). A Figura 15 ilustra os ecos em Modo A formados pela transmissão de uma onda de ultrassom entre meios diferentes, sem e com o compensador de atenuação pelo tempo (TGC).

Os ecos em Modo A foram as primeiras formas de ultrassonografia e são utilizados para identificar determinadas profundidades. Em aplicações médicas são utilizadas na área de oftalmologia, para determinar padrões de crescimento do olho, objetos estranhos e identificação da presença de tumores (HEDRICK et al., 1995).

Figura 15 – Ilustração de ecos em Modo A formada pela transmissão de uma onda de ultrassom que atravessa as interfaces 1, 2 e 3. (a) O sinal de ultrassom se propagando em diferentes interfaces e seus ecos. (b) Ecos modulados em Modo A sem a correção da atenuação. (c) Ecos modulados em Modo A após a correção das atenuações.



Fonte: Adaptado de Hedrick et al. (1995).

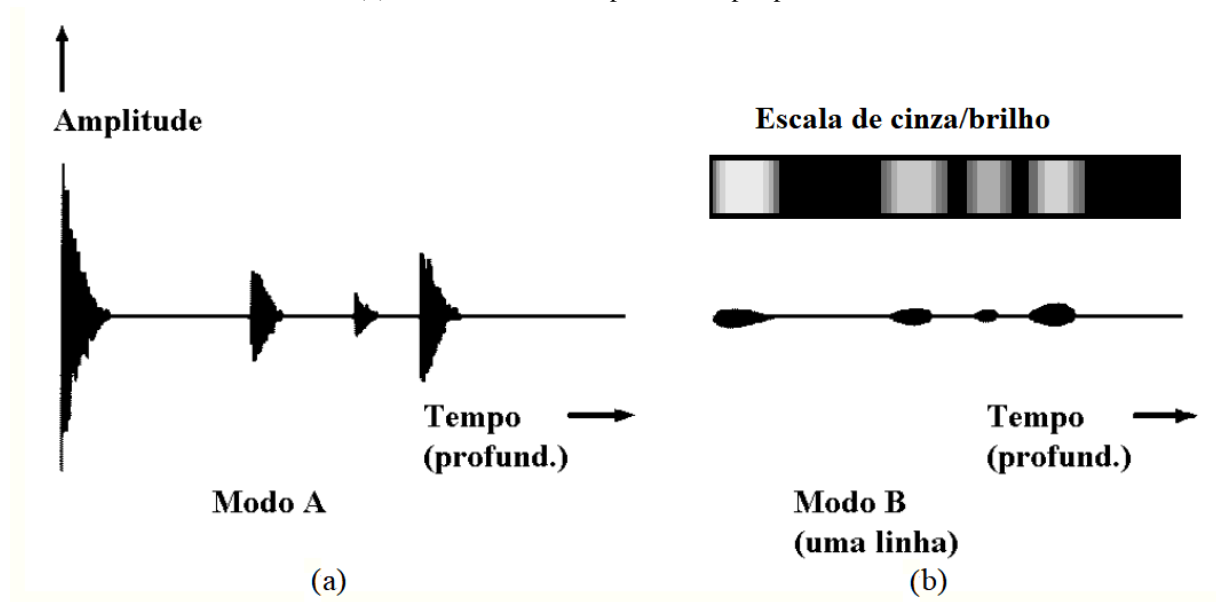
2.4.2 MODO B

O Modo B ou Modo Brilho, representa a modulação de sinais Modo A em uma escala de cinza ou de brilho. Inicialmente, os picos de amplitude captados em Modo A são convertidos em pontos, que representam as amplitudes das intensidades sob a forma de brilho variável, como ilustrado na Figura 16. Dessa forma, é possível gerar em uma linha de varredura uma escala de brilho pela profundidade (ou tempo) (HEDRICK et al., 1995). Quanto mais claro o brilho, maior é a reflexão do sinal (GRANADO, 2017).

No Modo B é possível gerar imagens bidimensionais (tipicamente em sistemas de ultrassom Modo B comerciais) através da combinação de várias linhas de varredura, como ilustra a Figura 17. Isso permite a formação de uma imagem, que apresenta o contorno de uma determinada região (como exemplo o contorno dos órgãos) (SHUNG, 2017). Nessa técnica, conhecida como *scan-converter*, o ultrassom faz o imageamento de um plano x-y e os pontos de informação das linhas de varredura são convertidos em escala de cinza para serem mostrados no monitor. O diagrama da Figura 18 apresenta o sistema básico de processamento e criação de uma imagem em Modo B.

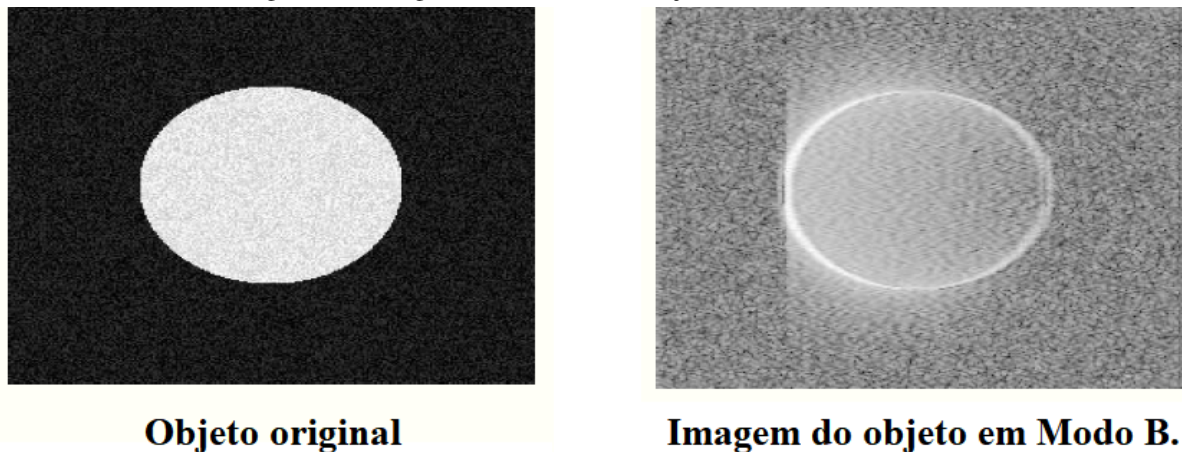
Outra técnica para formar imagens Modo B é manter o transdutor fixo em um eixo e

Figura 16 – Ilustração de uma imagem Modo B formada pela modulação de um sinal Modo A. (a) Sinal em Modo A. (b) Sinal em Modo B representado por pontos e escala de cinza.



Fonte: Adaptado de Maia (2004).

Figura 17 – Imagem resultante de um objeto formada em Modo B.

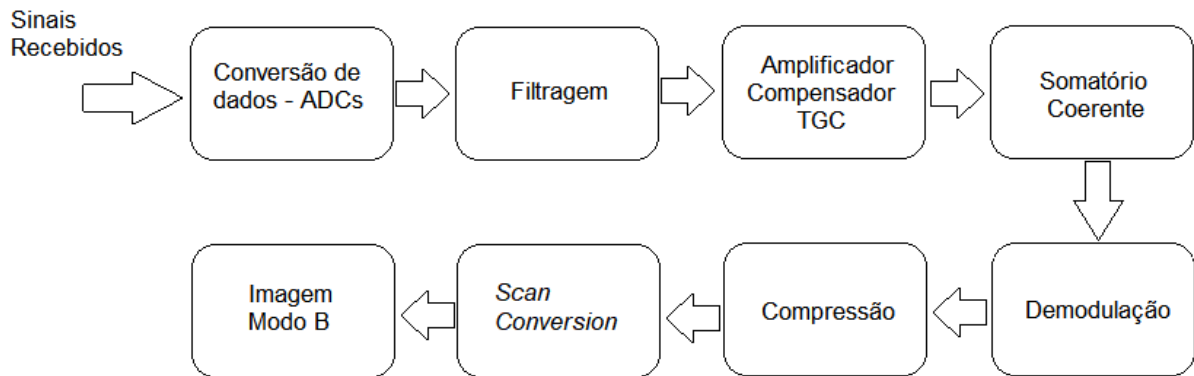


Fonte: Maia (2004).

rotacionar no outro, e na sobreposição de cada nova linha de varredura é formada a imagem Modo B. Essa técnica é chamada de *scan* Modo B composto e ajuda a deixar a imagem mais suave, porém diminui a velocidade de aquisição de sinal. Além disso, dependendo da região, não há possibilidade de rotação do transdutor (SHUNG, 2017; HEDRICK et al., 1995).

As escalas de cinza dependem diretamente da taxa de amostragem dos conversores ADCs. Conversores com maiores números de *bits* podem gerar mais níveis de escala de cinza, permitindo uma imagem mais detalhada, melhorando a resolução (GRANADO, 2017).

Figura 18 – Diagrama básico de processamento e formação de imagem em Modo B.



Fonte: Adaptado de Shung (2017).

2.4.3 IMAGEM MODO B COM ONDAS PLANAS

Em aparelhos de ultrassom convencionais a análise de uma região é feita excitando um elemento ou um segmento de elementos do transdutor, de forma sequencial, gerando várias linhas de varredura. Em cada linha, os sinais transmitidos são direcionados ou focalizados em um determinado ponto.

Nessa forma de transmissão, a taxa de quadros por segundos pode ser calculada em função do número de linhas de varredura (N_l), da profundidade (d) percorrida ou o tempo entre o envio do sinal e a recepção do eco e a velocidade do som no meio (BERCOFF et al., 2011), como mostra a Equação 13.

$$T_i = \frac{N_l \cdot 2d}{c} \quad (13)$$

Sendo que:

T_i é a taxa de quadros por segundo;

N_l é o número de linhas de varredura de uma imagem;

d é a profundidade alcançada, multiplicada por fator de 2, pois são consideradas as distâncias de ida e de volta;

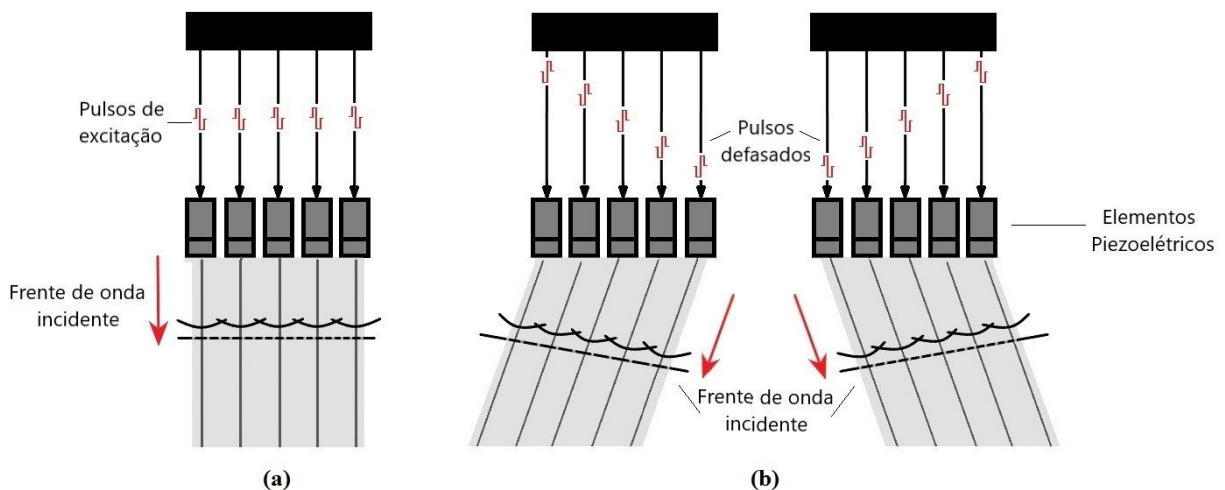
c é a velocidade de propagação do som no meio.

Com essa equação pode-se calcular a taxa de quadros máxima possível para cada profundidade. Devido a essa limitação da taxa de quadros pelo número de linhas de varredura, cada vez mais têm sido buscadas alternativas que possibilitem taxas maiores e,

consequentemente, imagens melhores. Uma técnica que tem se destacado é conhecida como imageamento por onda plana (*Plane wave imaging - PWI*), que permite a geração de milhares de imagens por segundo. A técnica tem se expandido em diversos campos de ultrassom na área médica (MONTALDO et al., 2009; LIEBGOTT, 2016).

Seu funcionamento consiste na excitação de todos os elementos do transdutor ao mesmo tempo e com mesmo formato de pulso (onda plana). Diferente do modo convencional, as ondas planas não são focalizadas em um ponto, mas é possível gerar atrasos nos pulsos (*beamforming*), mudando a direção de propagação da frente de onda, como exemplificado na Figura 19 (DORT et al, 2013). Com a utilização do *beamforming* e dessa transmissão não focalizada é possível conseguir taxas de quadros de até 20 kHz, o que possibilita a visualização dinâmica de alguns tecidos e sangue (FEKKES et al., 2018).

Figura 19 – Exemplos de excitação com onda plana. a) Excitação de todos os elementos ao mesmo. b) Utilização de um *beamforming* para atraso nos tempos de excitação, gerando uma angulação que redireciona a frente de onda.

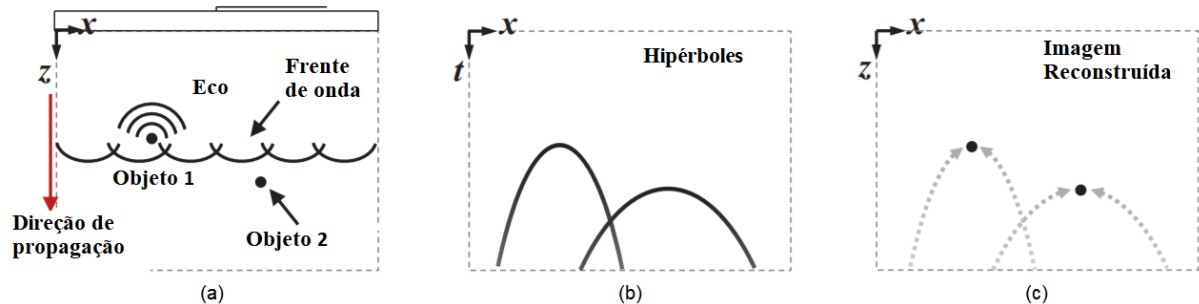


Fonte: Adaptado de Dort et al. (2013).

Os ecos resultantes da transmissão de ondas planas são no formato de hipérbolas, então é necessário identificar os seus ápices, para visualizar a imagem correspondente (GARCIA et al., 2013). A Figura 20 exemplifica esse processo.

Como na técnica de onda plana é possível gerar uma imagem em microssegundos com apenas um feixe de emissão, a taxa de quadros não depende mais do número de linhas de varredura, mas apenas da profundidade alcançada, a velocidade do som no meio e do algoritmo de processamento. A Tabela 2 apresenta comparações entre a taxa de quadros de um equipamento convencional e um aparelho *ultrafast* em algumas regiões do corpo. É possível notar que a utilização de ondas planas permite uma taxa de quadros muito maior nos 3 casos.

Figura 20 – (a) Frente de onda plana atingindo dois objetos e gerando os ecos. (b) Os ecos resultantes se apresentam em forma de hipérbole. (c) O sinal de varredura limita-se aos ápices, possibilitando a geração de imagem.



Fonte: Adaptado de Dort et al. (2013).

Tabela 2 – Exemplos de aplicações comuns de ultrassom, comparando os métodos convencional e *ultrafast* em termos de taxa de quadros por segundo.

Aplicação	Profundidade [cm]	Equipamento convencional [Hz]	Equipamento Ultrafast [Hz]
Abdominal	20	20	3800
Cardíaca	15	150	5000
Mamas	5	60	15000

Fonte: Adaptado de Bercoff et al. (2011).

2.4.3.1 BEAMFORMER DELAY AND SUM (DAS)

Nas imagens de onda plana apenas um pulso é capaz de gerar uma imagem, porém como os feixes transmitidos não são focalizados em um ponto ou região, a imagem apresenta qualidade baixa. O que permite melhorar a resolução de uma imagem utilizando a técnica de ondas planas é a soma coerente de vários quadros, adicionando coerentemente os ecos vindos da mesma região (MONTALDO et al., 2009).

Uma forma de melhorar a qualidade da imagem é enviar ondas planas defasadas no tempo, mudando a direção de propagação, tanto para a esquerda quanto para a direita. Ao mudar a direção de propagação, é como se o sinal fosse transmitido com um ângulo pelo transdutor. Dessa forma, cria-se um ponto focal dinâmico devido à soma coerente de todos os quadros, possibilitando uma imagem com qualidade maior. Essa técnica é uma das mais comumente utilizadas para reconstrução de imagens de ondas planas, e é conhecida como técnica de Somatório Coerente. Com esta técnica é calculado o tempo exato de propagação do sinal transmitido até alcançar um obstáculo e retornar o seu eco (MONTALDO et al., 2009).

Com esse método é possível conseguir imagens dez vezes mais rápido que os métodos convencionais e com a mesma qualidade de imagem (DORT et al., 2013).

