

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

FELIPE MEIRA RIBAS

**APLICAÇÃO DE PÓS-FILTROS ADAPTATIVOS AOS *BEAMFORMERS* MÍNIMA
VARIÂNCIA E EIGENSPACE PARA FORMAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM
UTILIZANDO A TÉCNICA DE ONDAS PLANAS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2021

FELIPE MEIRA RIBAS

APLICAÇÃO DE PÓS-FILTROS ADAPTATIVOS AOS *BEAMFORMERS* MÍNIMA VARIÂNCIA E EIGENSPACE PARA FORMAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM UTILIZANDO A TÉCNICA DE ONDAS PLANAS

Application of adaptive postfilters to minimum variance and eigenspace beamformers for ultrasound imaging using the plane wave technique

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
Coorientador: Prof. Dr. Solivan Arantes Valente

CURITIBA

2021



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es) e que licenciem as novas criações sob termos idênticos. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba



FELIPE MEIRA RIBAS

APLICAÇÃO DE PÓS-FILTROS ADAPTATIVOS AOS BEAMFORMERS MÍNIMA VARIÂNCIA E EIGENSPACE PARA FORMAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM UTILIZANDO A TÉCNICA DE ONDAS PLANAS.

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 24 de Setembro de 2021

Prof Joaquim Miguel Maia, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Acacio Jose Zimbico, Doutorado - Universidade Eduardo Mondlane - Uem

Prof Amauri Amorin Assef, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 24/09/2021.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a Deus pelo dom da vida.

Ao professor e orientador Dr. Joaquim Miguel Maia por estar sempre disponível e solícito quando surgiram dúvidas, pelos ensinamentos técnico, as trocas de ideias e auxílio durante as dificuldades no desenvolvimento desse trabalho, pela paciência, pelo incentivo, palavras de motivação e pela confiança depositada em mim.

Agradeço ao meu irmão Eduardo Meira Ribas, e principalmente à minha mãe Iolanda Fernocho Meira Ribas e meu pai Benedito de Meira Ribas por todo o suporte emocional e financeiro, sempre me motivando a seguir meus sonhos e acreditando na minha capacidade de vencer os obstáculos. Agradeço imensamente por tudo até hoje, grande parte do que sou e das minhas conquistas não seria possível sem todo esse suporte.

Agradeço minha companheira, Analu Ianik Costa pela paciência, pelas palavras de incentivo, pela compreensão nos momentos de ausência e todo o carinho.

Agradeço a todos os meus amigos, estando próximos ou não, que me deram apoio e incentivo durante meu mestrado e que muitas vezes serviram de apoio em momentos difíceis. Quero agradecer especialmente à minha amiga de pesquisa Larissa Comar Neves, pelas sugestões, conversas, incentivos e colaboração durante esse trabalho.

À UTFPR, CAPES (Processo 001), CNPq (Processo 313264/2019-8), FINEP (Processo 2613/2009), Fundação Araucária (Processo 05/2011-10404) e Ministério da Saúde (Processo 2210/2008) pelo suporte financeiro.

“Educação não transforma o mundo.

Educação muda as pessoas.

Pessoas transformam o mundo.”

Paulo Freire

RESUMO

RIBAS, Felipe Meira. **Aplicação de pós-filtros adaptativos aos *beamformers* mínima variância e eigenspace para formação de imagens de ultrassom utilizando a técnica de ondas planas.** 2021. 172f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba (UTFPR). Curitiba, 2021. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Recentemente, novos métodos de *beamformers* adaptativos usando a técnica de ondas planas foram propostos por diversos autores com o intuito de melhorar a qualidade das imagens médicas formadas por ultrassom. Muitos desses métodos, apesar de promissores, são relativamente novos tendo espaço para novos estudos e desenvolvimento. O objetivo principal deste trabalho foi de combinar os *beamformers* Mínima Variância *Generalized Sidelobe Canceller* (MVGSC) e *Eigenspace-based Generalized Sidelobe Canceller* (EBGSC) com os pós-filtros adaptativos Frost, Frost Modificado, Gamma Map, Lee, Kuan e suas formas aprimoradas para melhorar a qualidade das imagens de ultrassom utilizando ondas planas. Todos os dados simulados para o desenvolvimento deste trabalho foram obtidos do site *Plane Wave Challenge in Medical Ultrasound Imaging*. Os resultados foram comparados com o método de *Delay-and-Sum*, por ser o mais difundido e com os próprios *beamformers* sem a utilização dos filtros. Os métodos MVGSC-Frost e EBGSC-Frost se destacaram em relação ao contraste tendo um desempenho superior aos outros métodos, porém gerando imagens menos precisas. O MVGSC-Frost Modificado e EBGSC-Frost Modificado apresentaram desempenho similar em relação ao contraste quando comparado aos métodos MVGSC e EBGSC, destacando-se desses métodos em relação contraste/ruído e resolução. O pós-filtro Frost Aprimorado aliado às técnicas de *beamformer* gerou ruído indesejado nas imagens, mostrando-se não promissor. Os métodos MVGSC-Gamma MAP, MVGSC-Kuan, MVGSC-Kuan Aprimorado, MVGSC-Lee, MVGSC-Lee Aprimorado, EBGSC-Gamma MAP, EBGSC-Kuan, EBGSC-Kuan Aprimorado, EBGSC-Lee e EBGSC-Lee Aprimorado se mostraram promissores para a formação de imagens de ultrassom por diminuir o ruído nas imagens. Alguns dos métodos aplicados neste trabalho ajudaram a melhorar as imagens médicas de ultrassom, com destaque as técnicas MVGSC-Frost, EBGSC-Frost, MVGSC-Frost Modificado e EBGSC-Frost Modificado que geraram imagens com alto contraste utilizando menos recurso computacional.

Palavras-chave: Ultrassom. Pós-Filtros Adaptativos. *Beamformers* Adaptativos. Ondas Planas.

ABSTRACT

RIBAS, Felipe Meira. **Application of adaptive postfilters to minimum variance and eigenspace beamformers for ultrasound imaging using the plane wave technique.** 2021. 172f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba (UTFPR). Curitiba, 2020. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Recently, new adaptive *beamformers* methods using the plane wave technique have been proposed by several authors in order to improve the quality of medical images formed by ultrasound. Many of these methods, although promising, are relatively new and have room for further studies and development. The main objective of this work was to combine the Minimum Variance Generalized Sidelobe Canceller (MVGSC) and Eigenspace Generalized Sidelobe Canceller (EBGSC) *beamformers* with the adaptive post-filters Frost, Modified Frost, Gamma Map, Lee, Kuan and their updated shapes to improve the quality of ultrasound images using flat. All simulated data for the development of this work were obtained from the Plane Wave Challenge in Medical Ultrasound Imaging website. The results were compared with the Delay-and-Sum method, as it is the most widespread, and with the *beamformers* themselves without the use of filters. The MVGSC-Frost and EBGSC-Frost methods stood out in relation to contrast, having a better performance than the other methods, but generating less accurate images. The modified MVGSC-Frost and modified EBGSC-Frost performed similarly in relation to contrast when compared to the MVGSC and EBGSC methods, with these methods standing out in relation to contrast/noise and resolution. The Enhanced Frost post-filter combined with *beamformer* techniques generated unwanted noise in the images, proving to be unpromising. The MVGSC-Gamma MAP, MVGSC-Kuan, Enhanced MVGSC-Kuan, MVGSC-Lee, Enhanced MVGSC-Lee, EBGSC-Gamma MAP, EBGSC-Kuan, Enhanced EBGSC-Kuan, Enhanced EBGSC-Lee for EBGSC-Lee methods the formation of ultrasound images by decreasing the noise in the images. Some of the methods in this work helped to improve medical ultrasound images, with emphasis on the techniques MVGSC-Frost, EBGSC-Frost, Modified MVGSC-Frost and Modified EBGSC-Frost that generated images with high contrast using less computational resources.