O cálculo do tempo de propagação de ida e volta do sinal pode ser feito utilizando-se a Equação 14.

$$\tau(x_1, x, z) = \frac{z + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}}{c} \quad (14)$$

Caso as ondas planas sejam enviadas com inclinação, o tempo de transmissão do sinal até um ponto (x, z) se altera para:

$$\tau_{tx}(\alpha, x, z) = \frac{z \cos \alpha + x \sin \alpha}{c} \quad (15)$$

e o tempo de recepção até um elemento do transdutor em x_1 é dado por:

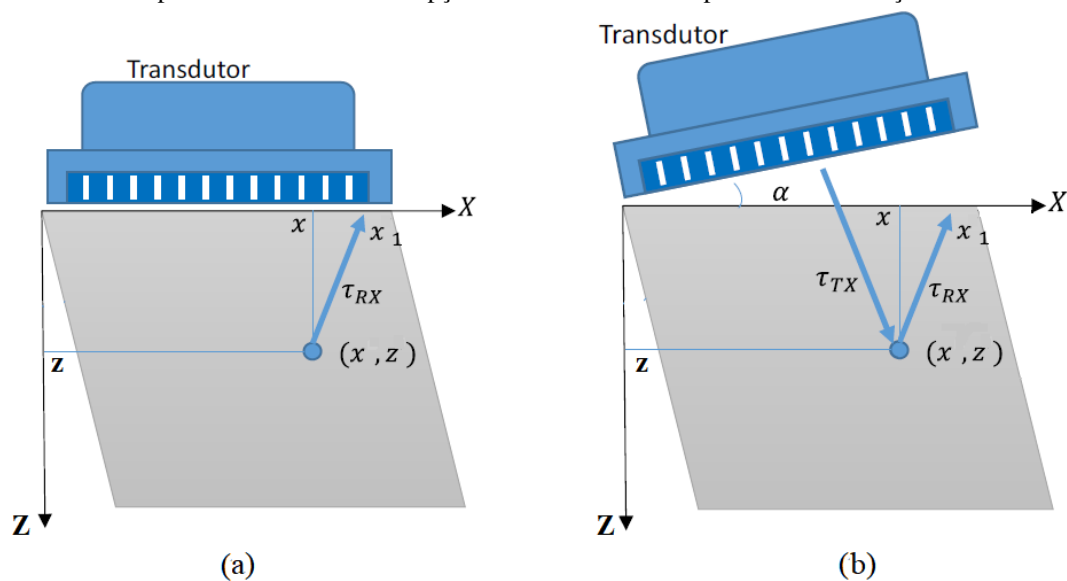
$$\tau_{rx}(x_1, x, z) = \frac{\sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}}{c} \quad (16)$$

Sendo o tempo total de propagação igual à junção da Equação 15 e Equação 16

$$\tau(\alpha, x_1, x, z) = \tau_{tx} + \tau_{rx} \quad (17)$$

A Figura 21 exemplifica os caminhos e tempos percorridos pelas ondas planas com ou sem inclinação.

Figura 21 – A figura exemplifica em (a) os tempos de transmissão e recepção de um sinal de onda plana; (b) Os tempos de transmissão e recepção de um sinal de onda plana com inclinação no seu envio.



Fonte: Adaptado de Montaldo et al. (2009) e de Granado (2017).

Em ondas planas, realizando-se o somatório coerente, o sinal no ponto (x, z) resultante será uma combinação linear das repostas aos impulsos de ondas planas dos elementos refletoras

(RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2015). Esse ponto pode ser calculado como mostra a Equação 18, onde M é o número de elementos no transdutor, N é o número de ondas planas, u é a janela de apodização recebida, w é a apodização angular, α_i a sequência angular definida na Equação 19 e h_{ir} é a resposta ao pulso recebida pelo elemento r quando uma onda plana i é transmitida (RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2015), sendo λ o comprimento de onda e L a abertura.

$$x_{CPW(x,z)} = \sum_{r=1}^M u(x_r) \sum_{i=1}^N w(\alpha_i) h_{ir}(\tau_i) \quad (18)$$

$$\alpha_i = \left(i - \frac{N+1}{2}\right) \frac{\lambda}{L}, \quad i = 1, \dots, N \quad (19)$$

A matriz bidimensional dos ecos recebidos é então apresentada na Equação 20, sendo que $x_1^i(k) = [x_1^i(k), x_2^i(k), \dots, x_M^i(k)]^T$ representa o vetor dos ecos recebidos atrasados no tempo para cada onda i emitida.

$$X(k) = \begin{bmatrix} (x_1^1(k))^T \\ (x_2^1(k))^T \\ \vdots \\ (x_1^N(k))^T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1^1(k) & x_2^1(k) & \cdots & x_M^1(k) \\ x_1^2(k) & x_2^2(k) & \cdots & x_M^2(k) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ x_1^N(k) & x_2^N(k) & \cdots & x_M^N(k) \end{bmatrix}_{NxM} \quad (20)$$

Assim, o sinal de saída pode ser escrito utilizando a Equação 21.

$$z(k) = \frac{1}{MN} \sum_i^M \sum_j^N X_{(i,j)}(k) \quad (21)$$

As vantagens da formação de imagem com o somatório coerente são que a focalização dinâmica permite aumentar a homogeneidade, possibilitando imagens com mesmas qualidades das convencionais, de contrastes e resolução, em menos tempo, ou seja, com menos disparos de onda - cerca de 5 a 10 vezes menos (MONTALDO et al., 2009).

2.4.3.2 BEAMFORMER DE MÍNIMA VARIÂNCIA (MV)

Apesar do método DAS permitir gerar imagens com ondas planas com melhor qualidade do que os métodos convencionais, esse método ainda tem baixa qualidade em termos de contraste e resolução de imagem (ALIABADI et al., 2016). Visando melhorar as imagens geradas pelo método DAS, foi apresentado por Capon uma técnica de *beamformer* adaptativo

(CAPON, 1969). Essa técnica de filtragem adaptativa tem sido amplamente estudada até hoje e permite melhorar a qualidade de sinal e reduzir os efeitos do ruído e da interferência, assim melhorando a resolução da imagem (ALIABADI et al., 2016).

O método MV baseia-se em encontrar um vetor de apodização diferente w que ainda represente os sinais de interesse, mas que possa minimizar a contribuição dos sinais de interferência, através da análise da potência de saída.

Considerando o *beamformer* de saída gerado pela técnica DAS, pode-se dizer que este sinal é uma combinação de um conjunto de pesos e os sinais recebidos, como apresentado na Equação 22, sendo que k é o índice de tempo discreto, $X(k)$ é a matriz dos sinais recebidos com atraso no tempo $X(k) = [x_1(k); x_2(k); \dots; x_M(k)]^T$, $\vec{w}(k) = [w_1(k); w_2(k); \dots; w_M(k)]^T$ é um vetor complexo de pesos, $[]^T$ é a matriz transposta, $*$ denota o conjugado complexo e $[]^H$ denota a Matriz Hermitiana.

$$Z(k) = \vec{w}(k)^H X(k) = \sum_{m=1}^M w_m^*(k) x_m(k) \quad (22)$$

Para *beamformers* adaptativos, reescreve-se $X(k)$ em função dos ecos recebidos e dos ruídos presentes no sinal, como mostra a Equação 23, sendo que $S(k)$ representa o eco do sinal recebido e $Ns(k)$ representa os sinais de interferência e ruídos presentes.

$$X(k) = S(k) + Ns(k) \quad (23)$$

No método de mínima variância assume-se que os sinais $S(k)$ e $Ns(k)$ não possuem correlação; assim, os pesos \vec{w} são determinados minimizando-se a potência de saída (Pt) sujeita a uma restrição, como é apresentado na Equação 24 e na Equação 25.

$$Pt = E\{|z^2|\} = E\{\vec{w}x(\vec{w}x)^H\} = \vec{w}^H E(xx^H)\vec{w} = \vec{w}^H R\vec{w} \quad (24)$$

$$\vec{w}_{MV} = \operatorname{argmin} \vec{w}^H R\vec{w}, \text{ sujeito a } \vec{w}^H \vec{a} = 1 \quad (25)$$

Desta forma, o vetor de pesos pode ser definido como na Equação 26,

$$\vec{w}_{MV} = \frac{\vec{a}R^{-1}}{\vec{a}^H R^{-1}\vec{a}}, \quad (26)$$

sendo que \vec{a} é um vetor de direção $1 \times M$ e R é a matriz de covariância dos sinais recebidos que pode ser definida como mostra a Equação 27 e cujo tamanho é limitado por $L \leq M/2$ (ZIMBICO, 2018).

$$R = \frac{1}{(2K + 1)(M - L + 1)} \sum_{k=-K}^K \sum_{l=1}^{M-L+1} X_l(k)X_l(k)^H \quad (27)$$

Sendo que $(2K + 1)$ é o número de amostras de dados usadas para estimar R . Para melhorar a estabilidade e a robustez do sinal, escreve-se a matriz de covariância R utilizando a técnica de *diagonal loading* (DL), como mostrado na Equação 28, sendo que $tr\{\}$ é o traço da amostra da matriz de covariância R e Δ é uma constante que varia de 10 a 100 (LI et al., 2016).

$$R = R + \varepsilon I = R + \frac{1}{\Delta L} tr\{R\}I \quad (28)$$

2.4.3.3 GENERALIZED SIDELobe CANCELER (GSC)

O método *Generalized Sidelobe Canceler* (GSC) foi proposto originalmente por Applebaum e Chapman e é calculado minimizando a potência de saída do *beamformer* adaptativo em termos de mínima variância linearmente restrita (LCMV) (APPLEBAUM e CHAPMAN, 1976). O peso do GSC pode ser separado em duas componentes ortogonais, o peso adaptativo \vec{w}_a e o peso não adaptativo \vec{w}_q , como pode ser visto na Figura 22. Assim, é possível suprimir as interferências e os ruídos presentes no sinal reduzindo os níveis de pico dos lóbulos laterais (*Peak sidelobe level* - PSL) e melhorando a resolução (ZIMBICO et al., 2017).

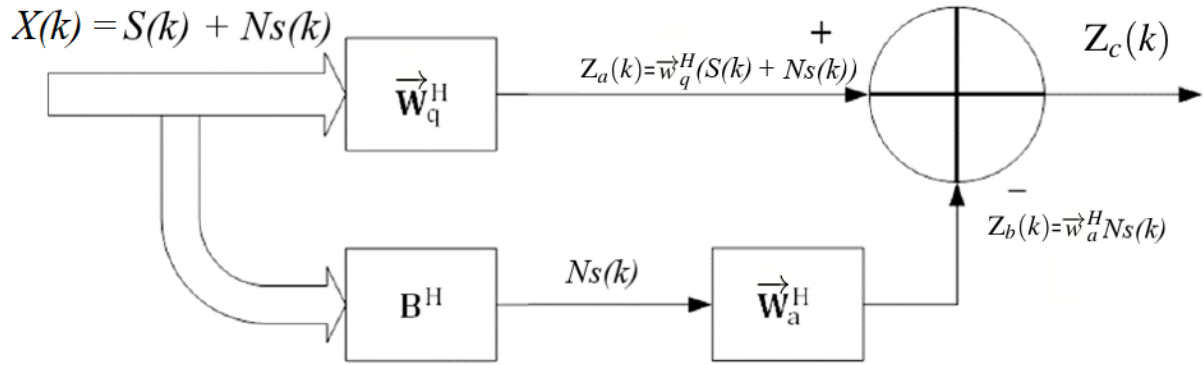
O vetor de pesos \vec{w}_{GSC} pode ser calculado utilizando-se as Equações 29, 30 e 31.

$$\vec{w}_{GSC} = \vec{w}_q - B\vec{w}_a \quad (29)$$

$$\vec{w}_q = (\vec{a}\vec{a}^H)^{-1}\vec{a} \quad (30)$$

$$\vec{w}_a = (B^H R B)^{-1} B^H R \vec{w}_q \quad (31)$$

Figura 22 – Divisão da potência de saída do *beamformer* GSC. O caminho superior apresenta a componente não adaptativa do sinal $Z_a(k) = \vec{w}_q^H(S(k) + Ns(k))$, que corresponde à saída do sinal aplicando o peso \vec{w}_q^H aos sinais $X(k)$. O caminho inferior apresenta a componente adaptativa do sinal $Z_b(k) = \vec{w}_a^H Ns(k)$, que corresponde à saída do sinal aplicando o peso \vec{w}_a^H apenas à componente do ruído $Ns(k)$. A saída $Z_c(k)$ representa a diferença entre os dois caminhos.



Fonte: Li et al. (2016).

Sendo que B é uma matriz dimensional $M \times (M-1)$ que serve para bloquear o sinal $S(k)$, impedindo-o de prosseguir pelo segundo ramo, ou seja, o caminho adaptativo (LI et al., 2016.), de modo que B deve satisfazer:

$$B^H \vec{a} = 0 \quad (32)$$

Sendo B definido conforme a Equação 33.

$$B^T = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & 0 & 1 & -1 \end{bmatrix}_{(M-1) \times M} \quad (33)$$

2.4.3.4 BEAMFORMER EIGENSPACE BASEADO EM MÍNIMA VARIÂNCIA (EBMV)

O *Beamformer Eigenspace* baseado em mínima variância (EBMV) é um *beamformer* adaptativo que permite suprimir grande parte do ruído possibilitando uma imagem com melhor contraste e melhor resolução axial (LI et al., 2016).

O EBMV permite dividir a matriz de covariância em dois subespaços: um em função do sinal recebido e outro em função do ruído. Assim, é possível projetar os pesos de Mínima Variância para o subespaço de sinal construído, mantendo o sinal desejado e reduzindo a

contribuição de lóbulos laterais (ASL e MAHLOOJIFAR, 2010).

Neste método, a matriz de covariância é decomposta em um subespaço do sinal E_s e um subespaço do ruído E_n como apresenta a Equação 34, sendo $\Lambda = \text{diag}[\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_L]$, em que $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_L$ são os autovalores em ordem decrescente e $U = [v_1, v_2, \dots, v_L]$, em que $v_i, i = 1, \dots, L$ são os autovetores ortogonais.

$$R = U\Lambda U^H = E_s + E_n \quad (34)$$

O subespaço do sinal E_s é determinado utilizando os autovetores correspondentes aos primeiros n maiores autovalores, como mostra a Equação 35. Eles representam a região de maior concentração da energia do lóbulo principal (ASL e MAHLOOJIFAR, 2010). Os autovalores pertencentes ao subespaço do sinal são determinados por um coeficiente δ , respeitando a condição de que $\lambda_i \geq \delta\lambda_1$ (LI et al., 2016), sendo n o número de autovetores que representam o subespaço do sinal.

$$E_s = [v_1, v_2, \dots, v_n] \quad (35)$$

Definido o subespaço do sinal E_s , o peso adaptativo agora pode ser calculado pela Equação 36.

$$\vec{w}_{EBMV} = E_s E_s^H \vec{w}_{MV} \quad (36)$$

2.4.4 FILTROS ADAPTATIVOS

A filtragem é uma técnica para remover informações indesejadas de uma imagem, como ruídos e interferências. Um dos ruídos fortemente presentes em imagens médicas de ultrassom é o *speckle*, que tende a reduzir a resolução e o contraste, e contribui para desfocar as regiões de borda dos tecidos (WU et al., 2013).

O *speckle* é um tipo de ruído granular que aparece na imagem do ultrassom diminuindo a qualidade da imagem, proporcional à intensidade do sinal recebido, resultante de interferências construtivas e destrutivas (RAMOS, 2010).

Uma das formas de reduzir o *speckle* é a utilização de técnicas de processamento na

imagem de ultrassom já gerada (pós-filtros). O princípio de funcionamento de filtragem consiste em uma janela se movimentando ao longo da imagem, passando *pixel* por *pixel* e recalculando matematicamente seus valores até finalizar a imagem por completo (WU et al., 2013). Algumas dessas técnicas são os filtros Wiener, Lee e Kuan, que são melhor detalhados a seguir (TASNIM et al., 2017).

2.4.4.1 FILTRO WIENER

O pós-filtro Wiener é introduzido pra melhorar a resolução da imagem e é determinado considerando o menor erro quadrático médio (MMSE) entre o *beamformer* de saída e o sinal esperado, como mostra a Equação 37.

$$H_{Wiener} = \operatorname{argmin} E\{|s - H\vec{w}^H x|^2\} \quad (37)$$

resultando,

$$H_{Wiener} = \frac{|s|^2}{\vec{w}^H R \vec{w}} = \frac{|s|^2}{|s|^2 + \vec{w}^H R_n \vec{w}} \quad (38)$$

sendo que R_n é a matriz de covariância do ruído e $\vec{w}^H R_n \vec{w}$ a potência de saída do ruído.

Na prática a componente $S(k)$, referente ao sinal de interesse, é desconhecida. Então, utiliza-se a saída do *beamformer* adaptativo para estimar a potência do sinal, $|s|^2 = |Z(k)|^2$. Dessa forma, tem-se a saída do filtro Wiener apresentada na Equação 39.

$$Z_{Wiener} = H_{Wiener} \vec{w}^H X(k) \quad (39)$$

Da Equação 23 nota-se que a componente $Ns(k)$, que representa as interferências e os ruídos, pode ser calculada como a diferença entre $X(k)$ e $S(k)$. Isto significa que pode-se estimar a matriz de covariância do ruído como a diferença entre a matriz de covariância obtida e a esperada ($R_n = R - R_s$). A estimativa de R_n é obtida pela Equação 40.

$$R_n = \frac{1}{(2K + 1)(M - L + 1)} \sum_{k=-K}^K \sum_{l=1}^{M-L+1} (X_l(k) - Z(k))(X_l(k) - Z(k))^H \quad (40)$$

De acordo com a Equação 38, pode-se reformular o filtro Wiener para um *beamformer* adaptativo como na Equação 41 (TASNIM et al., 2017).

$$H_{Wiener-Adp} = \frac{|\vec{w}_{MV}^H R_s \vec{w}_{MV}|^2}{|\vec{w}_{MV}^H R_s \vec{w}_{MV}|^2 + \vec{w}_{MV}^H R_n \vec{w}_{MV}} \quad (41)$$

2.4.4.2 FILTRO LEE

O filtro Lee (LEE, 1986) é um filtro adaptativo que segue o critério de MMSE local, utilizando as características locais (média e variância) do *pixel* a ser filtrado e calcula uma combinação linear, por expansão de Taylor, da intensidade do *pixel* central com a intensidade média da janela (SANTOSO et al., 2015). A imagem após o filtro Lee ($Z(x,z)$) é calculada pela Equação 42

$$Z(x,z) = \overline{I}m(x,z) + W(x,z)(I(x,z) - \overline{I}m(x,z)), \quad (42)$$

sendo que $\overline{I}m$ é o valor médio da intensidade do filtro, I é a intensidade do *pixel* central e W é o coeficiente do filtro adaptativo calculado pela Equação 43

$$W_{Lee}(x,z) = 1 - \frac{C_B^2}{C_I^2 + C_B^2}, \quad (43)$$

sendo que C_I é o coeficiente de variação da imagem com o ruído e C_B é o coeficiente de variação do ruído.