Keywords: Ultrasound. Adaptive Postfilters. Adaptive *Beamformers*. Plane Waves.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Propagação de ondas longitudinais em um meio: (a) Amplitude de deslocamento das partículas e espaçamento no tempo t (distribuição no espaço); (b) Amplitude de deslocamento das partículas na posição z (distribuição no tempo).	30
Figura 2 – Comportamento da onda incidente na fronteira entre dois meios.....	31
Figura 3 – Fenômeno de espalhamento.	32
Figura 4 – Coeficiente de atenuação em alguns tecidos de acordo com a variação da frequência da onda acústica.	34
Figura 5 – Diferentes tipos de transdutores.	36
Figura 6 – Esquema do transdutor de matriz 1D de uma matriz linear.	37
Figura 7 – Esquema do transdutor de matriz 1D de uma matriz convexa.....	38
Figura 8 – Esquema do transdutor de matriz 1D de uma <i>phased array</i>	39
Figura 9 – Campos irradiados de transdutores ultrassônicos.	40
Figura 10 – Transformada de Hilbert aplicado a um sinal e seu envelope.....	41
Figura 11 – Processo de <i>scan conversion</i>	42
Figura 12 – Obtenção de uma linha do Modo B a partir do sinal do Modo A.	43
Figura 13 – Formação de <i>beamformer</i> tradicional.	44
Figura 14 – Modalidade de imagem de ultrassom utilizando ondas plana: (a) transmissão, (b) recepção e (c) aplicação de atrasos e somatórios coerentes para a formação da imagem utilizando ondas planas.....	45
Figura 15 – Propagação de ondas planas em um meio: (a) eixo de propagação, (b) tempo de propagação da onda plana e (c) tempo de atraso de uma onda plana até um ponto.	45
Figura 16 – Princípio do método DAS: (a) transmissão e (b) recepção.	47
Figura 17 – Geometria de uma matriz linear com região focal em um ponto F.....	48
Figura 18 – Princípio do método Capon ou Mínima Variância.	49
Figura 19 – Diagrama de blocos do funcionamento GSC.....	51
Figura 20 – (a) Simulação teste de manchas de contraste, (b) simulação, teste de distorção de resolução.....	60
Figura 21 – Técnica de <i>plane wave</i> coerente, na qual são geradas ondas com diferentes ângulos. (a) Planos disparados em separado. (b) Representação de um ponto focal pela interseção das frentes de ondas.....	61
Figura 22 – Regiões para a análise de contraste em (a) C1 com centro em 18,23mm, (b) C2 com centro em 30,32mm e (c) C3 com centro em 42,04mm.	63
Figura 23 – Regiões utilizadas para análise das distorções geométricas: (a) Região R1, (b) Região R2 e (c) Região R3	64
Figura 24 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-F <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-F <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-F <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-F <i>kernel</i> 9×9	66
Figura 25 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-FM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-FM <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-FM <i>kernel</i> 9×9.....	66
Figura 26 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-GM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-GM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-GM <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-GM <i>kernel</i> 9×9	67

Figura 27 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-L <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-L <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-L <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-L <i>kernel</i> 9×9	67
Figura 28 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-K <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-K <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-K <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-K <i>kernel</i> 9×9	68
Figura 29 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-FA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-FA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-FA <i>kernel</i> 9×9	68
Figura 30 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 9×9	69
Figura 31 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-LA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-LA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-LA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-LA <i>kernel</i> 9×9	69
Figura 32 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-KA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-KA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-KA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC-KA <i>kernel</i> 9×9	70
Figura 33 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-F <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-F <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-F <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-F <i>kernel</i> 9×9	73
Figura 34 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-FM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-FM <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-FM <i>kernel</i> 9×9	74
Figura 35 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-GM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC- GM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC GM <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC- GM <i>kernel</i> 9×9	74
Figura 36 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-L <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC- L <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC- L <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-L <i>kernel</i> 9×9	75
Figura 37 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-K <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-K <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-K <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-K <i>kernel</i> 9×9	75
Figura 38 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-FA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-FA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-FA <i>kernel</i> 9×9	76
Figura 39 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-FMA <i>kernel</i> 9×9	76
Figura 40 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-LA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC- LA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC- LA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-LA <i>kernel</i> 9×9	77
Figura 41 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-KA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC-KA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC-KA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC-KA <i>kernel</i> 9×9	77

Figura 42 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F com <i>kernel</i> 3×3 .	78
Figura 43 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-F <i>kernel</i> 3×3 .	78
Figura 44 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FM com <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 .	79
Figura 45 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FM e <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 .	79
Figura 46 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-GM com <i>kernel</i> 3×3 .	80
Figura 47 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-GM <i>kernel</i> 3×3 .	80
Figura 48 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-L com <i>kernel</i> 3×3 .	81
Figura 49 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-L <i>kernel</i> 3×3 .	81
Figura 50 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-K com <i>kernel</i> 3×3 .	82
Figura 51 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-K <i>kernel</i> 3×3 .	82
Figura 52 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FA com <i>kernel</i> 3×3 .	83
Figura 53 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FA <i>kernel</i> 3×3 .	83
Figura 54 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FMA com <i>kernel</i> 3×3 .	84
Figura 55 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FMA <i>kernel</i> 3×3 .	84
Figura 56 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-LA com <i>kernel</i> 3×3 .	85
Figura 57 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-LA <i>kernel</i> 3×3 .	85
Figura 58 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-KA com <i>kernel</i> 3×3 .	86
Figura 59 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-KA <i>kernel</i> 3×3 .	86

Figura 60 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-F <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-F <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-F <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-F <i>kernel</i> 9×9.....	92
Figura 61 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-FM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-FM <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-FM <i>kernel</i> 9×9	93
Figura 62 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-GM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC- GM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC- GM <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-GM <i>kernel</i> 9×9	93
Figura 63 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-L <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-L <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-L <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-L <i>kernel</i> 9×9.....	94
Figura 64 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-K <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-K <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC- K <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC- K <i>kernel</i> 9×9.....	94
Figura 65 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-FA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-FA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-FA <i>kernel</i> 9×9.....	95
Figura 66 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 9×9.	95
Figura 67 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-LA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-LA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-LA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-LA <i>kernel</i> 9×9.	96
Figura 68 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-KA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-KA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC- KA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC- KA <i>kernel</i> 9×9.	96
Figura 69 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-F <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-F <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-F <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-F <i>kernel</i> 9×9.	100
Figura 70 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-FM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-FM <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-FM <i>kernel</i> 9×9.....	100
Figura 71 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-GM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-GM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-GM <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-GM <i>kernel</i> 9×9.	101
Figura 72 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-L <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC- L <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC- L <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-L <i>kernel</i> 9×9.....	101
Figura 73 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-K <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-K <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC- K <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC K <i>kernel</i> 9×9.	102
Figura 74 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-FA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-FA <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-FA <i>kernel</i> 9×9.....	102

Figura 75 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-FMA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC-Frost Modificado Aprimorado <i>kernel</i> 9×9.	103
Figura 76 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-LA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC- LA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC- LA <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-LA <i>kernel</i> 9×9.....	103
Figura 77 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-KA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC-KA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC-KA <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC-KA <i>kernel</i> 9×9.....	104
Figura 78 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–F <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–F <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–F <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–F <i>kernel</i> 9×9.....	121
Figura 79 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–FM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–FM <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–FM <i>kernel</i> 9×9	122
Figura 80 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–GM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–GM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–GM <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–GM <i>kernel</i> 9×9.....	122
Figura 81 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–L <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–L <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–L <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–L <i>kernel</i> 9×9.....	123
Figura 82 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–K <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–K <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–K <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–K <i>kernel</i> 9×9.....	123
Figura 83 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–FA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–FA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–FA <i>kernel</i> 9×9	124
Figura 84 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 9×9	124
Figura 85 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–LA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–LA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–LA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–LA <i>kernel</i> 9×9	125
Figura 86 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–KA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–KA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–KA <i>kernel</i> 7×7 e (f) MVGSC–KA <i>kernel</i> 9×9	125
Figura 87 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–F <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–F <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–F <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–F <i>kernel</i> 9×9.....	126
Figura 88 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–FM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–FM <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–FM <i>kernel</i> 9×9	126
Figura 89 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção em 1 planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–GM <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC– GM <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC GM <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC– GM <i>kernel</i> 9×9	127

Figura 90 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–L <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC– L <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC– L <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–L <i>kernel</i> 9×9	127
Figura 91 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–K <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–K <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–K <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–K <i>kernel</i> 9×9	128
Figura 92 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–FA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–FA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–FA <i>kernel</i> 9×9	128
Figura 93 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–FMA <i>kernel</i> 9×9	129
Figura 94 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–LA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC– LA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC– LA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–LA <i>kernel</i> 9×9	129
Figura 95 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–KA <i>kernel</i> 3×3, (d) MVGSC–KA <i>kernel</i> 5×5, (e) MVGSC–KA <i>kernel</i> 7×7, (f) MVGSC–KA <i>kernel</i> 9×9	130
Figura 96 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–F <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–F <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–F <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–F <i>kernel</i> 9×9.	131
Figura 97 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–FM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–FM <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–FM <i>kernel</i> 9×9.....	132
Figura 98 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–GM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC– GM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC– GM <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–GM <i>kernel</i> 9×9.....	132
Figura 99 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–L <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–L <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–L <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–L <i>kernel</i> 9×9.....	133
Figura 100 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–K <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–K <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC– K <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC– K <i>kernel</i> 9×9.....	133
Figura 101 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–FA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–FA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–FA <i>kernel</i> 9×9	134
Figura 102 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 9×9.....	134
Figura 103 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–LA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–LA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–LA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–LA <i>kernel</i> 9×9.....	135
Figura 104 – Resposta dos <i>beamformers</i> em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–KA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–KA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC– KA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC– KA <i>kernel</i> 9×9.....	135

Figura 105 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–F <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–F <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–F <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–F <i>kernel</i> 9×9.	136
Figura 106 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–FM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–FM <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–FM <i>kernel</i> 9×9.	136
Figura 107 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–GM <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–GM <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–GM <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–GM <i>kernel</i> 9×9.	137
Figura 108 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–L <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC– L <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC– L <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–L <i>kernel</i> 9×9.	137
Figura 109 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–K <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–K <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–K <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC K <i>kernel</i> 9×9.	138
Figura 110 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–FA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–FA <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–FA <i>kernel</i> 9×9.	138
Figura 111 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–FMA <i>kernel</i> 7×7 e (f) EBGSC–Frost Modificado Aprimorado <i>kernel</i> 9×9.	139
Figura 112 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–LA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC– LA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC– LA <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–LA <i>kernel</i> 9×9.	139
Figura 113 – Resposta dos <i>beamformers</i> para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–KA <i>kernel</i> 3×3, (d) EBGSC–KA <i>kernel</i> 5×5, (e) EBGSC–KA <i>kernel</i> 7×7, (f) EBGSC–KA <i>kernel</i> 9×9.	140
Figura 114 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–F com <i>kernel</i> 3×3	141
Figura 115 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –F <i>kernel</i> 3×3	141
Figura 116 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FM com <i>kernel</i> 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9.	142
Figura 117 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –F <i>kernel</i> 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9	142
Figura 118 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–GM com <i>kernel</i> 3×3	143
Figura 119 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –GM <i>kernel</i> 3×3	143
Figura 120 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–L com <i>kernel</i> 3×3	144

Figura 121 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –L <i>kernel</i> 3×3	144
Figura 122 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–K com <i>kernel</i> 3×3	145
Figura 123 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –K <i>kernel</i> 3×3	145
Figura 124 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FA com <i>kernel</i> 3×3	146
Figura 125 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –FA <i>kernel</i> 3×3	146
Figura 126 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FMA com <i>kernel</i> 3×3	147
Figura 127 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –FMA <i>kernel</i> 3×3	147
Figura 128 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–KA com <i>kernel</i> 3×3	148
Figura 129 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC–KA <i>kernel</i> 3×3	148
Figura 130 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–LA com <i>kernel</i> 3×3	149
Figura 131 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC–LA <i>kernel</i> 3×3	149
Figura 132 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–F com <i>kernel</i> 3×3	150
Figura 133 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–F <i>kernel</i> 3×3	150
Figura 134 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–FM com <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9	151
Figura 135 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–FM e <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9	151
Figura 136 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–GM com <i>kernel</i> 3×3	152
Figura 137 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–GM <i>kernel</i> 3×3	152
Figura 138 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–L com <i>kernel</i> 3×3	153

Figura 139 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–L <i>kernel</i> 3×3	153
Figura 140 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–K com <i>kernel</i> 3×3	154
Figura 141 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–K <i>kernel</i> 3×3	154
Figura 142 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–FA com <i>kernel</i> 3×3	155
Figura 143 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–FA <i>kernel</i> 3×3	155
Figura 144 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–FMA com <i>kernel</i> 3×3	156
Figura 145 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–FMA <i>kernel</i> 3×3 ...	156
Figura 146 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–LA com <i>kernel</i> 3×3	157
Figura 147 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–LA <i>kernel</i> 3×3	157
Figura 148 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–KA com <i>kernel</i> 3×3	158
Figura 149 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–KA <i>kernel</i> 3×3	158
Figura 150 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–F com <i>kernel</i> 3×3	159
Figura 151 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –F <i>kernel</i> 3×3	159
Figura 152 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FM com <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9	160
Figura 153 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –F <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9	160
Figura 154 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–GM com <i>kernel</i> 3×3	161
Figura 155 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –GM <i>kernel</i> 3×3	161
Figura 156 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–L com <i>kernel</i> 3×3	162

Figura 157 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –L <i>kernel</i> 3×3	162
Figura 158 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–K com <i>kernel</i> 3×3	163
Figura 159 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –K <i>kernel</i> 3×3	163
Figura 160 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FA com <i>kernel</i> 3×3	164
Figura 161 –Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –FA <i>kernel</i> 3×3	164
Figura 162 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FMA com <i>kernel</i> 3×3	165
Figura 163 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –FMA <i>kernel</i> 3×3	165
Figura 164 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–LA com <i>kernel</i> 3×3	166
Figura 165 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC–LA <i>kernel</i> 3×3	166
Figura 166 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–KA com <i>kernel</i> 3×3	167
Figura 167 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-KA <i>kernel</i> 3×3	167

Gráfico 1 – Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com um plano de onda.....	71
Gráfico 2– Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 5×5 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com um plano de onda.....	71
Gráfico 3– Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 7×7 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com um plano de onda.....	72
Gráfico 4– Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 9×9 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com um plano de onda.....	72
Gráfico 5 – FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicados ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com um plano de onda. ..	87
Gráfico 6– FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio do filtro FM com <i>kernel</i> 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 aplicados ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com um plano de onda.	88

Gráfico 7 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com onze planos de ondas.	89
Gráfico 8– CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 5×5 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com onze planos de ondas.	89
Gráfico 9 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 7×7 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com onze planos de ondas.	90
Gráfico 10 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 9×9 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com onze planos de ondas.	90
Gráfico 11 – FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicados ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com onze planos de ondas.	91
Gráfico 12 – FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio do filtro FM com <i>kernel</i> 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> MVGSC com onze planos de ondas.....	91
Gráfico 13 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com um plano de onda.	97
Gráfico 14 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 5×5 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com um plano de onda	98
Gráfico 15 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 7×7 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com um plano de onda.	98
Gráfico 16 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 9×9 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com um plano de onda.	99
Gráfico 17 – FWHM e RDG para cada região e médio dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicados ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com um plano de onda.....	105
Gráfico 18 – FWHM e RDG para cada região e médio do filtro FM com <i>kernel</i> 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados aos sinais ponderados do <i>beamformer</i> EBGSC com um plano de onda.	105
Gráfico 19 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com onze planos de ondas.	106
Gráfico 20 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 5×5 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com onze planos de ondas.	107
Gráfico 21 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 7×7 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com onze planos de ondas.	107
Gráfico 22 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 9×9 aplicado ao sinal ponderado do <i>beamformer</i> EBGSC com onze planos de ondas.	108
Gráfico 23 – FWHM e RDG para cada região e médio dos filtros adaptativos com <i>kernel</i> 3×3 aplicados aos sinais ponderados do <i>beamformer</i> EBGSC com onze planos de ondas.....	108
Gráfico 24 – FWHM e RDG para cada região e médio do filtro FM com <i>kernel</i> 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados aos sinais ponderados do <i>beamformer</i> EBGSC com onze planos de ondas.	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características ultrassônicas de alguns materiais biológicos e não biológicos.34

LISTA DE SIGLAS

ADC	Conversor Analógico-Digital
CNR	Relação Contraste/Ruído
CR	Relação Contraste
CV	Coefficientes de Variação
DAS	<i>Delay-And-Sum</i>
EBGSC	<i>Eingenspace-based com Generalized Sidelobe Canceller</i>
EBGSC-F	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Frost</i>
EBGSC-FA	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Frost Aprimorado</i>
EBGSC-FM	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Frost Modificado</i>
EBGSC-FMA	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Frost Modificado Aprimorado</i>
EBGSC-GM	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Gamma MAP</i>
EBGSC-K	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Kuan</i>
EBGSC-KA	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Kuan Aprimorado</i>
EBGSC-L	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Lee</i>
EBGSC-LA	<i>Eingenspace-based Generalized Sidelobe Canceller com o pós-filtro Lee Aprimorado</i>
EBMV	<i>Eigenspace-based Minimum Variance</i>
F	Filtro Frost
FA	Filtro Frost Aprimorado
FM	Filtro Frost Modificado
FMA	Filtro Frost Modificado Aprimorado
FWHM	Largura à Meia Altura
GM	Filtro Gamma MAP
GSC	<i>Generalized Sidelobe Canceller</i>
K	Filtro Kuan
KA	Filtro Kuan Aprimorado