2.4.4.3 FILTRO KUAN

O filtro Kuan foi desenvolvido por Kuan, Nathan e Kurlander em 1987 (KUAN et al., 1987; NATHAN e KURLANDER, 1987) e é um filtro que também se baseia no erro quadrado médio mínimo linear local sob ruído multiplicativo. Neste método, a linearização difere do filtro Lee, pois não utiliza a expansão de Taylor. A solução proposta por Kuan para o coeficiente do filtro adaptativo é expressa na Equação 44, sendo que C_I é o coeficiente de variação da imagem

com o ruído e C_B é o coeficiente de variação do ruído.

$$W_{Kuan}(x,z) = \frac{1 - \frac{C_B^2}{C_I^2}}{1 + C_B^2} \quad (44)$$

Calculando-se o coeficiente $W_{Kuan}(x,z)$, a imagem final após o filtro de Kuan é obtida também utilizando-se a Equação 42.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentadas as técnicas de pesquisa para melhoramento de imagens de ultrassom Modo B geradas com ondas planas, assim como os materiais utilizados para aquisição de dados, os *softwares* de processamento dos sinais e as metodologias para as análises quantitativa e qualitativa. O objetivo é aprimorar o contraste e reduzir distorções de imagens de ultrassom, comparados com o método DAS e com o método adaptativo MV, utilizando o método *Eigenspace* agregado com GSC e filtros adaptativos.

3.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS

3.1.1 EQUIPAMENTO VERASONICS VANTAGETM 128

A Verasonics fornece sistemas de ultrassom muito utilizados em pesquisas, pois permite o acesso aos dados de RF adquiridos pelo transdutor para o estudo de novas técnicas de processamento de sinais. A transmissão do *beamforming* e sua aquisição é feita em *software* podendo ser programáveis pelo usuário usando o programa MATLAB (VERASONICS, 2020).

Figura 23 – Aparelho Verasonics VantageTM 128.



Fonte: Verasonics (2020).

O equipamento de ultrassom Verasonics VantageTM 128 (Figura 23) foi utilizado como base para a realização dos estudos. Seus parâmetros padrões podem ser vistos na Tabela 3.

Tabela 3 – Parâmetros do equipamento Verasonics VantageTM 128.

Parâmetro	Atribuição
Número de canais	128
Colunas por quadro	128
Colunas por linha	2048
Frequência central	6,25 MHz
Frequência de amostragem máx	25 MHz

Fonte: Adaptado de Verasonics (2020).

3.1.2 TRANSDUTOR L11-4V

Os dados foram adquiridos ou simulados usando um transdutor L11-4v e suas configurações podem ser vistas na Tabela 4. Toda a aquisição de dados de imagem (simulada, *phantom* e *in vivo*) inclui a transmissão de 75 disparos de ondas planas com ângulos de direção espaçados uniformemente entre $-16,0^\circ$ e $+16,0^\circ$, com incremento angular de $0,43^\circ$ e o ângulo da onda central igual a 0° . Neste trabalho, foram utilizados 11 disparos de onda, com ângulos variando de $-2,15^\circ$ a $+2,15^\circ$.

Tabela 4 – Parâmetros do transdutor L11-4v.

Parâmetro	Atribuição
Número de elementos	128
<i>Pitch</i>	0,30 mm
Largura do elemento	0,27 mm
Altura do elemento	5 mm
Foco elevacional	15 a 25 mm
Frequência de transmissão	5,21 MHz
Frequência de amostragem	20,84 MHz
Largura de banda de pulso	67%
Excitação	2,5 ciclos

Fonte: Adaptado de Rodriguez-Molares e Bernard (2017).

3.1.3 PLANE WAVE CHALLENGE IN MEDICAL ULTRASOUND IMAGING - PICMUS

Os processamentos foram realizados com dados da base PICMUS, que possui imagens geradas com o simulador de ultrassom Field II e aquisições reais em *phantom* ou *in vivo* considerando o sistema de ultrassom Verasonics Vantage 128 com transdutor linear (L11-4v).

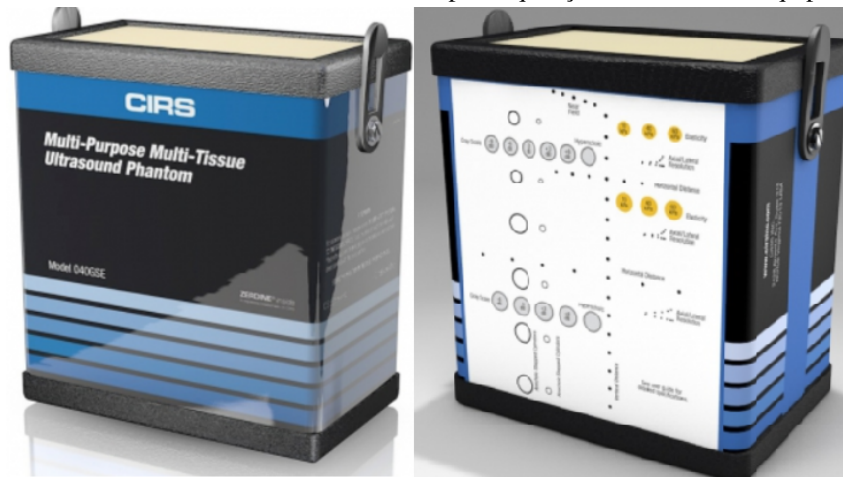
A base de dados PICMUS resulta do desafio organizado durante o IEEE IUS 2016, no qual foi proposta uma estrutura para avaliar o desempenho de algoritmos para reconstruir imagens de ultrassom a partir da transmissão direta de ondas planas, respeitando as regras do

comitê de ética para aquisições *in vivo*. Esta informação pode ser acessada no site do PICMUS² (LIEBGOTT et al., 2016).

3.1.3.1 PHANTOM

O *phantom* utilizado para aquisição de dados foi o CIRS, modelo 040 GSE, que simula diferentes tipos de tecidos e densidades. Através do *phantom*, mostrado na Figura 24, é possível avaliar a profundidade de penetração, a resolução lateral, resolução axial, resolução de contraste, sensibilidade ao contraste em escala de cinza, sensibilidade à elasticidade, entre outros.

Figura 24 – *Phantom* CIRS, modelo 040 GSE, utilizado para aquisição de dados com equipamento Verasonics.



Fonte: Cirs (2020).

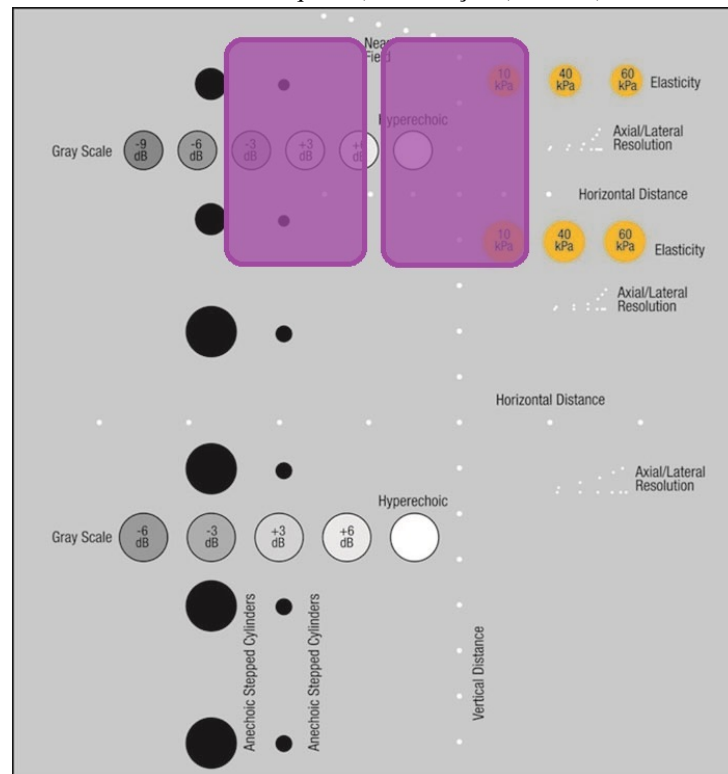
Para análise de contraste e distorção geométrica, foram adquiridos dados das regiões destacadas em roxo na Figura 25. A área de interesse para análise de distorção geométrica apresenta uma série de monofilamentos de *nylon* de espessura de 0,10 mm.

3.2 PROCESSAMENTO DE IMAGENS

O computador utilizado para o processamento das imagens apresenta as seguintes especificações: Intel® Core™ i7-7500U CPU @ 2,70 GHz, 8GB DDR4 e NVIDIA GeForce® 920MX. Os sinais foram processados através do MATLAB, utilizando o programa Field II, o qual permite gerar imagens de ultrassom, através de dados simulados ou uma base de dados (JENSEN e SVENDSEN, 1992; JENSEN, 1996b).

² Acesse o site <https://www.creatis.insa-lyon.fr/EvaluationPlatform/picmus/index.html> para informações.

Figura 25 – Em roxo as regiões do *phantom* utilizadas para aquisição de dados para análise de contraste (à esquerda) e distorção (à direita).



Fonte: Cirs (2020).

3.2.1 FERRAMENTA USTB

O *UltraSound ToolBox* (USTB) é uma ferramenta que auxilia no processamento de sinais e geração de imagens de ultrassom disponível para MATLAB. Foi desenvolvido por um grupo internacional de pesquisadores na área de imagens ultrassônicas com o objetivo de permitir a utilização e comparação de diferentes técnicas de processamento. Esta informação pode ser acessada no site do USTB (RODRIGUEZ-MOLARES et al., 2020). Neste projeto, a ferramenta USTB foi utilizada como base no processamento dos métodos DAS e MV.

3.3 EIGENSPACE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELER (EBGSC)

Entre os métodos de *beamformer* adaptativo, o EBMV permite maior contraste à imagem de ultrassom, pois permite dividir o sinal em um subespaço do sinal e um subespaço do ruído, como citado na Seção 2.4.3.4. Já o método GSC contribui para melhora em resolução em imagens, reduzindo os lóbulos laterais. Dessa forma, inicialmente fez-se a análise do *Eigenspace* com *Generalized Sidelobe Canceler* (EBGSC), técnica que ainda apresenta poucas referências.

Adicionando-se o peso \vec{w}_{GSC} (Equação 29) ao cálculo do peso w_{EB} , (Equação 36), pode-se criar um *beamformer* adaptativo EBGSC através do peso adaptativo \vec{w}_{EBGSC} , como mostra a Equação 45.

$$\vec{w}_{EBGSC} = E_s E_s^H \vec{w}_{GSC} \quad (45)$$

3.4 EBGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS

A fim de melhorar a imagem com relação ao ruído *speckle*, foram acrescentados separadamente filtros adaptativos ao sinal EBGSC para análise.

3.4.1 EBGSC COM FILTRO WIENER (EBGSC-W)

Considerando o filtro Wiener adaptativo apresentado na Equação 41 e um sinal EBGSC, pode-se definir a saída do filtro pela Equação 46.

$$Z_{EBGSC-W} = H_{Wiener-Adp} Z_{EBGSC} \quad (46)$$

3.4.2 EBGSC COM FILTRO LEE E FILTRO KUAN (EBGSC-L E EBGSC-K)

Para aplicar os filtros Lee e Kuan é necessário estimar o ruído presente na imagem. Desta forma, inicialmente é preciso calcular o peso \vec{w}_{GSC} considerando a matriz de covariância do ruído R_n estimada na Equação 40, como mostram as Equações 47, 48 e 49 .

$$\vec{w}_{GSCn} = \vec{w}_q - B\vec{w}_a \quad (47)$$

$$\vec{w}_q = (\vec{a}\vec{a}^H)^{-1}\vec{a} \quad (48)$$

$$\vec{w}_a = (B^H R_n B)^{-1} B^H R_n \vec{w}_q \quad (49)$$

Depois, pode-se calcular w_{EBGSCn} em função do subespaço referente ao ruído E_n e o peso adaptativo w_{GSCn} , como apresentado na Equação 50.

$$\vec{w}_{EBGSCn} = E_n E_n^H \vec{w}_{GSCn} \quad (50)$$

Com isso, pode-se calcular o coeficiente de variação da imagem com ruído (C_I) com relação ao *beamformer* de saída EBGSC (Equação 51) e o coeficiente de variação do ruído (C_B) em função do *beamformer* de saída EBGSCn (ruído) (Equação 52).

$$C_I = \frac{\sigma_{EBGSC}}{\bar{\mu}_{EBGSC}} \quad (51)$$

$$C_B = \frac{\sigma_{EBGSCn}}{\bar{\mu}_{EBGSCn}} \quad (52)$$

Por fim, calculam-se os coeficientes dos filtros W_{Lee} e W_{Kuan} , gerando as saídas após os filtros apresentadas na Equação 53 e na Equação 54, sendo $\bar{I}m$ é o valor médio da intensidade do filtro, I o *pixel* central e W o coeficiente do filtro adaptativo.

$$Z_{EBGSC-L} = \bar{I}m(x,z) + W_{EBGSC-L}(x,z)(I(x,z) - \bar{I}m(x,z)) \quad (53)$$

$$Z_{EBGSC-K} = \bar{I}m(x,z) + W_{EBGSC-K}(x,z)(I(x,z) - \bar{I}m(x,z)) \quad (54)$$

3.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS

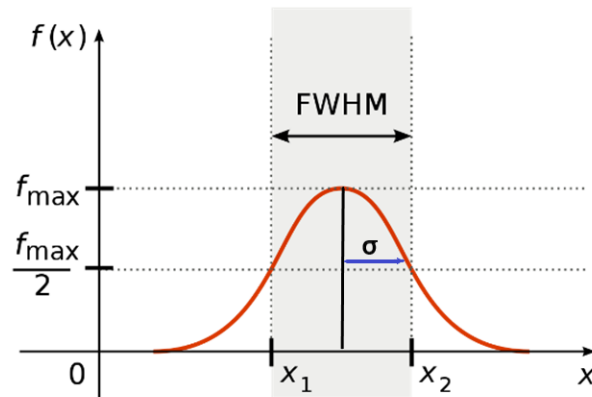
3.5.1 DISTORÇÃO GEOMÉTRICA

Para analisar a distorção geométrica das imagens, utilizou-se o parâmetro da Largura à meia altura (*Full Width at Half Maximum* - FWHM), que representa a largura entre dois pontos extremos onde a função atinge metade do seu valor máximo, ou seja, -6 dB do lóbulo principal, como exemplifica a Figura 26 (ZHAO et al., 2016).

Como os pontos analisados possuem dimensões muito pequenas (0,10 mm de diâmetro), e como a frequência utilizada é alta, não seria possível avaliar o tamanho real que estes pontos deveriam aparecer na imagem. Por isso, analisou-se a Razão de Distorção Geométrica (RDG), que é a razão entre a FWHM axial e lateral.

Em condições reais, a RDG deve ser igual a 1, pois os pontos são circulares no plano (x,z) . Assim, se a RDG for maior que 1, significa que a $FWHM_{Ax}$ é maior que a $FWHM_{Lat}$, e se RDG for menor que 1, significa que a $FWHM_{Ax}$ é menor que a $FWHM_{Lat}$. Quanto mais afastado RDG for do valor 1, maior será a distorção.

Figura 26 – Relação entre o desvio padrão (σ) e a largura total na metade do máximo (FWHM).



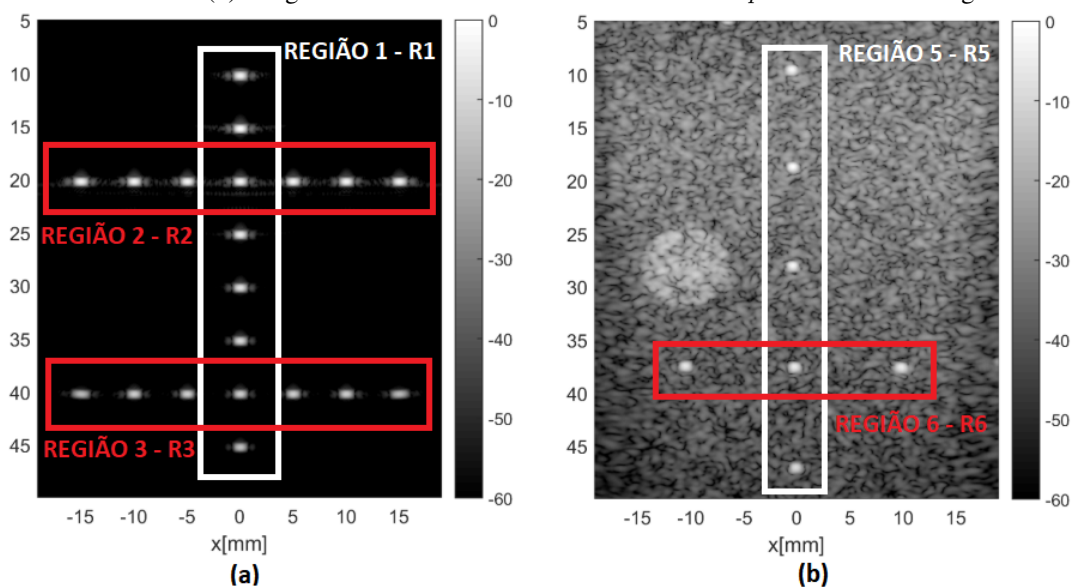
Fonte: Autoria própria.

Dessa forma, pode-se calcular as distorções nas direções axial e lateral. O FWHM define a largura do feixe do lóbulo principal em -6 dB (ZIMBICO, 2018), e seu cálculo é feito pela Equação 55, em que σ é o desvio padrão da distribuição gaussiana.

$$FWHM = 2\sigma\sqrt{2\ln(2)} \approx 2,35\sigma \quad (55)$$

Neste projeto, para análise da FWHM axial e lateral, foram utilizadas 3 regiões (R1, R2 e R3) na imagem simulada e 2 regiões (R5 e R6) para análise da imagem em *phantom*. Estas regiões podem ser vistas na Figura 27.

Figura 27 – Regiões utilizadas para análise das distorções geométricas. (a) Imagem obtida via simulação com Field II. (b) Imagem obtida via base de dados PICMUS em *phantom* com as regiões R5 e R6.



Fonte: Autoria própria.

3.5.2 CONTRASTE

Nas imagens com cistos, foram analisados o contraste (CR) e a relação contraste-ruído (CNR), para avaliar o desempenho dos métodos utilizados. Para os cálculos de CR e CNR foram usadas as Equações 56 e 57 (ZHAO et al., 2016).

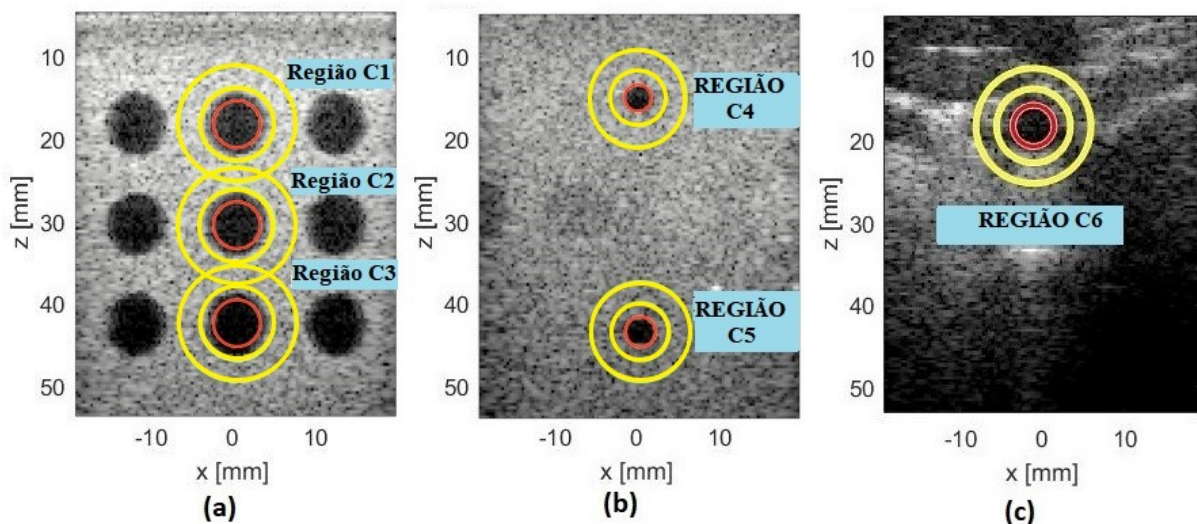
$$CR = |\varphi_{cyst} - \varphi_{bck}| \quad (56)$$

$$CNR = \frac{|\varphi_{cyst} - \varphi_{bck}|}{\sqrt{\sigma_{cyst}^2 + \sigma_{bck}^2}} \quad (57)$$

Sendo que φ_{cyst} é a intensidade média do cisto, φ_{bck} é a intensidade média da região de fundo (*background*), σ_{cyst}^2 é o desvio padrão da intensidade do cisto e σ_{bck}^2 é o desvio padrão da intensidade da região de fundo (*background*), ambos calculados para imagem após a compressão logarítmica.

Para avaliar o contraste foram utilizadas 3 regiões (C1, C2 e C3) da imagem de simulação, 2 regiões (C4 e C5) da imagem em *phantom* e uma região (C6) da imagem *in vivo*, como mostra a Figura 28.

Figura 28 – Regiões de C1 a C6 para análise de contraste das imagens (a) obtida via simulação com Field II, (b) obtida via base de dados PICMUS em *phantom* e (c) *in vivo* corte transversal da carótida.



Fonte: Autoria própria.

3.5.3 RELAÇÃO SINAL RUÍDO (SNR)

A fim de comparar os métodos com filtros Wiener, Lee e Kuan com relação à diminuição do *speckle* e qualidade da imagem, foram calculados os valores de SNR, que é uma comparação do nível do sinal com o nível do ruído (SCHIEFLER et al., 2018).

Para análise de imagens a SNR é calculada utilizando-se a Equação 73, sendo que μ_s é a média e σ_s é o desvio padrão da imagem.

$$SNR = \frac{\mu_s}{\sigma_s} \quad (58)$$

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos na combinação de GSC com *beamformers* adaptativos e também a combinação com filtros adaptativos a fim de analisar as diferentes técnicas para processamento da imagem de ultrassom com ondas planas.

4.1 BEAMFORMER EIGENSPACE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELER

Inicialmente, foi analisada a aplicação do GSC nos *beamformers* MV e EBMV comparados com o método DAS, cujas respostas foram obtidas em simulação via Field II e via *phantom* com 11 planos de onda.

4.1.1 RESULTADOS DE DISTORÇÃO

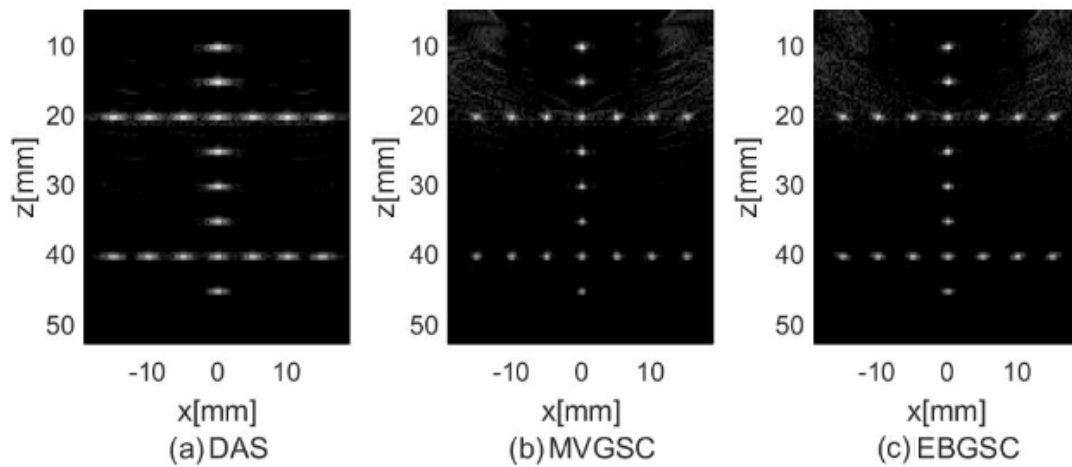
Para análise de distorção geométrica foram utilizadas as imagens resultantes devido à simulação com Field II e da base de dados do PICMUS com *phantom* e podem ser vistas nas Figuras 29 e 30, respectivamente. É possível ver melhora nas imagens com os métodos MVGSC e EBGSC, principalmente na imagem simulada, que devido à utilização de GSC, permite grande redução dos lóbulos laterais.

Para melhor visualização da imagem simulada foram gerados gráficos como mostram as Figura 31 e 32, que apresentam o comportamento do sinal no eixo axial da região R1 e no eixo lateral nas regiões R2 e R3, respectivamente. Nestes gráficos é possível analisar as intensidades dos lóbulos e a FWHM dos sinais. Percebe-se que a FWHM axial ($FWHM_{Ax}$) dos métodos são bem próximas, porém as FWHM laterais ($FWHM_{Lat}$) apresentaram grandes diferenças dos métodos MVGSC e EBGSC com relação ao DAS.

Os cálculos de FWHM foram realizados para as imagens via simulação e via *phantom*, e podem ser vistos na Tabela 5 e na Tabela 6, respectivamente. Analisando-se a FWHM dos sinais obtidos, tanto em *phantom* quanto em simulação, pode-se verificar que em relação ao eixo axial a $FWHM_{Ax}$, em média, foi aproximada para os métodos DAS e EBGSC e mais elevada no método MVGSC.

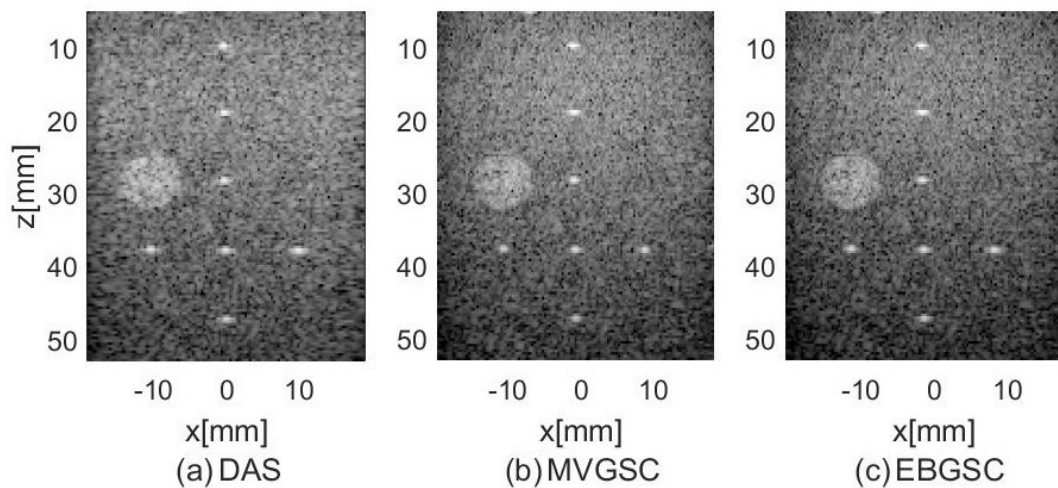
Em relação ao eixo lateral, os métodos adaptativos MVGSC e EBGSC apresentaram valores bem próximos de $FWHM_{Lat}$, os quais são menores quando comparados ao método

Figura 29 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em simulação com 11 planos de onda em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).



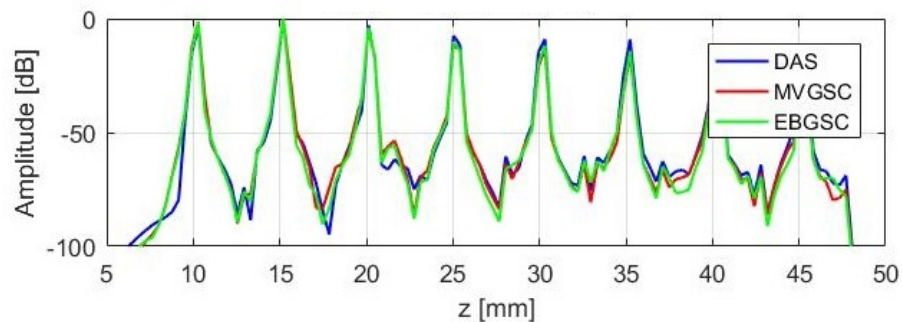
Fonte: Autoria própria.

Figura 30 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em *phantom* com 11 planos de onda em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).



Fonte: Autoria própria.

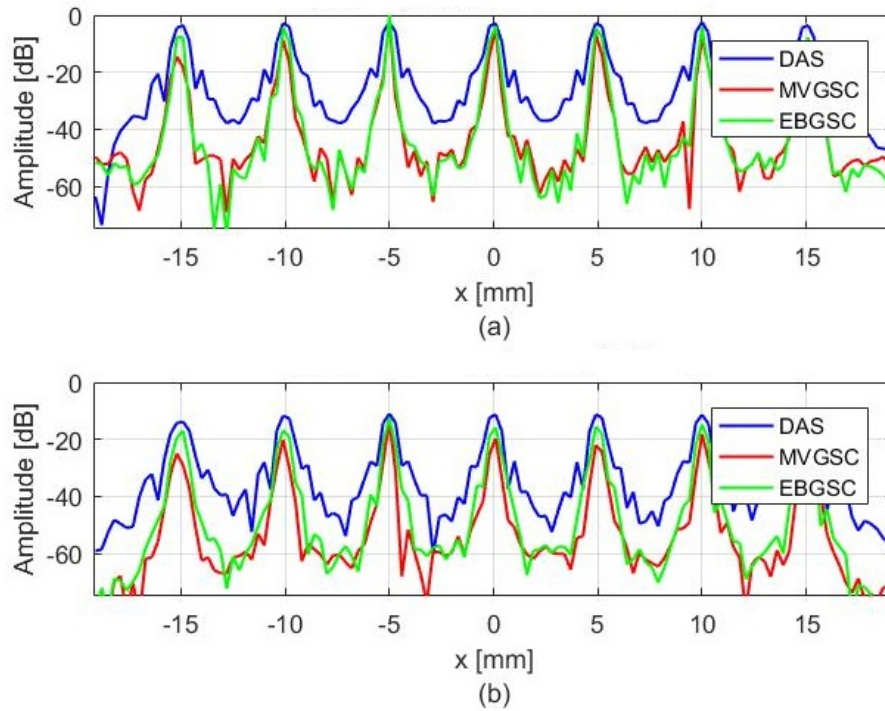
Figura 31 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com 11 planos de onda na região R1 em $x = 0$ mm.



Fonte: Autoria própria.

DAS. Obteve-se uma redução de até 0,37 mm para MVGSC, em imagem simulada, e uma redução de até 0,13 mm para EBGSC, em imagem em *phantom*.

Figura 32 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com 11 planos de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12$ mm e (b) R3 com $z = 40,15$ mm com os métodos DAS, MVGSC E EBGSC.



Fonte: Autoria própria.

Tabela 5 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos da imagem simulada com Field II com 11 planos de onda nas regiões R1, R2 e R3.

Beamformer	FWHM							
	Axial [mm]				Lateral [mm]			
	R1	R2	R3	Média	R1	R2	R3	Média
DAS	0,28	0,25	0,29	0,27	0,73	0,66	0,79	0,73
MVGSC	0,30	0,32	0,35	0,32	0,34	0,34	0,41	0,36
EBGSC	0,27	0,28	0,30	0,28	0,33	0,34	0,45	0,37

Fonte: Autoria própria.

Tabela 6 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos em *phantom* com 11 planos de onda nas regiões R1 e R2.

Beamformer	FWHM					
	Axial [mm]			Lateral [mm]		
	R5	R6	Média	R5	R6	Média
DAS	0,28	0,20	0,24	0,45	0,34	0,40
MVGSC	0,30	0,20	0,25	0,45	0,34	0,28
EBGSC	0,29	0,18	0,24	0,41	0,35	0,27

Fonte: Autoria própria.

Analisando a RDG de cada imagem, obteve-se os valores apresentados na Tabela 7. Percebe-se que o método DAS foi o que apresentou maior distorção e os métodos MVGSC e EBGSC apresentaram, principalmente em *phantom*, valores de RDG mais próximos de 1, ou

seja, com menor distorção. O método MVGSC foi o que obteve menor distorção em imagem simulada e em *phantom*.

Tabela 7 – Valores de RDG das imagens resultantes da simulação com Field II e em *phantom*.

<i>Beamformer</i>	RDG	
	Field II	<i>Phantom</i>
DAS	0,370	0,600
MVGSC	0,889	0,893
EBGSC	0,757	0,889

Fonte: Autoria própria.

Os valores de PSL foram calculados para avaliar a eficácia dos processamentos, considerando os picos centrais nas regiões R2 (simulação) e R6 (*phantom*), e podem ser vistos na Tabela 8. Os métodos MVGSC e EBGSC reduzem significativamente as intensidades dos lóbulos laterais, reduzindo cerca de 24,50 dB e 26,44 dB, respectivamente, na imagem simulada, e 1,32 dB e 3,57 dB, respectivamente, na imagem do *phantom*. Com isso, permitem uma imagem com melhor apresentação dos pontos de interesse, principalmente o método EBGSC.

Tabela 8 – Valores de PSL dos picos secundários dos picos centrais nas regiões R2 (Field II) e R6 (*phantom*).

<i>Beamformer</i>	PSL [dB]	
	Field II	<i>Phantom</i>
DAS	-19,22	-33,51
MVGSC	-43,72	-34,83
EBGSC	-45,66	-37,08

Fonte: Autoria própria.

4.1.2 RESULTADOS DE CONTRASTE

O contraste foi analisado através da região C2 na imagem simulada com Field II (Figura 33), e na região C5 na imagem com *phantom* (Figura 34). Os valores de CR e CNR podem ser vistos na Tabela 9.