L	Filtro Lee
LA	Filtro Lee Aprimorado
MAP	<i>Maximum a posteriori</i>
MMSE	Menor Erro Quadrático Médio
MV	Mínima Variância
MVGSC	Mínima Variância com <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i>
MVGSC-F	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Frost
MVGSC-FA	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Frost Aprimorado
MVGSC-FM	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Frost Modificado
MVGSC-FMA	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Frost Modificado Aprimorado
MVGSC-GM	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Gamma MAP
MVGSC-K	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Kuan
MVGSC-KA	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Kuan Aprimorado
MVGSC-L	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Lee
MVGSC-LA	Mínima Variância <i>Generalized Sidelobe Cancellor</i> com o pós-filtro Lee Aprimorado
PDF	Função de Densidade de Probabilidade
PICMUS	<i>Plane Wave Challenge In Medical Ultrasound</i>
RD	Ecos Recebidos
RDG	Razão de Distorção Geométrica
RF	Rádiofrequência
SNR	Relação Sinal-Ruído
TCG	<i>Time Gain Compensation</i>
USTB	<i>Ultrasound Toolbox</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

\vec{d}	Vetor de direção
A_0	Amplitude inicial da onda
A_d	Amplitude da onda a uma distância d
B	Matriz de Bloqueio
c	Velocidade do som no meio
c_1	Velocidade de propagação do som no meio 1
c_2	Velocidade de propagação do som no meio 2
C_I	Coefficiente de Variação da Imagem
C_p	Pixel Central
C_u	Coefficiente de Variação do ruído
d	Distância percorrida pela onda
E_s	Subespaço do Sinal
$I(t)$	Imagem com Ruído
I_m	Intensidade média do <i>kernel</i>
$Img_{(i,j)}$	Valor do pixel após processamento
n_i	Ruído do canal i
p_y	Vetor de correlação de z_c e y
r_c	Distância do ponto central do transdutor ao ponto focal
r_i	Distância do ponto focal ao i -ésimo elemento do transdutor
$r_{i,p}$	Distância do refletor p ao sensor i
s_0	Sinal refletido do ponto focal
s_p	Sinal refletido de um dispersor
t_0	Elemento Central do <i>kernel</i>
$ t $	Distância do pixel sendo processado ao pixel central do <i>Kernel</i>
$u(t)$	Ruído Multiplicativo
K	Fator de Sintonia
P	Potência de saída
$Q(s, h)$	Intensidade dos Pixels na Vizinhança do <i>Kernel</i>
R	Matriz de covariância do sinal
R_{oi}	Região de Interesse
R_y	Matriz de covariância de y

S	Soma dos sinais ponderados e atrasados
V	Autovetores
W	Coefficiente do filtro aplicado
$\vec{w}(t)^H$	Vetor de pesos aplicados
\vec{w}_a	Vetor de pesos adaptativo
\vec{w}_{EBGSC}	Peso aplicado ao sinal recebido pela técnica de <i>beamformer</i> EBGSC
\vec{w}_{EBMV}	Peso aplicado ao sinal recebido pela técnica de <i>beamformer</i> EBMV
w_i	Peso aplicado ao sensor i no método MV
W_{Kuan}	Coefficiente do filtro Kuan
W_{Lee}	Coefficiente do filtro Lee
\vec{w}_{MV}	Peso aplicado ao sinal recebido pela técnica de <i>beamformer</i> MV
\vec{w}_q	Vetor de Pesos Não Adaptativo
\vec{X}	Vetor dos sinais recebidos
x_0	Coordenada x do elemento central do transdutor
x_f	Coordenada x do ponto focal
x_i	Coordenada x do i -ésimo elemento do transdutor
x_i	Valor do sinal recebido utilizando o método MV
y_0	Coordenada do elemento central do transdutor
y	Saída do Ramo não Adaptativo de B
y_f	Coordenada y do ponto focal
y_i	Coordenada y do i -ésimo elemento do transdutor
$z(t)$	Sinal de saída
z_0	Coordenada z do elemento central do transdutor
z_c	Saída do Ramo não Adaptativo de B
z_f	Coordenada z do ponto focal
z_i	Coordenada z do i -ésimo elemento do transdutor
α_c	Coefficiente de atenuação em dB/cm
δ	Função delta de Dirac
Δt_i	Atraso que será aplicado ao i -ésimo elemento do transdutor
$\delta(t_0)$	Desvio Padrão do <i>kernel</i>
θ_i	Ângulo da onda incidente
θ_r	Ângulo da onda refletida

θ_t	Ângulo da onda transmitida
Λ	Autovalores
λ_1	Comprimento de onda que se propaga no meio 1
λ_2	Comprimento de onda que se propaga no meio 2
μ	Coefficiente de atenuação do meio
σ	Variância do <i>Kernel</i>
τ	Atraso aplicado aos sinais
$\tau_{i,p}$	Atraso do refletor p ao sensor i
Φ_{bck}	Intensidade Média do Fundo
Φ_{cyst}	Intensidade Média do Cisto
σ_{bck}^2	Variância de Intensidade do Fundo
σ_{cyst}^2	Variância de Intensidade Dentro do Cisto
*	Operador de convolução
$[\cdot]^H$	Operador Hermitiano

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
1.1	OBJETIVOS	28
1.1.1	Objetivo Geral	28
1.1.2	Objetivos Específicos	28
1.1.3	Estrutura da Dissertação	28
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	29
2.1	ULTRASSOM	29
2.2	PROPAGAÇÃO DE ONDAS EM UM MEIO	29
2.2.1	Reflexão e Refração	30
2.2.2	Espalhamento	31
2.2.3	<i>Speckle</i>	32
2.2.4	Atenuação	32
2.3	TRANSDUTORES	35
2.4	ESCANEAMENTO	36
2.5	CAMPO ACÚSTICO	39
2.6	PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS DE ULTRASSOM	40
2.6.1	Filtragem	40
2.6.2	Detecção	41
2.6.3	Compressão Logarítmica	41
2.6.4	<i>Scan Conversion</i>	42
2.7	MODOS DE OPERAÇÃO	42
2.7.1	Modo B	43
2.8	MODALIDADE DE IMAGEM	43
2.9	<i>BEAMFORMER</i>	46
2.9.1	<i>Delay-And-Sum Beamformer</i>	46
2.9.2	Capon ou Mínima Variância	48
2.9.3	<i>Generalized Sidelobe Canceller</i>	50
2.9.4	<i>Eigenspace Based Minimum Variance Beamformer</i>	51
2.9.5	<i>Eingspace-based Generalized Sidelobe Canceller Beamformer</i>	52
2.10	FILTROS ADAPTATIVOS ESPACIAIS	52
2.10.1	Filtro Lee	54
2.10.2	Filtro Kuan	54
2.10.3	Filtro Frost	54

2.10.4	Filtro Gamma Map	55
2.10.5	Aprimoramento dos Filtros.....	56
2.10.6	Frost Modificado Baseado em Fator de Sintonia Adaptativo.....	57
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	59
3.1	<i>PLANE WAVE CHALLENGE IN MEDICAL ULTRASOUND IMAGING – PICMUS</i> 59	
3.2	PROCESSAMENTO DOS SINAIS	60
3.3	<i>ULTRASOUND TOOLBOX</i>	61
3.4	<i>MINIMUM VARIANCE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELLER (MVGSC)</i> 61	
3.5	<i>EIGENSPACE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELLER (EBGSC)</i>	62
3.6	MÉTRICAS	62
3.6.1	CONTRASTE.....	62
3.6.2	DISTORÇÃO GEOMÉTRICA	63
4	RESULTADOS.....	65
4.1	MVGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS	65
4.1.1	ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA UMA FRENTE DE ONDA	65
4.1.2	ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA ONZE FRENTE DE ONDA	88
4.2	EBGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS	92
4.2.1	ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA UMA FRENTE DE ONDA	92
4.2.2	ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA ONZE PLANOS DE ONDAS	106
5	DISCUSSÃO.....	110
6	CONCLUSÃO	115
6.1	TRABALHOS FUTUROS	116
	REFERÊNCIAS	117
	APÊNDICES.....	120
	APÊNDICE A - RESPOSTA DO BEAMFORMER MVGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS EM SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS PARA ANÁLISE DE CONTRASTE E RESOLUÇÃO	121
	APÊNDICE B – RESPOSTA DO BEAMFORMER EBGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS EM SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS PARA ANÁLISE DE CONTRASTE E RESOLUÇÃO	131

APÊNDICE C – COMPORTAMENTO DO SINAL NO EIXO LATERAL E AXIAL PARA SIMULAÇÃO COM UM PLANO DE ONDA DOS <i>BEAMFORMERS</i> E EBGSC ALIADOS AOS PÓS-FILTROS	141
APÊNDICE D – COMPORTAMENTO DO SINAL NO EIXO LATERAL E AXIAL PARA SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS DO <i>BEAMFORMERS</i> MVGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS	150
APÊNDICE E – COMPORTAMENTO DO SINAL NO EIXO LATERAL E AXIAL PARA SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS DO <i>BEAMFORMER</i> EBGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS	159

1 INTRODUÇÃO

Ultrassom pode ser definido como um sinal acústico de altas frequências não perceptíveis ao ouvido humano. Apesar da percepção humana de sons mudar de pessoa para pessoa, o ultrassom normalmente é categorizado como ondas sonoras com frequência acima de 20 kHz. Ao contrário das ondas eletromagnéticas, ondas acústicas necessitam de um meio para a propagação, apesar das restrições de propagação de ondas em meio não ideal. Sabendo das propriedades deste meio é possível prever o comportamento da onda, assim sendo capaz de gerar imagens (KUTRUFF, 1991).

Algumas descobertas anteriores à primeira guerra mundial tiveram grande importância para o desenvolvimento do ultrassom, mas foi no período de guerra que houve grande avanço na tecnologia pela necessidade de detecção de submarinos. O período de 1930 até o começo da segunda grande guerra foi de extensa pesquisa na utilização de ultrassom em diferentes áreas. Algumas se provaram ineficazes, porém outras se mostraram promissoras incluindo o tratamento e diagnósticos de algumas doenças (KUTRUFF, 1991).

O ultrassom é amplamente utilizado na medicina tanto para a realização de exames e diagnósticos, como também para alguns tratamentos. O ultrassom tem algumas vantagens em comparação a outros métodos utilizados para a mesma finalidade, primeiro por não ser invasivo nem submeter o paciente à radiação. Além disso, seus exames necessitam de um menor tempo para a formação de imagem e possui um custo menor em relação a outros tipos de exames (WEBSTER, 2010).

Apesar de todos os pontos positivos citados anteriormente, o ultrassom possui suas limitações para formação de imagens que é intrínseco ao método, como a interferência das ondas mecânicas gerando ruído e a limitação devido à velocidade de propagação do som no meio, como também, o tempo de processamento dessas ondas para a formação da imagem. Existem diversos estudos que tentam contornar esse problema, uma das técnicas desenvolvidas com o intuito de aumentar a taxa de quadros do sistema de ultrassom é a utilização de ondas planas para a formação de imagens.

A técnica de ondas planas, também conhecida como *Ultrafast Ultrasound*, transmite vários planos de ondas, diferentemente de outros métodos nos quais uma parcela dos elementos do transdutor é acionada de forma ordenada para a geração da imagem. Para a formação da imagem utilizando o método de ondas planas, é necessário a soma coerente dos sinais captados

pelos transdutores para a geração de um foco e diminuição de ruídos. Existem diferentes tipos de *beamformers* que são utilizados com esse propósito.

Neste trabalho, são explorados os *beamformers* de Mínima Variância *Generalized Sidelobe Canceller* (MVGSC) e *Eigenspace-based Generalized Sidelobe Canceller* (EBGSC) aliados a filtros adaptativos aplicados no sinal ponderado com foco no aprimoramento na geração de imagens de ultrassom.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O Objetivo geral deste trabalho é o estudo e implementação de técnicas de processamento de sinais de ultrassom para a formação de imagens em Modo B utilizando o método de ondas planas em conjunto com diferentes *beamformer* e filtros adaptativos e testar sua eficácia comparando com outros métodos utilizados para a formação de imagens de ultrassom.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Implementar os filtros adaptativos Frost, Frost Modificado, Gamma Map, Kuan, Lee e suas versões aprimoradas;
- Implementar os algoritmos dos filtros junto aos algoritmos das técnicas de *beamformers* MVGSC e EBGSC;
- Verificar a viabilidade dos métodos desenvolvidos comparando com os métodos tradicionais para formação de imagens.

1.1.3 Estrutura da Dissertação

Este trabalho está dividido em 6 capítulos: Introdução, Fundamentos Teóricos, Materiais e Métodos, Resultados, Discussão e Conclusão.

No Capítulo 1 é apresentando uma pequena introdução junto com os objetivos desse trabalho. No Capítulo 2 é discorrido sobre os fundamentos teóricos envolvidos para o desenvolvimento dos métodos propostos e melhor compreensão do funcionamento deles, como também de um sistema de ultrassom.

Em Materiais e Métodos são apresentados os materiais utilizados, os algoritmos e métodos desenvolvidos. Nos capítulos subsequentes são apresentados os resultados obtidos seguidos pela discussão e a conclusão que se chegou com a implementação dos métodos.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Antes de discutir sobre processo de filtragem de dados aliado ao uso de técnicas de *beamformer* em imagens de ultrassom e as contribuições propostas, é necessário apresentar, de forma reduzida, os princípios básicos sobre formação de imagem de ultrassom. Assim, inicia-se o primeiro capítulo do trabalho apresentando os aspectos mais importantes da ultrassonografia e formação de imagens de ultrassom. Inicialmente, é descrito o princípio de funcionamento de um equipamento de ultrassom, juntamente com os fenômenos físicos básicos envolvidos, como propagação das ondas sonoras e suas propriedades, transdutores, *beamformer* etc. Em seguida, são apresentadas as técnicas de visualização de imagens, com foco em imagens médicas de ultrassom. Finalmente, são apresentados os fundamentos de funcionamento dos filtros aplicados em imagens de ultrassom.

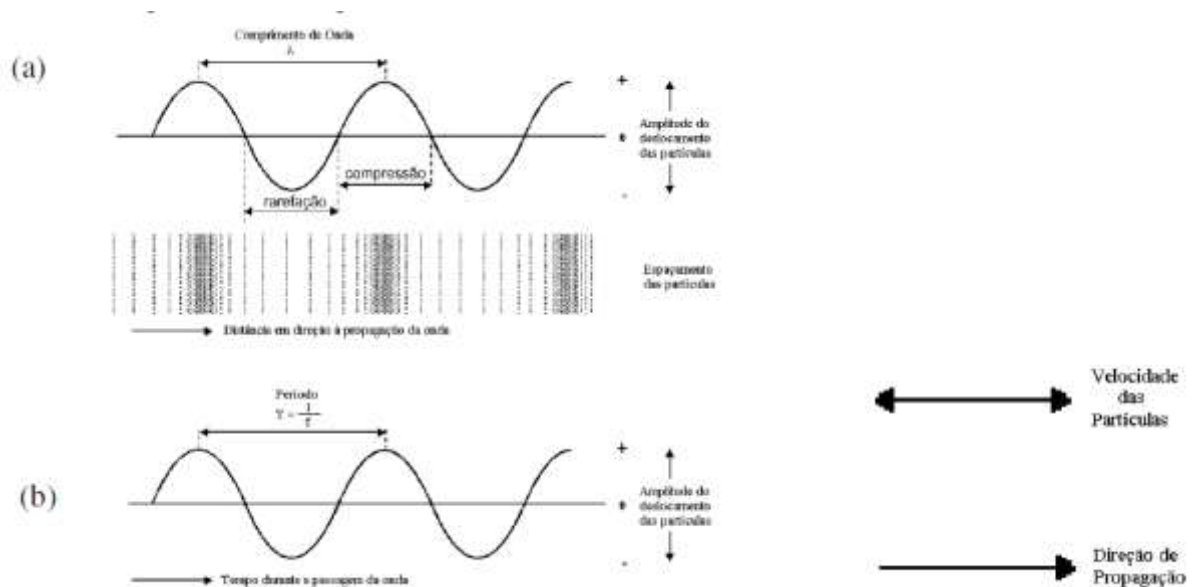
2.1 ULTRASSOM

O ultrassom é definido como ondas acústicas que possuem frequências superiores ao limite audível do ser humano, no caso ondas sonoras com frequências superiores a 20 kHz. Ondas acústicas são vibrações mecânicas, por isso, necessitam de um meio para a sua propagação como ar, água, sangue, tecido biológico, materiais sólidos e etc. (WELLS, 1997). Essas ondas são produzidas, em um equipamento de ultrassom, pela excitação elétrica de um transdutor piezoelétrico, que é capaz de gerar e detectar as ondas sonoras, sendo responsáveis tanto pela transmissão como pela recepção das ondas de ultrassom. A própria palavra piezoelectricidade significa “eletricidade por pressão”. Cada meio de propagação possui suas próprias características que são intrínsecas a cada material como impedância, velocidade de propagação do som, atenuação, entre outros. Essas ondas também estão sujeitas a diferentes fenômenos de propagação de ondas mecânicas em um meio (KUTRUFF, 1991).

2.2 PROPAGAÇÃO DE ONDAS EM UM MEIO

O som é uma onda mecânica que se propaga em todas as direções, possuindo dois tipos de movimento de onda: transversal e longitudinal. Para a formação de imagens de ultrassom, é de interesse o movimento longitudinal da onda. Ondas longitudinais são aquelas nas quais a vibração das partículas está paralela à direção de propagação da onda, conforme ilustrado na Figura 1 (WELLS, 1997).