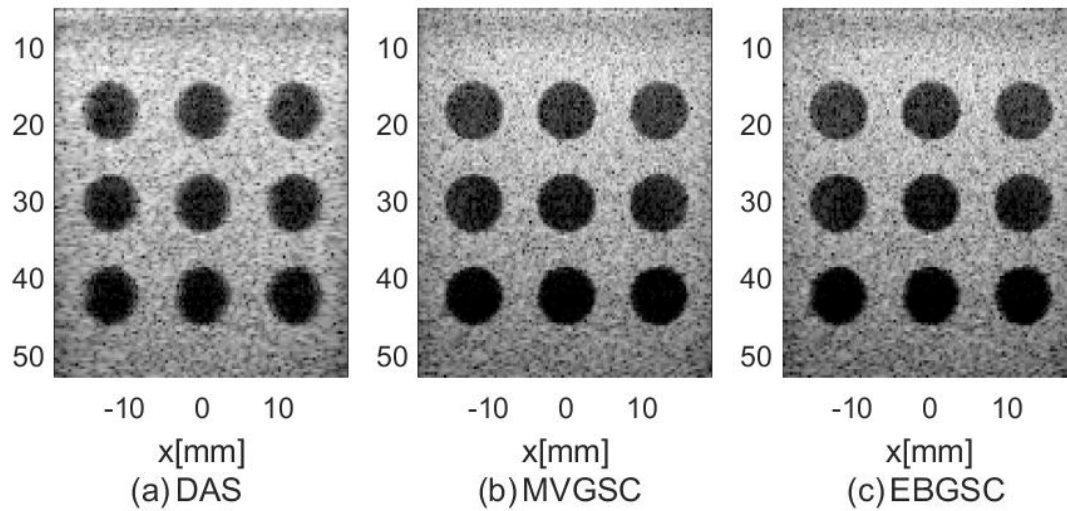
Tabela 9 – Dados SNR e de contraste (CR, CNR) obtidos da imagem simulada com Field II e em *phantom* com 11 planos de onda nas regiões C2 e C5.

<i>Beamformer</i>	Field II		<i>Phantom</i>	
	CR (dB)	CNR (dB)	CR (dB)	CNR (dB)
DAS	30,38	3,443	18,45	2,872
MVGSC	32,45	3,822	21,08	3,165
EBGSC	32,94	3,669	21,12	3,073

Fonte: Autoria própria.

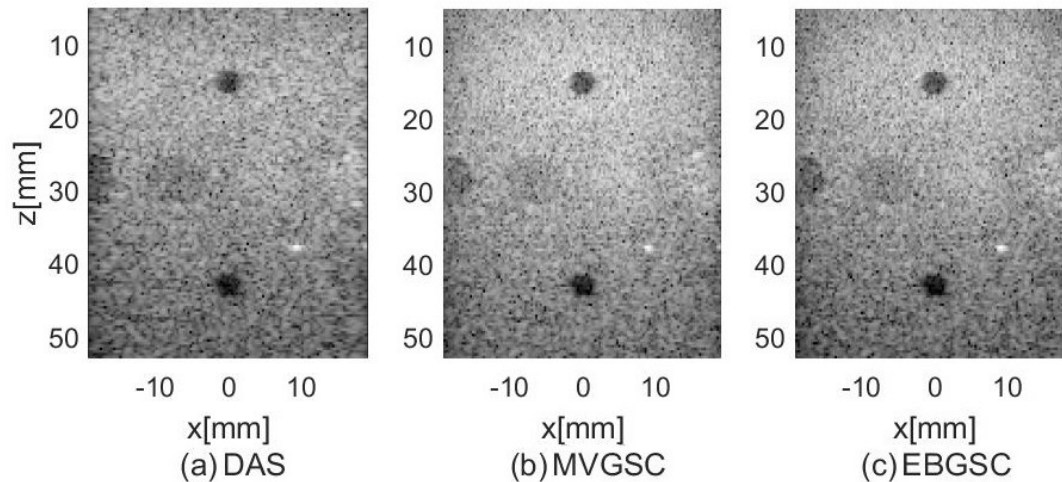
Em ambas as imagens o contraste apresentou melhora com os métodos MGSC e EBGSC comparados ao método DAS. O EBGSC apresentou uma pequena melhora de

Figura 33 – Resposta dos *beamformers* em simulação com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).



Fonte: Autoria própria.

Figura 34 – Resposta dos *beamformers* em *phantom* com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS com 128 elementos ativos, (b) MVGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$) e (c) EBGSC ($L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$, $\delta = 0,2$).



Fonte: Autoria própria.

0,39 dB na simulação e 0,04 dB no *phantom* em relação ao método MGSC. Porém, a CNR em EBGSC apresenta valor um pouco menor da CNR no MGSC.

Em algumas literaturas, como em LI et al. (2016), é possível verificar melhora de resolução e aumento de contraste de 16,77 dB e 26,73 dB comparados com MVGSC e DAS, respectivamente. Neste caso, os parâmetros utilizados foram: $M = 64$, com frequência central de 3,33 MHz, $L = 32$, $K = 0$, $\Delta = 20$ e $\delta = 0,5$. Além disso, em Schiefler et al. (2018), há uma melhora significativa na resolução lateral e um aumento de contraste de 0,73 dB e 2,2

dB em comparação com MVGSC e DAS, respectivamente. Os parâmetros utilizados foram: $M = 128$, com frequência central de 6,25 MHz, $L = 64$, $K = 0$, $\Delta = 20$ e $\delta = 0,2$.

As diferentes configurações de transmissão e processamento podem gerar variações diferentes de contraste, distorção, resolução, PSLs e FWHM, porém, em todos esses casos mostrados, o método EBGSC apresentou melhora no aspecto geral das imagens comparado com os métodos DAS e MVGSC.

Desta forma, visando aprimorar as qualidades do EBGSC foram adicionados filtros adaptativos para buscar reduzir os efeitos de ruídos.

4.2 EBGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS

Os filtros Lee, Kuan e Wiener foram adicionados ao método EBGSC e foram comparados entre si e com relação ao método DAS e MVGSC. As análises de distorção e contraste foram realizadas com as imagens resultantes de simulação via Field II, a da base de dados do PICMUS de um *phantom* e *in vivo*. As imagens *in vivo* apresentam uma região de corte longitudinal e transversal da carótida e foram utilizadas para verificar a eficácia dos métodos propostos.

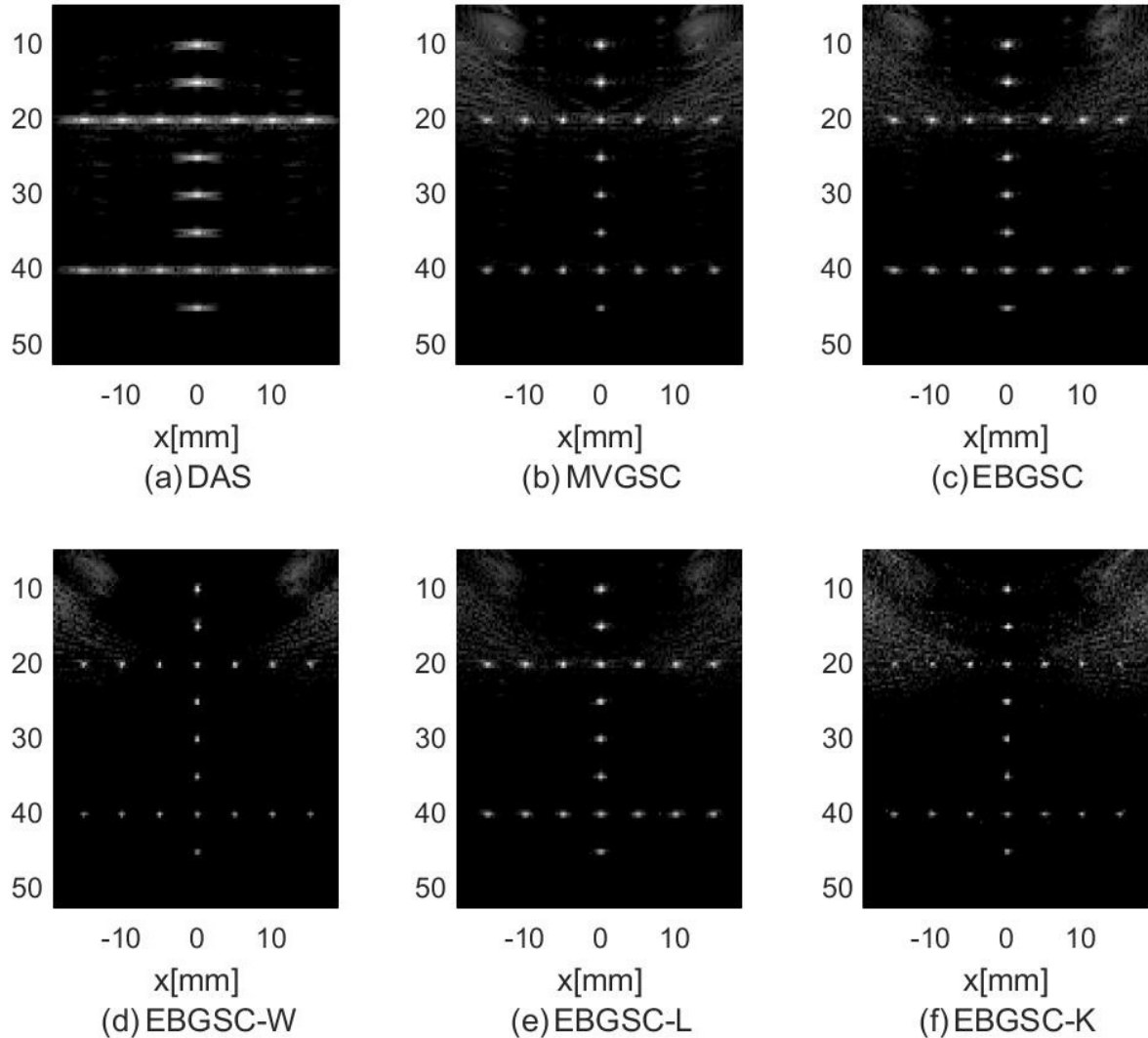
4.2.1 DISTORÇÃO DOS DADOS VIA FIELD II E PHANTOM

As imagens para análise de distorção com os métodos EGSC-W, EGSC-L e EGSC-K são mostradas nas Figuras 35 e 38, resultantes de simulação e *phantom*.

É possível perceber, avaliando apenas a imagem simulada (Figura 35), que os filtros adaptativos conseguem ajudar na redução dos lóbulos laterais com relação ao modo DAS. Na imagem com filtro Wiener ocorre uma diminuição de sinais indesejados, resultantes do processo adaptativo, que ocorrem nos cantos da imagem. Na imagem com o filtro Lee, os pontos de interesse aparentam ter intensidades maiores. A imagem com o filtro Kuan assemelha-se com a obtida com filtro Wiener, com a diferença que neste caso os sinais nos cantos da imagem aparentam ter um leve aumento.

Desta forma, para melhor visualização e poder comparar quantitativamente os métodos de *beamformer* adaptativos, os gráficos do sinal no eixo lateral são apresentados na Figura 36 e também foram calculadas as FWHM apresentadas na Tabela 10.

Figura 35 – Resposta dos *beamformers* em simulação com 11 planos de onda para análise de distorção em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.

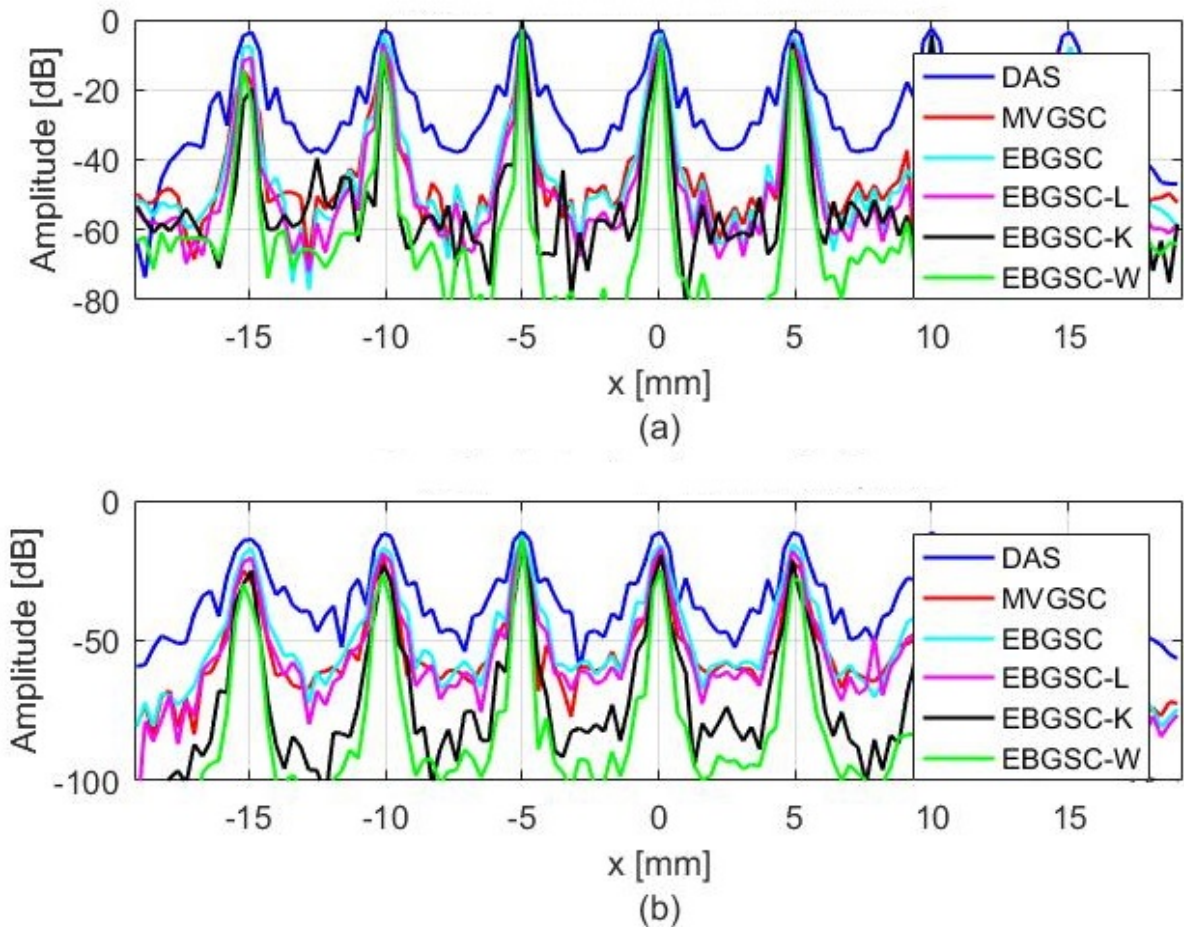


Fonte: Autoria própria.

Pelo gráfico do sinal no eixo lateral, Figura 36, verifica-se que os *beamformers* com filtros adaptativos reduzem consideravelmente as intensidades dos lóbulos laterais, comparados com o DAS, MVGSC e EBGSC, principalmente na região mais afastada em $z = 40,15$ mm. Os filtros que melhor se destacaram foram o filtro Wiener e o filtro Kuan, que conseguiram valores de intensidade bem menores do que os métodos adaptativos MVGSC, EBGSC e EBGSC-L. Porém, os filtros também diminuem a intensidade do lóbulo principal.

Comparando com suas FWHM (Tabela 10), verifica-se que os métodos que mais reduziram os lóbulos secundários, também reduziram consideravelmente a $FWHM_{Lat}$ em 0,09 mm, seguido do método EBGSC-L que reduziu em 0,03 mm. Já no eixo axial, o método EBGSC-K ganha destaque, pois diminuiu a $FWHM_{Ax}$ em 0,03 mm, tendo os outros

Figura 36 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com 11 planos de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12$ mm e (b) R3 com $z = 40,15$ mm com os métodos DAS, MVGSC, EBGSC, EBGSC-W, EBGSC-L e EBGSC-K.



Fonte: Autoria própria.

filtros apresentado $FWHM_{Ax}$ em valor aproximado. As maiores variações de FWHM, entre os métodos, são no eixo lateral e podem ser vistas pelas médias de $FWHM_{Lat}$ da Figura 37.

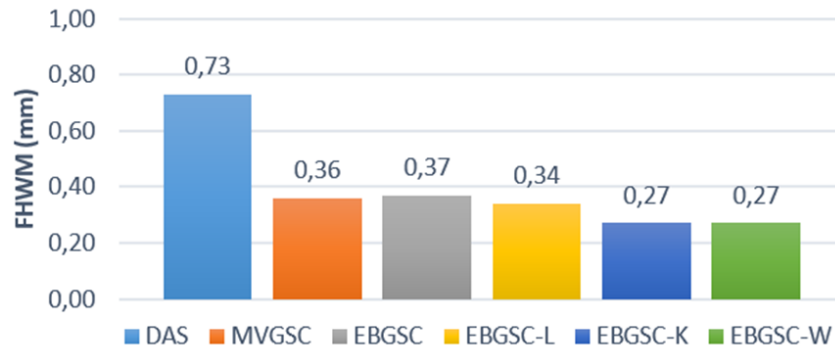
Tabela 10 – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos da imagem simulada com Field II com 11 planos de onda nas regiões R1, R2 e R3.