Figura 1 – Propagação de ondas longitudinais em um meio: (a) Amplitude de deslocamento das partículas e espaçamento no tempo t (distribuição no espaço); (b) Amplitude de deslocamento das partículas na posição z (distribuição no tempo).



Fonte: Adaptado de Wells (1997).

Durante a propagação das ondas sonoras em um meio sua a energia diminui em função da distância percorrida pelo resultado da atenuação sofrida no deslocamento, além de passarem por outros fenômenos ao mudarem de meio ou encontrarem algum obstáculo. Alguns desses fenômenos são de grande importância para a formação de imagens de ultrassom e serão destacados a seguir.

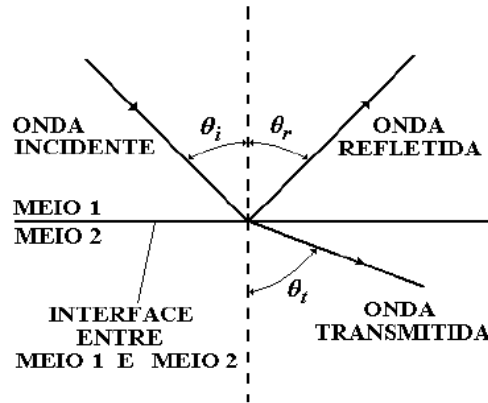
2.2.1 Reflexão e Refração

Durante a propagação da onda mecânica no corpo humano na realização de uma ultrassonografia, o eco percorrerá diferentes tipos de tecidos. Nesse caso, podem ocorrer fenômenos de reflexão, refração, espalhamento e transmissão (WELLS, 1997).

Durante a sua propagação, quando uma onda sonora encontra uma interface entre dois meios diferentes, acontecerão alguns fenômenos físicos dependendo da impedância acústica dos meios e do ângulo de incidência da onda. A impedância acústica é a resistência que a onda sonora sofre ao incidir na fronteira de um meio para o outro. Se as resistências de ambos os meios forem iguais, a onda é totalmente transmitida, caso contrário, parte da onda é refletida e retorna na direção oposta, com mesmo ângulo e velocidade da onda incidente e outra parte da onda é transmitida continuando no mesmo sentido de propagação da onda incidente, mas com

velocidade diferente (WELLS, 1977). Essa relação pode ser vista na Figura 2 e os sufixos i , r e t correspondem, respectivamente, às ondas incidente, refletida e transmitida.

Figura 2 – Comportamento da onda incidente na fronteira entre dois meios.



Fonte: Adaptado de Maia (2004).

A velocidade e o ângulo para da onda transmitida podem ser obtidos pela Equação (1) (KUTRUFF,1991).

$$\frac{(\sin\theta_i)}{(\sin\theta_t)} = \frac{c_1}{c_2} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \quad (1)$$

Em que:

θ_i é o ângulo de incidência;

θ_r é o ângulo de reflexão;

θ_t é o ângulo de transmissão;

c_1 é a velocidade de propagação do som no meio 1;

λ_1 é o comprimento de onda que se propagam no meio 1 (incidente e refletida);

c_2 é a velocidade de propagação do som no meio 2;

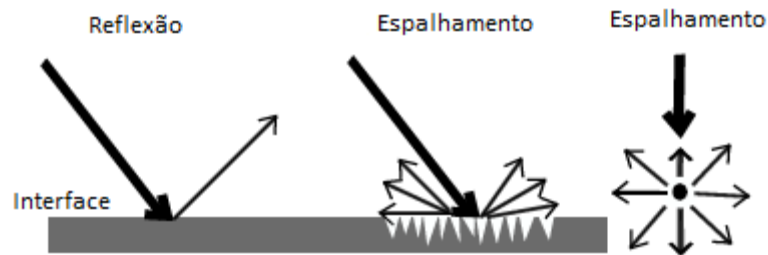
λ_2 é o comprimento de onda que se propaga no meio 2 (transmitida).

2.2.2 Espalhamento

Como foi apresentado na seção anterior, a reflexão ocorre quando uma onda, durante sua propagação, muda de um meio para outro onde parte dessa onda é transmitida e refletida, dependendo do ângulo de incidência e da impedância acústica dos meios. Porém, durante uma ultrassonografia o corpo humano possui várias características e elementos únicos que podem

acarretar em outros fenômenos como o de espalhamento (reflexão difusa). O espalhamento ocorre quando a onda incidente encontra uma superfície não lisa, assim tendo vários ângulos diferentes para a onda refletida. Esse fenômeno também ocorre durante a propagação da onda e ela encontra um objeto com dimensão muito menor que o comprimento de onda da onda. Ambos os fenômenos podem ser visualizados na Figura 3 (SZASZ, 2016).

Figura 3 – Fenômeno de espalhamento.



Fonte: Adaptado de Szasz (2016).

2.2.3 *Speckle*

O padrão de manchas muitas vezes chamado de *salt and pepper* ou salpico, é um tipo de ruído muito comum em imagens de ultrassom, resultante do processo do espalhamento, choque das ondas sonoras com obstáculos menores que seu comprimento de onda, de várias ondas de ultrassom durante a ultrassonografia. Essas ondas sonoras que passaram pelo processo de espalhamento se chocam entre si gerando interferência construtiva ou destrutiva entre elas e assim produzindo o *speckle* (SZASZ, 2016).

2.2.4 Atenuação

Durante a propagação das ondas sonoras em um meio ocorre a sua atenuação, que representa a perda de sua intensidade conforme ela se desloca. Esse fenômeno ocorre devido diferentes fatores (WELLS, 1997), como:

- Absorção da intensidade da onda devido à impedância acústica, que se opõe ao movimento de propagação da onda (atrito) dissipando essa energia principalmente na forma de calor. A absorção da onda acústica também é a principal causa de atenuação do ultrassom.
- Divergência do feixe que espalha a frente de onda em outras direções além do eixo central.

- Dispersão ou espalhamento, conforme já citado na seção 2.2.2, pequenos objetos ou a não homogeneidade do corpo humano é responsável pelo desvio da onda diminuindo sua intensidade.
- Interferência de diferentes frentes de onda.

Pode-se calcular a amplitude (A_d) de uma onda sonora através da Equação (2). Nela, pode-se verificar que a amplitude do sinal decai durante a propagação em função de um coeficiente de atenuação do meio (μ) e a distância (d) percorrida pela onda que apresenta uma amplitude inicial A_0 (WELLS, 1997).

$$A_d = A_0 e^{-\mu d} \quad (2)$$

Em termos do coeficiente de atenuação, a Equação (3) pode ser reescrita como:

$$\mu = \frac{1}{d} \ln \left(\frac{A_0}{A_d} \right) \left(\frac{\text{nepers}}{\text{cm}} \right) \quad (3)$$

ou em decibéis:

$$\alpha_c = 20(\log e)\mu_a = 8,686\mu_a \left(\frac{\text{dB}}{\text{cm}} \right) \quad (4)$$

e sendo α_c o coeficiente de atenuação em dB/cm. A Equação (4) é pertinente, pois em ultrassonografia os parâmetros para comparação são normalmente em decibéis.

A atenuação na propagação de uma onda sonora é função do seu coeficiente de atenuação apresentado na Equação (2), o coeficiente de atenuação é uma característica intrínseca de cada meio e também muda em função da frequência. Na Figura 4 são mostrados a variação de alguns coeficientes de atenuação em função da frequência. Alguns meios mais usuais para a ultrassonografia são apresentados na Tabela 1 (WEBB, 1988).