Beamformer	FWHM							
	Axial [mm]				Lateral [mm]			
	R1	R2	R3	Média	R1	R2	R3	Média
DAS	0,28	0,25	0,29	0,27	0,73	0,66	0,79	0,73
MVGSC	0,30	0,32	0,35	0,32	0,34	0,34	0,41	0,36
EBGSC	0,27	0,28	0,30	0,28	0,33	0,34	0,45	0,37
EBGSC-W	0,25	0,27	0,31	0,28	0,23	0,23	0,34	0,27
EBGSC-L	0,27	0,26	0,28	0,27	0,32	0,29	0,41	0,34
EBGSC-K	0,25	0,22	0,25	0,24	0,30	0,23	0,28	0,27

Fonte: Autoria própria.

O beamformer EBGSC com filtros também foi testado na imagem em phantom e gerou resultados positivos, com os pontos de interesse bem destacados, como mostra a Figura

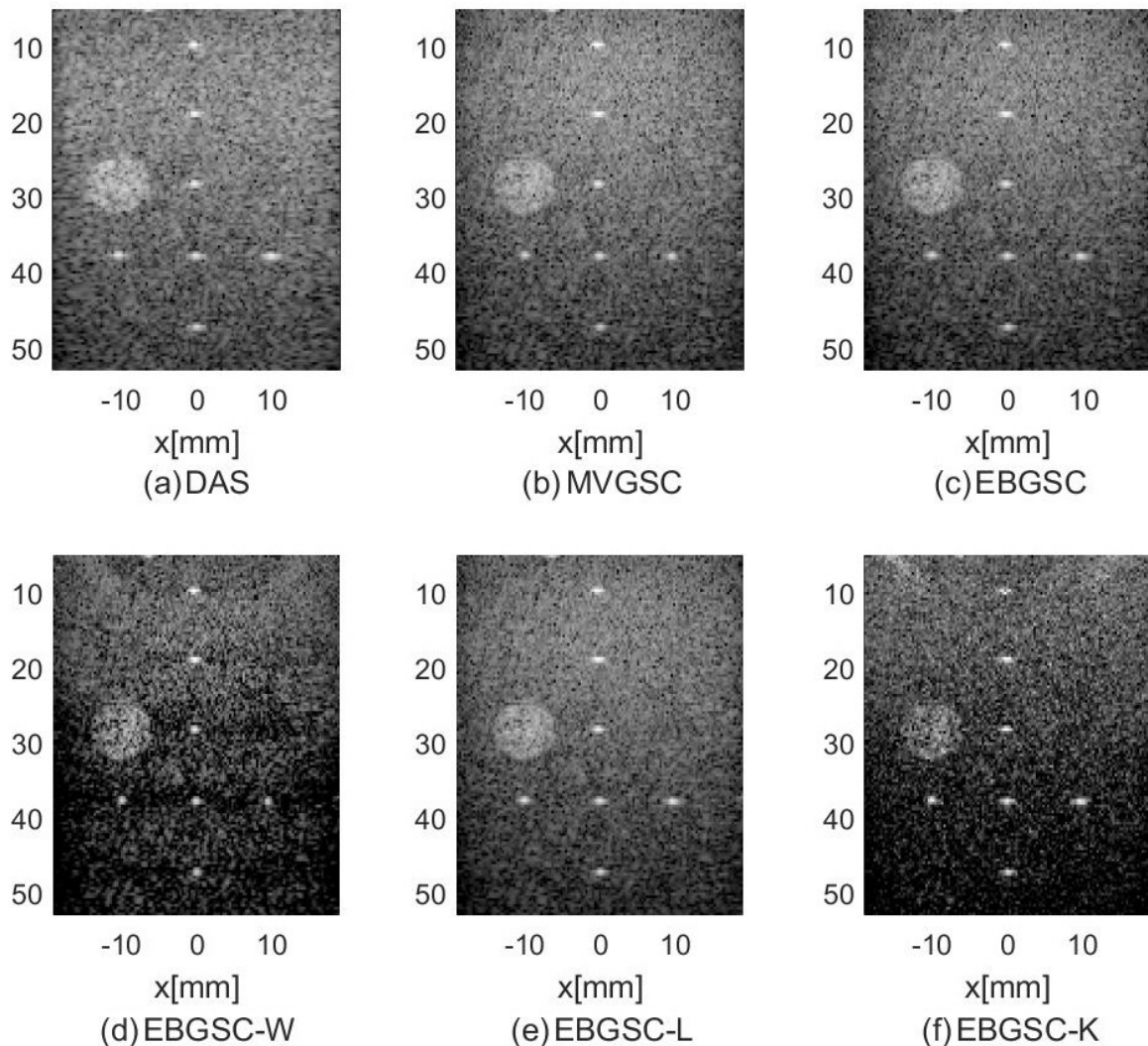
Figura 37 – Gráfico das médias de FWHM Lateral para a imagem simulada.



Fonte: Autoria própria.

38. A FWHM dos métodos propostos pode ser observada na Tabela 11. As médias de variação de $FWHM_{Lat}$ são apresentadas na Figura 39.

Figura 38 – Resposta dos *beamformers* em *phantom* com 11 planos de onda para análise de distorção em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.



Fonte: Autoria própria.

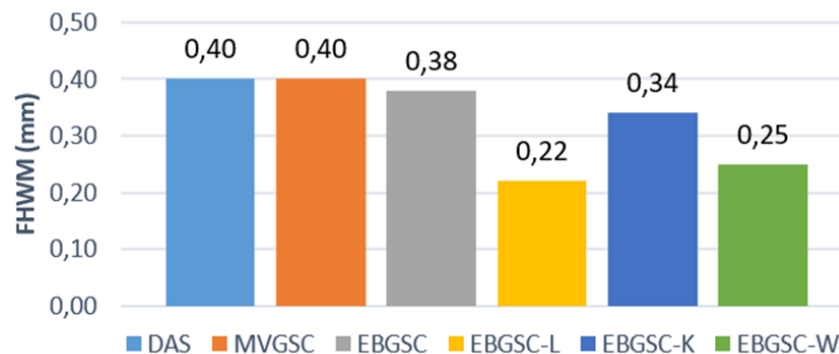
Na Tabela 11 é possível ver que os métodos com filtros adaptativos reduziram a $FWHM_{Ax}$ para 0,22 mm, 0,22 mm e 0,15 mm, para filtro Wiener, Lee e Kuan, respectivamente. Na eixo lateral os filtros Wiener e Kuan reduziram a $FWMH_{Lat}$ para 0,22 mm e 0,25 mm, respectivamente, porém o filtro Lee gerou uma $FWMH_{Lat}$ de 0,34 mm, bem aproximada do método DAS, que foi de 0,40 mm.

Tabela 11 – – Dados de FWHM Lateral e Axial obtidos da imagem em *phantom* com 11 planos de onda nas regiões R5 e R6.

<i>Beamformer</i>	FWHM					
	Axial [mm]			Lateral [mm]		
	R5	R6	Média	R5	R6	Média
DAS	0,28	0,20	0,24	0,45	0,34	0,40
MVGSC	0,30	0,20	0,25	0,45	0,34	0,28
EBGSC	0,29	0,18	0,24	0,41	0,35	0,27
EBGSC-W	0,26	0,18	0,22	0,28	0,15	0,22
EBGSC-L	0,26	0,17	0,22	0,43	0,24	0,34
EBGSC-K	0,17	0,13	0,15	0,32	0,17	0,25

Fonte: Autoria própria.

Figura 39 – Gráfico das médias de FWHM Lateral para a imagem em *phantom*.



Fonte: Autoria própria.

Analisando a RDG de cada imagem, obteve-se os valores apresentados na Tabela 12. Nos dados em imagem simulada, os métodos com filtros geraram os melhores valores de RDG, ou seja, menores distorções. Entretanto, quando avaliados na imagem em *phantom*, os métodos EBGSC-L e EBGSC-K apresentaram maiores distorções, apresentando RDG aproximada ao método DAS. Em ambos os casos, o método EBGSC-W recebe destaque, pois apresentou RDG bem próxima de 1, em imagem simulada, e igual a 1, em imagem em *phantom*.

Os valores de PSL foram calculados para avaliar a eficácia dos processamentos, considerando os pontos centrais nas regiões, e podem ser vistos na Tabela 13. Pode-se ver que os *beamformers* com os filtros adaptativos conseguiram reduzir os picos secundários em -26,78 dB, -47,41 dB e -59,72 dB, para os filtros Lee, Kuan e Wiener na imagem simulada,

Tabela 12 – Valores de RDG das imagens resultantes da simulação com Field II e em *phantom*.

RDG		
<i>Beamformer</i>	Field II	<i>Phantom</i>
DAS	0,370	0,600
MVGSC	0,889	0,893
EBGSC	0,757	0,889
EBGSC-L	0,794	0,647
EBGSC-K	0,889	0,600
EBGSC-W	1,037	1,000

Fonte: Autoria própria.

respectivamente. Essa redução também aparece na imagem em *phantom*, ocorrendo reduções de -4,57 dB, -11,89 dB e -22,43 dB, devido aos filtros Lee, Kuan e Wiener, respectivamente. A diminuição da PSL na imagem em *phantom* é positiva, pois, nesta imagem há a presença de mais interferências e ruídos, sendo um fator positivo para utilização dos métodos propostos.

Tabela 13 – Valores de PSL das imagens resultantes da simulação com Field II e em *phantom*.

PSL (dB)		
<i>Beamformer</i>	Field II	<i>Phantom</i>
DAS	-19,22	-33,51
MVGSC	-43,72	-34,83
EBGSC	-45,66	-37,08
EBGSC-L	-46,00	-38,08
EBGSC-K	-66,63	-45,40
EBGSC-W	-78,94	-55,94

Fonte: Autoria própria.

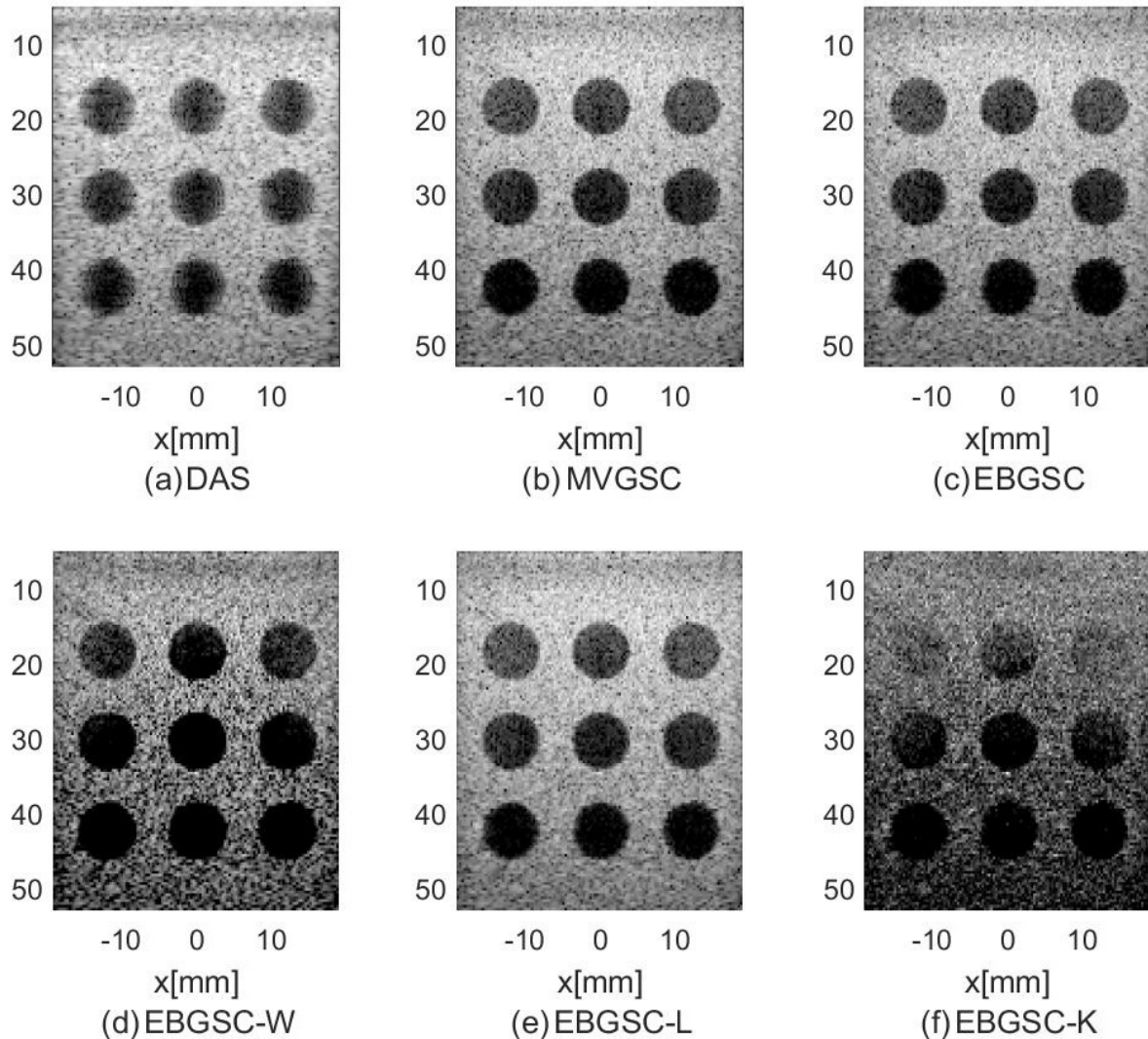
4.2.2 CONTRASTE DOS DADOS VIA FIELD II E PHANTOM

As imagens para análise de contraste com os métodos EGSC-W, EGSC-L e EGSC-K são mostradas nas Figuras 40 e 41, resultantes de simulação via Field II e *phantom*. Em ambas as aplicações é possível ver que o filtro Wiener apresenta uma imagem com melhor contraste. Já o filtro Lee apresenta uma piora e o filtro Kuan apresenta uma imagem com perda de informação principalmente nas regiões mais próximas no eixo z .

Para análise quantitativa das imagens, o CR e CNR da Figura 40 foram calculados nas regiões C1, C2 e C3, e na Figura 41, nas regiões C4 a C5. A SNR também foi calculada para avaliar a eficiência dos filtros na redução de *speckle*.

Na Tabela 14, analisando a imagem simulada, é possível avaliar que o contraste é reduzido nas regiões mais próximas ao transdutor e aumentam com o afastamento, principalmente nos métodos com filtro Kuan e Wiener. Na Tabela 15, é mostrado que imagem em *phantom*, os filtros seguiram o mesmo padrão de comportamento, exceto os métodos DAS

Figura 40 – Resposta dos *beamformers* em simulação com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.

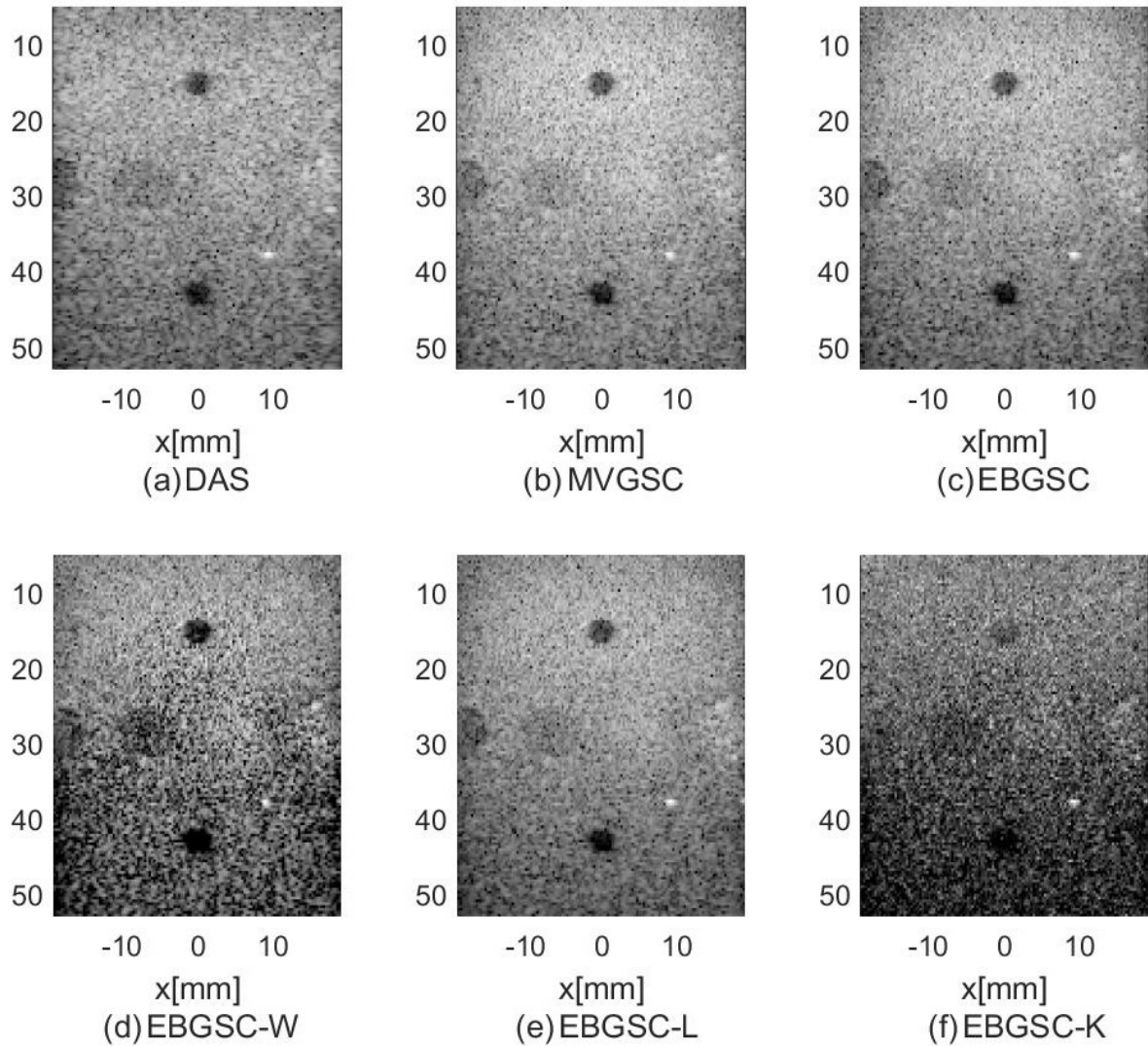


Fonte: Autoria própria.

e MVGSC.