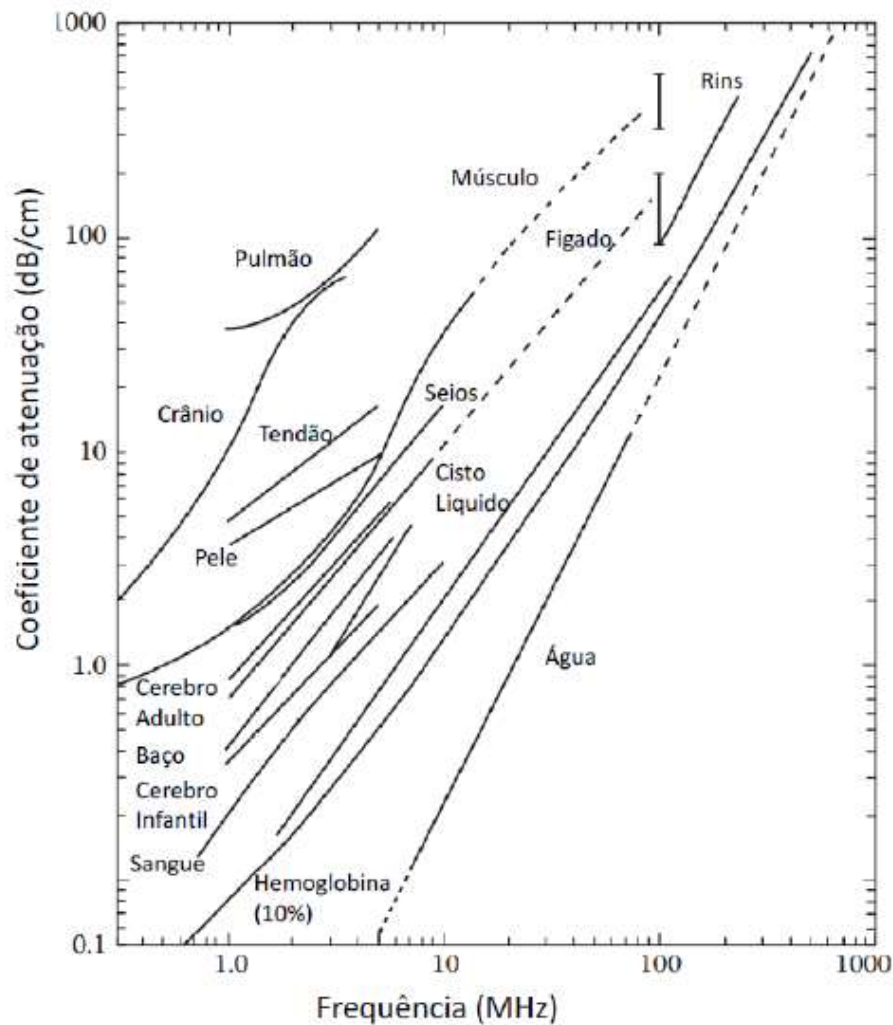
Nos sistemas de imagens de ultrassom há formas de tentar contornar o problema de atenuação das ondas. Conforme a onda se propaga no meio e sofre atenuação devido à distância percorrida e à impedância do meio, é aplicado ao sinal recebido a compensação de ganho em função do tempo, do inglês *time gain compensation* (TGC) (SZASZ, 2016).

Tabela 1 – Características ultrassônicas de alguns materiais biológicos e não biológicos.

Material	Velocidade c (m/s)	Densidade ρ (kg/m^3)	Impedância $Z_a(\text{kg}/(\text{m}^2\text{s})) \times 10^6$	Coefficiente de atenuação α_c a 1 MHz (dB/cm)
Água	1520	100	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 MAIA (2004).

Figura 4 – Coeficiente de atenuação em alguns tecidos de acordo com a variação da frequência da onda acústica.



Fonte: Adaptado de Webb (1988).

2.3 TRANSDUTORES

Em um sistema de ultrassom os transdutores são os principais componentes para seu funcionamento. Eles são responsáveis por gerar as ondas acústicas que percorrerem o meio convertendo energia magnética, térmica ou elétrica, em energia mecânica (onda sonora), como também são capazes de fazer o inverso, convertendo energia mecânica em energia magnética, térmica ou elétrica, servindo de emissor e receptor em um sistema de ultrassom. Em um equipamento de ultrassom a conversão mais comum de energia na transmissão é elétrica em mecânica e, na recepção, mecânica em elétrica. Essa energia elétrica gerada pelos transdutores são os sinais resultantes de uma varredura e com eles são formadas as imagens de ultrassom (ENSMINGER; BOND, 2011).

Essa capacidade dos transdutores de converterem energia elétrica em mecânica foi demonstrado pela primeira vez pelos irmãos Jacques e Pierre Currie em 1880, quando eles aplicaram uma pressão em um cristal de quartzo e verificaram um potencial elétrico na face oposta do cristal. Os irmãos Curie também foram os responsáveis pelo descobrimento do efeito contrário, deixando o cristal de quartzo dentro de um campo elétrico e observado uma deformação mecânica no mesmo, demonstrando o efeito piezoelétrico que é responsável pelo funcionamento dos transdutores de ultrassom (BRONZINO, 2006).

Existem diversos tipos de transdutores utilizados no escaneamento da região de interesse em equipamentos de ultrassom, sendo este versátil, pois o mesmo equipamento pode ser utilizado para diferentes regiões mudando apenas o transdutor acoplado ao equipamento. Os diferentes tipos de transdutores podem ser vistos na Figura 5, entre eles de cardiologia, obstetrícia, ginecologia, urologia, ortopedia e oftalmologia (WONSEOK & YONGRAE, 2017).

Os parâmetros utilizados para verificar o desempenho de um transdutor, consequentemente a qualidade de uma imagem ultrassônica, são a resolução axial e lateral e a sensibilidade (ANGELSEN, 2000), que são discutidos de forma mais aprofundada na Seção 3.5.

Figura 5 – Diferentes tipos de transdutores.



Fonte: Wonseok e Yongrae (2017).

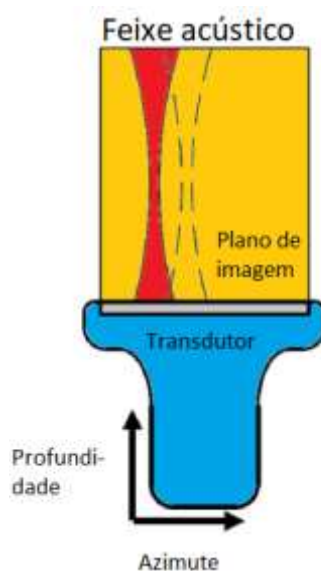
2.4 ESCANEAMENTO

Os primeiros transdutores de ultrassom eram formados por apenas um cristal piezoelétrico e, para o escaneamento de uma imagem de ultrassom, havia a necessidade de se rotacionar o transdutor em torno da região de interesse desejada, a fim de gerar um conjunto de dados para compor a imagem. Os equipamentos mais modernos de ultrassom hoje possuem transdutores com número de elementos muito maior, variando de 64 a 512 cristais piezoelétricos, possibilitando somente uma varredura e diferentes abordagens no escaneamento de um alvo para a formação de uma imagem de ultrassom (SZASZ, 2016).

O tipo de transdutor e a técnica de escaneamento que será utilizado também influencia em qual transdutor será escolhido variando para imagens em 2D e 3D. Para a formação de imagens em 2D, que é de maior importância para esse trabalho, dependendo do transdutor ou da técnica aplicada, várias dezenas ou centenas de elementos piezoelétricos são excitados ao mesmo tempo ou em uma sequência ao longo da direção azimutal, formando uma matriz de dados que será processada para gerar a imagem de ultrassom. Os transdutores utilizados para a formação de imagens de ultrassom em 2D são classificados em matriz linear, matriz convexa e em *phased array* ou matriz em fase, de acordo com os formatos da imagem (ANGELSEN, 2000).

Na matriz linear, basicamente, excita-se uma quantidade determinada pelo usuário de elementos piezoelétricos, distribuídos de forma retilínea no transdutor, que serão acionados em ordem gerando uma varredura em linha da região de interesse. Esse tipo de escaneamento forma uma imagem retangular, conforme ilustrado na Figura 6 (WONSEOK & YONGRAE 2017).

Figura 6 – Esquema do transdutor de matriz 1D de uma matriz linear.

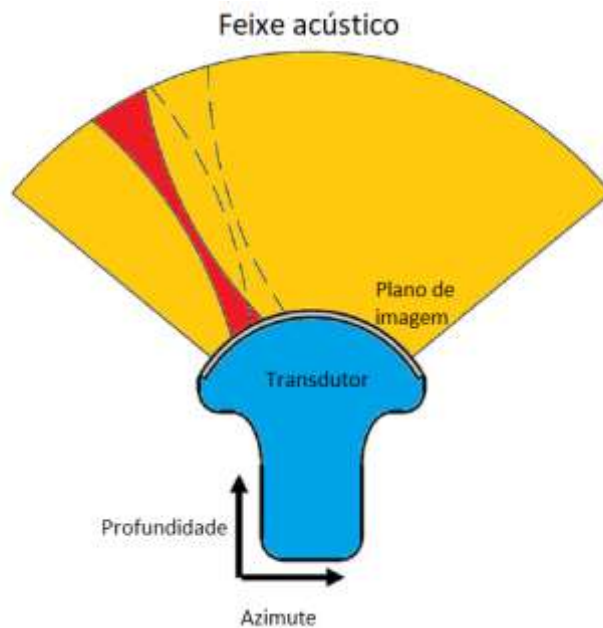


Fonte: Adaptado de Wonseok e Yongrae (2017).

O perfil de escaneamento de matriz linear é utilizado normalmente para imagens superficiais e pequenas, por exemplo, artérias carótidas, tireoide ou cistos no fígado, nas quais a frente de onda não precise passar por qualquer obstáculo grande, formando imagens precisas (WONSEOK & YONGRAE, 2017).