Avaliando-se os dados da Figura 42, é possível ver que os filtros Lee e Wiener melhoram o contraste, em média, da imagem simulada em 2,35 dB e 21,09 dB comparados ao método DAS, respectivamente. Porém o filtro Kuan reduz o CR em 6,03 dB, mesmo apresentando a maior SNR. Na imagem em *phantom*, apresentada na Figura 43, os filtros seguiram o mesmo padrão de comportamento, com melhoria de contraste, em média, de 1,90 dB e 12,75 dB para os filtro Lee e filtro Wiener, respectivamente, e redução de contraste com filtro Kuan de 7,99 dB.

Figura 41 – Resposta dos *beamformers* em *phantom* com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.



Fonte: Autoria própria.

Tabela 14 – Dados SNR e de contraste (CR, CNR) obtidos da imagem simulada com Field II com 11 planos de onda na regiões C1, C2 e C3.

<i>Beamformer</i>	Field II						SNR
	CR (dB)			CNR (dB)			
	C1	C2	C3	C1	C2	C3	
DAS	29,32	30,38	30,92	3,212	3,443	3,293	6,78
MVGSC	30,38	32,45	35,06	3,558	3,822	4,080	6,92
EBGSC	30,16	32,94	35,39	3,481	3,669	3,995	7,21
EBGSC-L	30,00	32,70	34,99	3,277	3,797	3,938	7,00
EBGSC-K	14,32	26,75	31,47	1,038	1,930	4,085	10,43
EBGSC-W	39,65	55,11	59,14	2,654	3,584	2,203	6,10

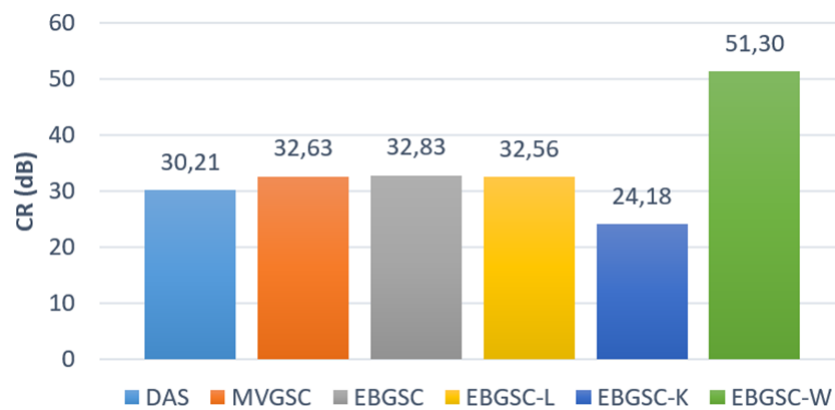
Fonte: Autoria própria.

Tabela 15 – Dados SNR e de contraste (CR, CNR) obtidos da imagem em *phantom* com 11 planos de onda na regiões C4 e C5.

<i>Beamformer</i>	<i>Phantom</i>				
	CR (dB)		CNR (dB)		SNR
	C4	C5	C4	C5	
DAS	19,23	18,45	2,876	2,872	11,84
MVGSC	21,16	21,08	3,260	3,165	9,97
EBGSC	19,89	21,12	3,196	3,073	10,93
EBGSC-L	19,94	21,54	3,057	3,039	12,02
EBGSC-K	7,44	14,26	0,980	1,725	11,99
EBGSC-W	27,02	36,16	2,788	3,260	9,49

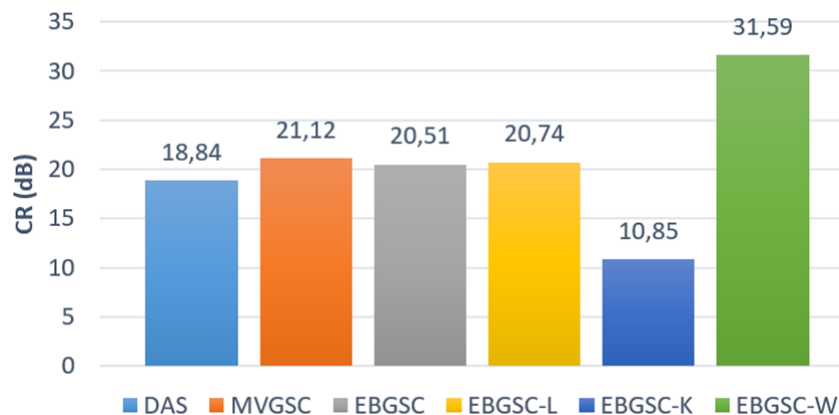
Fonte: Autoria própria.

Figura 42 – Gráfico das médias de CR Lateral para a imagem simulada via Field II.



Fonte: Autoria própria.

Figura 43 – Gráfico das médias de CR Lateral para a imagem em *phantom*.

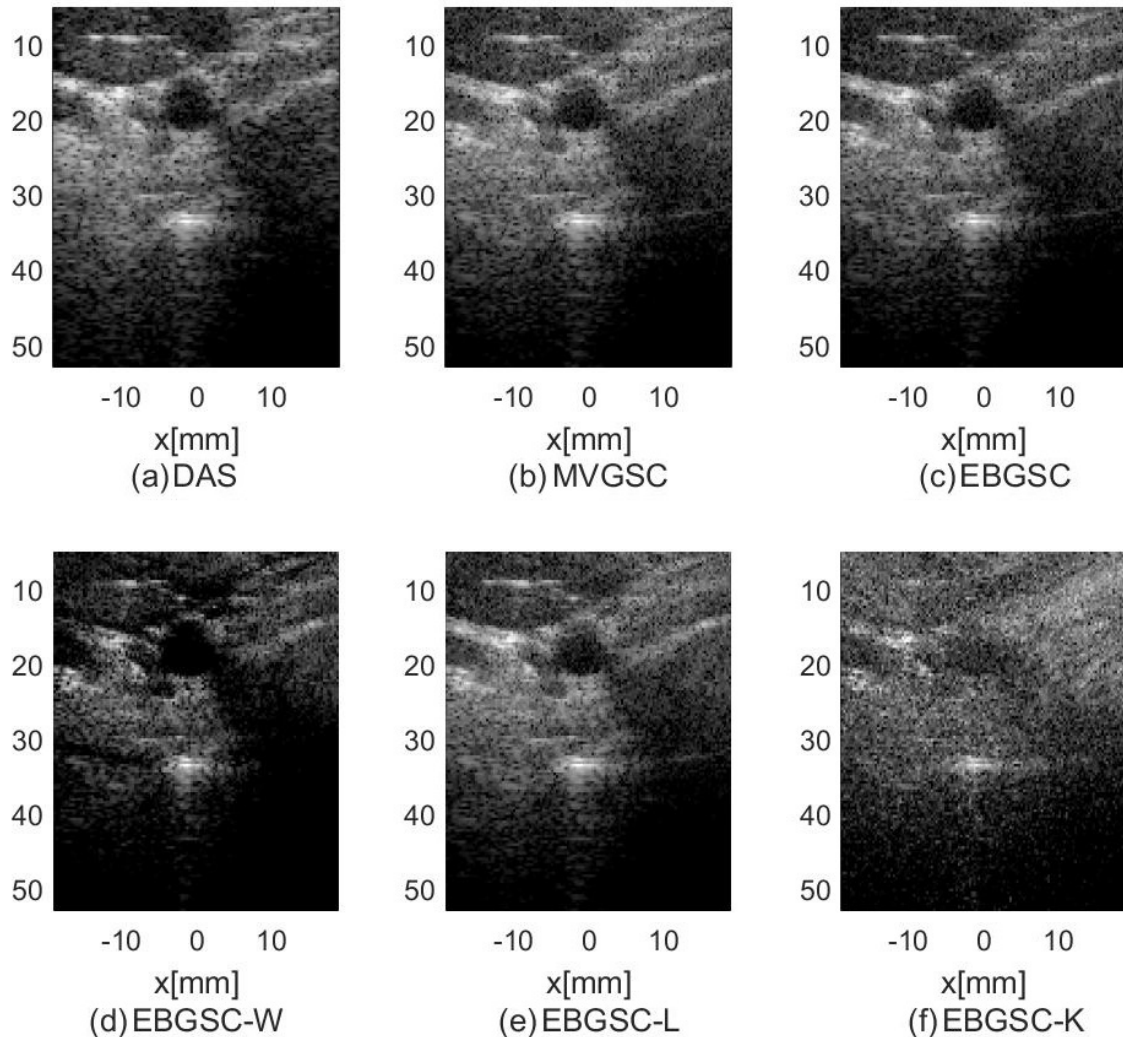


Fonte: Autoria própria.

4.2.3 RESULTADOS DE IMAGEM DOS DADOS *IN VIVO*

Para avaliar a eficiência dos métodos estudados, estes foram aplicados em dados adquiridos *in vivo* disponibilizados pelo PICMUS, os quais apresentam uma imagem de corte transversal e longitudinal da carótida. O corte transversal teve o contraste avaliado pela região C6. A imagem resultante no corte transversal pode ser vista na Figura 44.

Figura 44 – Resposta dos *beamformers in vivo* com 11 planos de onda para análise de contraste em (a) técnica DAS, (b) MVGSC, (c) EBGSC, (d) EBGSC-W, (e) EBGSC-L e (f) EBGSC-K.



Fonte: Autoria própria.

Na imagem do corte transversal da carótida, os filtros adaptativos tiveram comportamentos diferentes. Na imagem com EBGSC-W, os pontos de maiores e menores intensidades aparecem mais destacados e a imagem se apresenta mais escura, porém alguns pontos aparentam ter uma melhor definição de profundidade. Já com EBGSC-L, a imagem se apresenta um pouco mais clara e percebe-se uma piora na qualidade com relação à imagem com o método DAS. Por fim, com EBGSC-K a região de corte transversal da carótida praticamente não é visível, representando uma perda de contraste.

Os valores de CR, CNR e SNR foram calculados para análise e podem ser vistos na Tabela 16. As imagens com os filtros Lee e Kuan apresentam uma perda de contraste em relação ao método DAS, como visto na Figura 44. Essa redução foi de 1,95 dB para EBGSC-L, e de

8,50 dB para EBGSC-K, mais de 50 % em relação ao método DAS.

Uma grande perda de contraste corresponde a uma imagem com menos informações entre diferentes regiões, piorando a visualização da carótida, e uma baixa CNR representa uma grande perda de informação de estruturas, como poder ser visto na Figura do EBGSC-K. Apesar dos filtros adaptativos apresentarem melhor SNR, os filtros Lee e Kuan não foram suficientes neste caso para melhoria de contraste. Dessa forma, para a imagem de corte transversal da carótida, o filtro Wiener foi o que apresentou melhores resultados, pois possui maior SNR, aumentou o CR e a sua CNR mesmo sendo inferior à do método DAS, é maior do que as dos métodos MVGSC, EBGSC, EBGSC-L e EBGSC-K.

Tabela 16 – Dados de SNR e contraste (CR, CNR) obtidos da imagem gerada com dados *in vivo* com 11 planos de onda na região C6.

<i>Beamformer</i>	CR (dB)	CNR (dB)	SNR
DAS	16,68	2,029	11,98
MVGSC	14,85	1,809	11,80
EBGSC	14,95	1,830	12,29
EBGSC-W	20,25	1,834	13,50
EBGSC-L	14,73	1,781	12,22
EBGSC-K	8,18	0,930	12,03

Fonte: Autoria própria.

5 DISCUSSÕES

Os métodos propostos envolvendo a utilização de filtros adaptativos com EBGSC são relativamente novos, sendo encontradas apenas pesquisas com as técnicas EBGSC, EBMV-W e de filtros adaptativos separadamente aplicados em imagens Modo B.

Analisando o EBGSC-W e o EBGSC-K, neste trabalho, ambos apresentaram a redução de $FWHM_{Lat}$ da imagem simulada com Field II de 0,46 mm (63 %) comparado ao método DAS e de 0,10 mm (27 %) em comparação ao método EBGSC. Analisando a PSL, os valores obtidos foram de -19,22 dB, -45,66 dB, -66,63 dB e -78,94 dB para os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-K e EBGSC-W, significando uma redução de 59,72 dB e 33,28 dB com o EBGSC-W, comparando com a técnica DAS e EBGSC, respectivamente. E uma redução de 47,41 dB e 20,97 dB com o EBGSC-K, comparando com a técnica DAS e EBGSC, respectivamente.

No contraste, o método EBGSC-W apresentou para a simulação uma melhora de CR médio de 70 % e 56 %, comparado aos métodos DAS e EBGSC, respectivamente, e para imagem em *phantom* apresentou melhora de 68 %, em relação ao método DAS, e de 54 % em relação ao método EBGSC.

Comparando com outras literaturas, uma pesquisa utilizando filtro Wiener (ZENG et al., 2012), com a técnica EBMV aplicada em simulação (com um transdutor linear de 128 elementos, frequência de 7 MHz, $L = 48$) obteve o valor de $FWHM_{Lat}$ de 0,03 mm, indicando uma diminuição de 0,17 mm (85 %) comparado com o método DAS e de 0,03 mm (50 %) em comparação ao método EBMV. Também foi apresentado que a PSL conseguiu valores de -21,67 dB, -89,35 dB e -148,90 dB, para os métodos DAS, EBMV e EBMV-W, significando uma redução de 127,23 dB e 59,55 dB com o EBMV-W comparando com a técnica DAS e EBMV, respectivamente.

Em relação ao contraste, Zeng et al., (2012) aponta valores de CR, resultantes via simulação, iguais a 14,52 dB, 37,12 dB e de 49,35 dB para as técnicas DAS, EBMV e EBMV-W, evidenciando uma melhora de 34,83 dB (240 %) e 12,23 dB (33 %) no contraste com a técnica utilizando o filtro Wiener em relação à técnica DAS e EBMV, respectivamente. Já em imagem gerada com *phantom*, a CR exibiu valores de 2 dB, 9,79 dB e 18,28 dB, para os métodos DAS, EBMV e EBMV-W, apontando uma melhora de 16,28 dB (814 %) e 8,49 dB (87 %), comparados às técnicas DAS e EBMV (ZENG et al., 2012), apresentando comportamento

parecido com o mostrado neste trabalho.

Analisando os resultados obtidos em imagem *in vivo* da carótida, os valores obtidos de CR/CNR, neste trabalho, foram de 16,68/2,029 para o método DAS e de 20,25/1,834 dB para EBGSC-W. Comparando com uma pesquisa apresentada por Zhao et al., (2017), os valores de CR/CNR foram de 16,41/1,26 dB para o método DAS e de 20,06/1,19 dB para EBMV-W. Com isso, pode-se ver que o contraste apresenta melhora significativa em ambas as pesquisas com a utilização do filtro Wiener mais a técnica EBMV em imagem *in vivo*.

Em outra pesquisa com EBMV-W (ALIABADI et al., 2016), via simulação (utilizando transdutor de 128 elementos com frequência de 5 MHz e $L = 48$) a CR alcançou valores de -19,90 dB e -46,30 dB, com CNR de 1,67 dB e 1,89 dB, respectivamente, para as técnicas DAS e EBMV-W. Também neste caso, o filtro Wiener, em junção com o método de *Eigenspace*, apresentou melhora significativa.

Não foram encontradas pesquisas utilizando os filtros Lee e Kuan com os métodos apresentados neste trabalho, nem com imagens de ultrassom utilizando ondas planas. Com isso, para análise dos filtros Lee e Kuan, avaliou-se os dados obtidos em relação ao método DAS e EBGSC-W. Em relação à PSL, os filtros Lee e Kuan reduziram os picos laterais em 26,78 dB e 47,41 dB, respectivamente, em relação ao método DAS, mostrando-se adequados na redução de lóbulos laterais.

Avaliando o contraste médio, o método EBGSC-L conseguiu melhorar em relação ao método DAS em 2,35 dB (em simulação) e 1,90 dB (em *phantom*), porém gerou valores aproximados em relação aos métodos MVGSC e EBGSC tanto em simulação quanto em *phantom*. Na imagem *in vivo*, o contraste não apresentou melhora em comparação aos métodos DAS, MCGSC, EBGSC e EBGSC-W. Isto indica a necessidade de mais pesquisas com o filtro Lee em imagens em *phantom* e *in vivo*.

Já o método EBGSC-K, foi o que apresentou menores valores de contraste em relação a todos os outros métodos, em todas as imagens testadas, significando não ser uma boa técnica nesse quesito.

Os valores de SNR das imagens obtidas neste trabalho em simulação foram de 6,78, 7,00, 10,43 e 6,10, e em *phantom* foram de 11,84, 12,02, 11,99 e 9,49, para os métodos DAS, EBGSC-L, EBGSC-K e EBGSC-W, respectivamente. Em ambos os casos, os filtros Lee e Kuan, melhoraram a SNR em relação ao método DAS e EBGSC-W. Já o filtro Wiener apresentou SNR

menor que o método DAS, entretanto, apresentou valor de contraste bem elevado.

Em uma pesquisa com filtros, aplicados em imagens de ultrassom Modo B (TASNIM et al., 2017), os filtros Wiener, Lee e Kuan aplicados em imagem de um *phantom* com cistos, gerou os seguintes valores de SNR de 22,10, 22,10 e 26,40 para os filtros Lee, Kuan e Wiener, respectivamente. Em outro estudo, a SNR apresentou valores de 37,35 e 20,81 para o filtro Lee e Wiener (RAMOS, 2010), respectivamente. Estes dados mostram que os filtros adaptativos podem ser bons para reduzir ruído *speckle*, assim melhorando SNR.

Avaliando a RDG, o método EBGSC-W foi o que apresentou melhores valores (RDG em torno de 1) em *phantom* e em imagem simulada, significando menores distorções entre os eixos. Considerando que a espessura do *nylon* no alvo, onde foi calculada a FWHM no *phantom*, possui diâmetro igual a 0,10 mm (mesmo considerando que na imagem seu tamanho teria alguma pequena variação, pois o som se propaga com diferente velocidade em nylon), pode-se dizer que o filtro Wiener, que apresentou valor de $FWHM_{Lat}$ igual a 0,22 mm, obteve $FWHM_{Lat}$ com valor mais próximo do valor real do que método DAS, que obteve $FWHM_{Lat}$ igual a 0,40 mm.

As RDGs dos métodos EBGSC-L e EBGSC-K, em simulação, foram iguais a 0,794 e 0,889, respectivamente. Esses valores são melhores que o valor de RDG do método DAS que foi de 0,370, significando redução na distorção. Entretanto, na imagem em *phantom*, os valores de RDG foram de 0,647, para EBGSC-L, e 0,600, para EBGSC-K, os quais apresentaram-se com pouca diferença e igual a RDG do método DAS, respectivamente. Dessa forma, não significaram melhoria significativa na redução da distorção.

Assim, tanto os resultados obtidos neste trabalho e os apresentados em pesquisas de Zeng et al. (2012), Zhao et al. (2017) e Aliabadi et al. (2016) reforçam a eficiência do método EBGSC-W para melhorar distorção, suprimir os lóbulos secundários e melhorar contraste de imagens de ultrassom.

O filtro Lee também conseguiu suprimir efetivamente os lóbulos laterais, melhorar o contraste médio em imagem simulada, com relação a técnica DAS, e melhorar a RDG na imagem via Field II. Porém não apresentou melhoria significativa da RDG em relação ao método DAS na imagem em *phantom* e nem melhoria de contraste na imagem *in vivo*, sendo isso um indicativo de necessidade de mais pesquisas com esta técnica.

Já o filtro Kuan foi o que menos apresentou melhorias, indicando não ser uma técnica

adequada para melhorar processamento de imagens de ultrassom com o método EBGSC.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho propôs uma melhoria no processamento de imagens de ultrassom com ondas planas através da combinação do *beamformer* EBMV com GSC e filtros adaptativos, e o objetivo foi alcançado com o *beamformer* EBGSC-W.

Os resultados foram positivos e pode-se concluir que o EBGSC-W apresentou os melhores resultados comparados com os métodos DAS e EBMV, pois gerou melhorias tanto de contraste (em simulação, *phantom* e *in vivo*), como de redução de distorção e obteve as maiores reduções nos lóbulos laterais.

Os outros filtros adaptativos também apresentaram pontos positivos, como *beamformer* EBGSC-L que permitiu redução de *speckle*, melhoria de contraste e redução de PSL comparados aos métodos DAS e EBMV, sendo necessárias mais pesquisas com esta técnica em imagens *in vivo* para melhor avaliar a eficiência do método. O *beamformer* EBGSC-K apresentou redução de *speckle*, porém não foi suficiente para melhorar o contraste em imagem *in vivo*. Entretanto, esse método permitiu redução de PSL tanto quanto o EBGSC-W, que apresentou melhores SNR e obteve os menores FWHM. Com isso, também realça a necessidade de mais pesquisas com essa técnica.

A utilização de EBGSC com filtros adaptativos é relativamente nova, sendo assim são necessários mais estudos de sua aplicação em sinais de ultrassom para melhorar a qualidade da imagem reconstruída e, conseqüentemente, facilitar o diagnóstico médico.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros sugere-se:

- Testar as técnicas apresentadas em relação à melhoria das resoluções axiais e laterais.
- Testar variações de valores das constantes Δ e δ , a fim de avaliar a melhoria da imagem.
- Pesquisar e comparar as técnicas com filtros adaptativos com imagens adquiridas *in vivo* de diferentes regiões.
- Pesquisar e implementar novos filtros aplicados com as técnicas de *beamformer* adaptativo EBGSC.

- Pesquisar e aplicar novas técnicas de processamento de imagens de ondas plana e aplicar GSC.
- Pesquisar e estudar os filtros adaptativos aplicados em outras técnicas de processamento de imagens, como por exemplo *sparse arrays*.
- Implementar os algoritmos desenvolvidos em Unidades de Processamento Gráfico (GPUs) ou Processadores Digitais de Sinais (DSPs) para avaliar a capacidade de execução deles em tempo real.

REFERÊNCIAS

- AHN, D., JEONG, M., KWON, S., BAE, M. A digital scan conversion algorithm using Fourier transform. **2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings**, Roma, p.1322-1325, 2009.
- ALI, M.; MAGEE, D.; DASGUPTA, U. **Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging**. Texas Instruments Incorporated, White Paper. , 2008. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/wp/sprab12/sprab12.pdf>. Acesso em: 20 jan. 2020.
- ALIABADI, S.; WANG, J.; YU, J. Adaptive Scaled wiener Postfilter Beamformer for Ultrasound Imaging. **URSI Asia-Pacific Radio Science Conference**, Seoul, South Korea, p.1449-1452, 2016.
- APPLEBAUM, S.; CHAPMAN, D. Adaptive Arrays with Main Beam Constraints. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, vol. 24, no. 5, pp. 650–662, 1976.
- ASL, B.M.; MAHLOOJIFAR, A. Eigenspace-Based Minimum Variance Beamforming Applied to Medical Ultrasound Imaging. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, vol. 57, no. 11, 2010.
- ASSEF, A. **Arquitetura de hardware multicanal reconfigurável com excitação multinível para desenvolvimento e testes de novos métodos de geração de imagens por ultrassom**. 2013. 205 f. Tese (Doutorado) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.
- BERCOFF, J.; MONTALDO, G.; LOUPAS, T.; SAVERY, D.; MÉZIÈRE, F.; FINK, M.; TANTER, M. Ultrafast compound doppler imaging: Providing full blood flow characterization. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 58, n. 1, p. 134-147, 2011.
- BRONZINO, J. D. **Biomedical engineering and instrumentation: Basic concepts and application**. PWS Engineering, p. 347-386, 1986.
- CAPON, J. High Resolution Frequency-Wavenumber Spectrum Analysis. **Proceedings of the IEEE**, vol. 57, no. 8, pp. 1408-1418, 1969.
- CHRISTENSEN, D. A. **Ultrasonic Bioinstrumentation**. Nova York, John Wiley & Sons, p. 256, 1988.
- CINCOTTI, G.; CARDONE, G.; GORI, P.; PAPPOLARDO, M. Efficient transmit beamforming in pulse-echo ultrasonic imaging. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 46, n. 6, 1450–1458, 1999.
- CIRS. **Multi-purpose multi-tissue ultrasound phantom**. 2020. Disponível em: <http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/04/040GSE-DS-120418.pdf>. Acesso em: 13 de jan. de 2020.
- DORT, S.; MUTH, S.; SWILLENS, A.; SEGERS, P.; CLOUTIER, G.; GARCIA, D.. Vector flow mapping using plane wave ultrasound imaging. **2012 IEEE International Ultrasonics Symposium**, Dresden, p.330-333, 2012.

FEKKES,S.; SARIS, A. E. C. M.; NILLESEN,M.M.; MENSSEN, J.; HANSEN, H.H.G.; KORTE,C.L. Simultaneous Vascular Strain and Blood Vector Velocity Imaging Using High-Frequency Versus Conventional-Frequency Plane Wave Ultrasound: A Phantom Study. **IEEE transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control**, v. 65, n. 7, p. 1166-1181, 2018.

FISH, P. **Diagnostic in medical ultrasound**. New York, John Wiley & Sons, p. 250, 1990.

GARCIA, D.; TARNEC, L. Le; MUTH, S.; MONTAGNON, E.; PORÉE, J.; CLOUTIER, G. Stolt's f-k Migration for Plane Wave Ultrasound Imaging. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 60, n. 9, p. 1853–1867, 2013.

GRANADO, D.W. **Comparação entre métodos delay-and-sum e f-k migration para reconstrução de imagens doppler por ultrassom**. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2017.

HADJICOSTIS, A. N.; HOTTINGER, C. F.; ROSEN, J. J.; WELLS, P. N. . Ultrasonic transducer materials for medical applications. **Ferroelectronics**, v. 60, p.107–126, 1984.

HAYMAN, A.J.; WEIGHT, J.P. - Transmission and reception of short ultrasonic pulses by circular and square transducers. **The Journal of The Acoustical Society of America**, Paris, v. 66, n. 4, p. 945-951, 1979.

HEDRICK, W. R.; HYKES, D. L.; STARCHMAN, D. E. **Ultrasound Physics and Instrumentation**. 3. ed. [S.l.]: Mosby Inc., 1995.

JENSEN, J. A. Field: A program for simulating ultrasound systems. *Med. Biol. Eng. Comp.*, **10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging**, v. 4, Supplement 1, p. 351–353, 1996b.

JENSEN, J. A. **Linear description of ultrasound imaging systems**. Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging Technical University of Denmark, v. 74, 2001.

JENSEN, J. A.; HOLM, O.; JENSEN, L. J.; BENDSEN, H.; NIKOLOV, S. I.; TOMOV, B. G.; GAMMELMARK, K. L. Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 52, n. 5, p. 881–891, 2005.

JENSEN, J. A.; SVENDSEN, N. B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control**, v. 39, n. 2, p. 262-267, 1992.

KUAN, D.; SAWCHUK, A.; STRAND, T.; CHAVEL, P. Adaptive restoration of images with speckle. **IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing**, v.35, p. 373-383, 1987.

LEE, J.S. Speckle suppression and analysis for synthetic aperture radar images. **Optical Engineering**, v. 25, n. 5, 1986.

LIEBGOTT, H.; RODRIGUEZ-MOLARES, A.; CERVENANSKY, F.; JENSEN, J.A.; BERNANRD, O. Plane-Wave Imaging Challenge in Medical Ultrasound. **2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)**, p. 1-4, 2016.

LI, J.; CHEN, X.; WANG, Y.; LI, W.; YU, D. Eigenspace-Based Generalized Sidelobe Canceller Beamforming Applied to Medical Ultrasound Imaging. **Sensors**, v. 16, n. 8, p. 1192-2003, 2016.

MAGEE, D. P.; ALI, M. A reduced multiplier beamformer architecture for ultrasound imaging systems. **Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009**, p. 2256–2259, 2009.

MAIA, J. M. **Apostila de Ultrassom**. 2004.

MATRONE, G., SAVOIA, A.S.; CALIANO, G.; MAGENES, G. The delay multiply and sum beamforming algorithm in ultrasound B-Mode medical imaging. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 34, 2015.

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.

NATHAN, K. S.; KURLANDER, J. C. Speckle noise reduction of one-look SAR imagery. **Proceedings of IGARSS'87 Symposium. Ann Harbour**, 1987.

NIKOLOV, S. I.; JENSEN, J. A.; GAMMELMARK, K. I.; PEDERSEN, M. H. Synthetic aperture ultrasound imaging. **Ultrasonics**, v. 44, p. 5-15, 2006.

OLYMPUS, N. **Introduction of phased array ultrasonic technology Applications - R/D Tech Guideline**. Waltham: Olympus NDT, p. 376, 2004.

OPPENHEIM, A. V.; SCHAFFER, R. W. **Digital Signal Processing**. New Jersey: Prentice Hall Inc., p. 585, 1975.

RAMOS, P.Z.A. **Segmentação de Imagens Ultrassônicas para detecção de Nódulos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade de São Paulo – Escola de Engenharia Elétrica, 2010.

RODRIGUEZ-MOLARES, A.; BERNARD, O. **PICMUS Framework**. 2017. Disponível em: https://www.creatis.insa-lyon.fr/EvaluationPlatform/picmus/files/system_settings.pdf. Acesso em: 12 de jan de 2020.

RODRIGUEZ-MOLARES, A.; RINDAL, O.M.H.; BERNARD, O.; LIEBGOTT, H.; AUSTENG, A.; LOVSTAKKEN, L. **The UltraSound ToolBox**. Disponível em: <http://www.ustb.no/ius2017-abstract/>. Acesso em: 12 de jan de 2020.

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.

- SANTOSO, Q.W.; PEBRIANTI, D.; BAYUAJI, L.; ZAIN, J.M. Performance of Various Speckle Reduction Filters on Synthetic Aperture Radar Image. **4th International Conference on Software Engineering and Computer Systems (ICSECS)**, Kuantan, Pahang, Malaysia. 2015.
- SCHIEFLER, N. T.; MAIA, J. M.; SCHNEIDER, F. K.; ZIMBICO, A. J. A; ASSEF, A.; COSTA, E. T. Generation and analysis of ultrasound images using plane wave and sparse arrays techniques, **Sensors**, v. 18, n. 11, p. 3660-3683, 2018.
- SHUNG, K. K. **Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements**. 2. Ed, CRC Press, 2017.
- SIVAKUMAR, R.; GAYATHRI, M.K.; NEDUMARAN, D. Speckle Filtering Of Ultrasound B-Scan Images - A Comparative Study Between Spatial And Diffusion Filters. **IEEE Conference on Open Systems (ICOS 2010)**, Kuala Lumpur, Malaysia, 2010.
- SYNNEVAG, J.F.; AUSTENG, A.; HOLM, S. Minimum Variance Adaptive Beamforming Applied to Medical Ultrasound Imaging, **IEEE Ultrasonics Symposium**. Rotterdam, v. 2, p. 1199-1202, 2005.
- SZABO, T. L. **Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out**. Academic Press, p. 576, 2004.
- TASNIM, T.; SHUVO, M.H.; HASAN, S. Study of Speckle Noise Reduction from Ultrasound B-mode Images using Different Filtering Techniques. **4th International Conference on Advances in Electrical Engineering**. Dhaka, Bangladesh, 2017.
- THOMENIUS, K. Recent Trends in Beamformation in Medical Ultrasound. **2005 IEEE Ultrasonics Symposium Rotterdam**, Netherlands, 2005.
- THOMENIUS, K. E. Evolution of ultrasound beamformers. **1996 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings**, v. 2, p. 1615-1622, 1996.
- VERASONICS. **Verasonics Vantage**. 2020. Disponível em: <http://www.verasonics.com/vantage-systems/>. Acesso em: 12 de jan. de 2020.
- YIN, H., LIU, D.C. Lateral Resolution Enhancement of Ultrasound Image Using Neural Networks. **3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering**, p. 1-4, 2009.
- YOUNG, S.R. **The effect of therapeutic ultrasound on the biological mechanisms involved in dermal repair**. Tese (Doutorado em física) – University of London, London, 1990.
- WEBB, S., **The physics of medical imaging**. CRC Press, p. 633, 1988.
- WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation - Application and Design**. 4th. ed. [S.l.]: Malloy Inc., 2010.
- WEIGHT, J.P. & HAYMAN, A.J. Observations of the propagation of very short ultrasonic pulses and their reflection by small targets. **The Journal of The Acoustical Society of America**. v. 63, n. 2, p. 396-404, 1978.
- WELLS, P. **Biomedical Ultrasonics**. London, Academic Press Inc, 1977.

WU, S.; ZHU, Q.; XIE, Y. Evaluation of Various Speckle Reduction Filters on Medical Ultrasound Images. **35th Annual International Conference of the IEEE EMBS**. Osaka, Japan, 2013.

ZENG, X.; CHEN, C.; WANG, Y. Eigenspace-based minimum variance beamformer combined with Wiener postfilter for medical ultrasound imaging. **Ultrasonics**, v. 52, p. 996-1004, 2012.

ZIMBICO, A.J.; GRANADO, D.W.; SCHNEIDER, F.K.; MAIA, J.M.; ASSEF, A.A.; PIPA, D.; COSTA, E.T. Beam domain adaptive beamforming using Generalized Sidelobe Canceller with coherence factor for medical ultrasound imaging. **2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)**, 2017.

ZIMBICO, A.J. **Benefits Of Bayesian-Based Beamformer Combined With Winner Post-Filter For Adaptive Processing Of Ultrasound Image Using Coherent Plane Wave Compounding Transmission**. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, 2018.

ZHAO, J.; WANG, Y.; YU, J.; GUO, W.; LI, T.; ZHENG, Y.-P. Subarray coherence based postfilter for eigenspace based minimum variance beamformer in ultrasound planewave imaging. **Ultrasonics**, Elsevier, v. 65, p. 23-33, 2016.

ZHAO, J.; WANG, Y.; GUO, W.; YU, J. Coherence factor and Wiener posfilter in synthetic aperture ultrasound imaging. **The Journal of The Acoustical Society of America**. 2017.