Em contrapartida, o transdutor de matriz convexa é utilizado para adquirir imagens de ultrassom amplas e normalmente profundas, gerando imagens com menor resolução que a de transdutores de matriz linear. Para isso, os elementos piezoelétricos são distribuídos em formato curvilíneo ao longo da direção azimutal do transdutor. O escaneamento, assim como em transdutores de matriz linear, se dá excitando uma quantidade pré-determinada de elementos pelo usuário em ordem, mas ao contrário da imagem do transdutor de matriz linear pela distribuição dos elementos piezoelétricos nos transdutores de matriz convexa, eles geram uma imagem em formato de leque (WONSEOK & YONGRAE, 2017), conforme ilustrado na Figura 7.

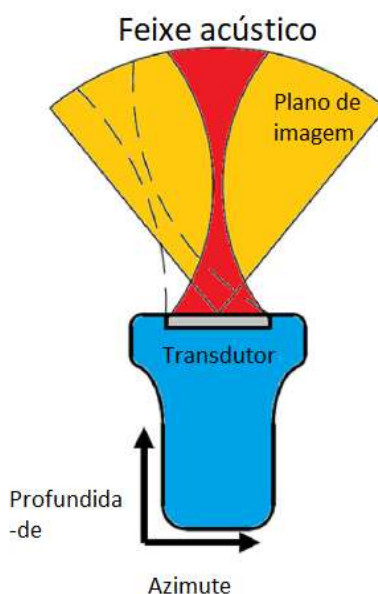
Figura 7 – Esquema do transdutor de matriz 1D de uma matriz convexa.



Fonte: Adaptado de Wonseok e Yongrae (2017).

Para a formação de imagens de ultrassom em que a região de interesse se encontra atrás de um obstáculo como os pulmões ou o coração, tanto o método de matriz linear ou o método de matriz convexa não possuem um bom desempenho, gerando imagens de baixa qualidade para a visualização da região de interesse. Para esses casos, há um terceiro tipo de técnica de escaneamento que é o *phased array*. O *phased array* é capaz de direcionar o feixe acústico, controlando todos os elementos piezoelétricos para operar sequencialmente. Ao contrário das duas outras técnicas citadas anteriormente, o *phased array* é capaz de alcançar alvos atrás de um obstáculo. Esta técnica é ilustrada na Figura 8. A imagem formada pela técnica *phased array* tem um formato de cone circular (WONSEOK & YONGRAE, 2017).

Figura 8 – Esquema do transdutor de matriz 1D de uma *phased array*.



Fonte: Adaptado de Wonseok e Yongrae (2017).

2.5 CAMPO ACÚSTICO

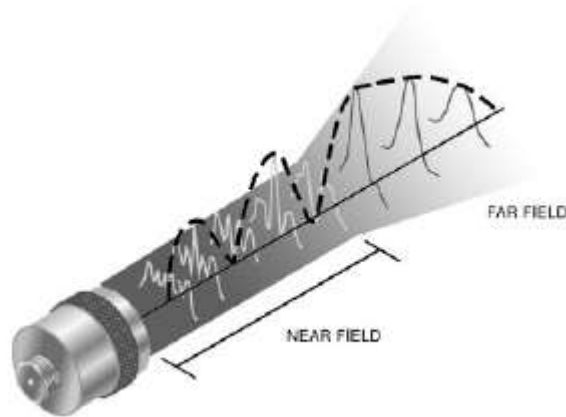
O feixe acústico que emana de um transdutor utilizado em equipamentos mais modernos geralmente não provém de um único elemento piezoelétrico somente, como foi elucidado na seção anterior. Apesar de existirem várias técnicas de escaneamento de imagens de ultrassom sempre uma parcela ou todos os elementos piezoelétricos do transdutor serão excitados ao mesmo tempo para gerar a frente de onda. O campo acústico produzido por um transdutor piezoelétrico padrão é mostrado na Figura 9 (IOWA STATE UNIVERSITY, 2021).

Como as ondas sonoras se originam de vários elementos piezoelétricos excitados ao mesmo tempo, as frentes de ondas se chocam durante a propagação do feixe acústico causando interferência construtiva ou destrutiva entre elas; essas interferências são responsáveis por alguns fenômenos em ultrassom. Essas superposições entre as ondas sonoras geram grandes oscilações na intensidade do feixe acústico perto do transdutor e é conhecida como campo próximo, também chamado de *near field* ou Fresnel Field. Nesta região é onde o feixe acústico possui maior intensidade e não possui divergências (IOWA STATE UNIVERSITY, 2021; MAIA, 2004).

As diversas ondas sonoras geradas pelos elementos piezoelétricos, ao final do campo próximo, se interferem construtivamente formando apenas uma frente de onda quase plana, essa

área onde o feixe acústico é mais uniforme é chamada de campo distante, também conhecida como *far field* ou Fraunhofer Zone. Nesta região o campo é divergente. Entre o campo próximo e o campo distante existe uma região que é conhecida como o foco natural de um transdutor plano (IOWA STATE UNIVERSITY, 2021; MAIA, 2004).

Figura 9 – Campos irradiados de transdutores ultrassônicos.



Fonte: Adaptado de Alleman, Pelt e Groves (2014).

2.6 PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS DE ULTRASSOM

Fundamentalmente, todos os sistemas de ultrassom formam imagens a partir dos ecos recebidos. Usando o princípio de propagação de ondas e as informações do eco (amplitude, fase, etc.) podemos determinar o tipo de interação que a onda sonora sofreu, profundidade que ocorreu a interação com os objetos e etc. O eco recebido passa por uma série de etapas antes da formação da imagem e algumas delas são apresentadas mais detalhadamente a seguir.

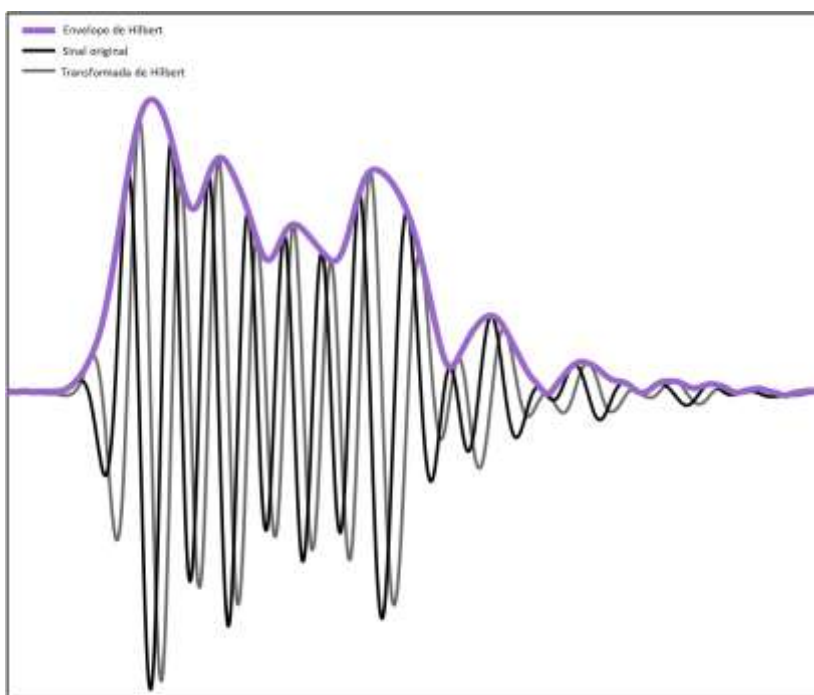
2.6.1 Filtragem

Após o recebimento dos dados brutos, os sinais de eco passam por um filtro passa-faixa para remover ruídos e frequências que estão fora da frequência de interesse, além de escolher se a imagem será construída na frequência fundamental ou na segunda harmônica. Essa escolha normalmente segue com base na profundidade da região de interesse. Quando a região de interesse é mais profunda a frequência fundamental é capaz de uma melhor penetração no corpo. Utilizando a segunda harmônica, obtém-se uma melhor resolução, mas pouco alcance (MURTAZA *et al*, 2008).

2.6.2 Detecção

Uma imagem de ultrassom é formada a partir do envelope do sinal e, para isso, é utilizada a transformada de Hilbert que é capaz de extrair o sinal da portadora e reconstruir o envelope do sinal. A transformada de Hilbert desloca o sinal de entrada em 90 graus na fase, independentemente da frequência do sinal, mudando os picos das ondulações nos dados de radiofrequência (RF). Então, é realizada a combinação da transformada de Hilbert com o sinal original maximizando os detalhes da imagem, conforme a Figura 10 (MACCALLUM, 2021).

Figura 10 – Transformada de Hilbert aplicado a um sinal e seu envelope.



Fonte: Adaptado de Maccallum (2021).

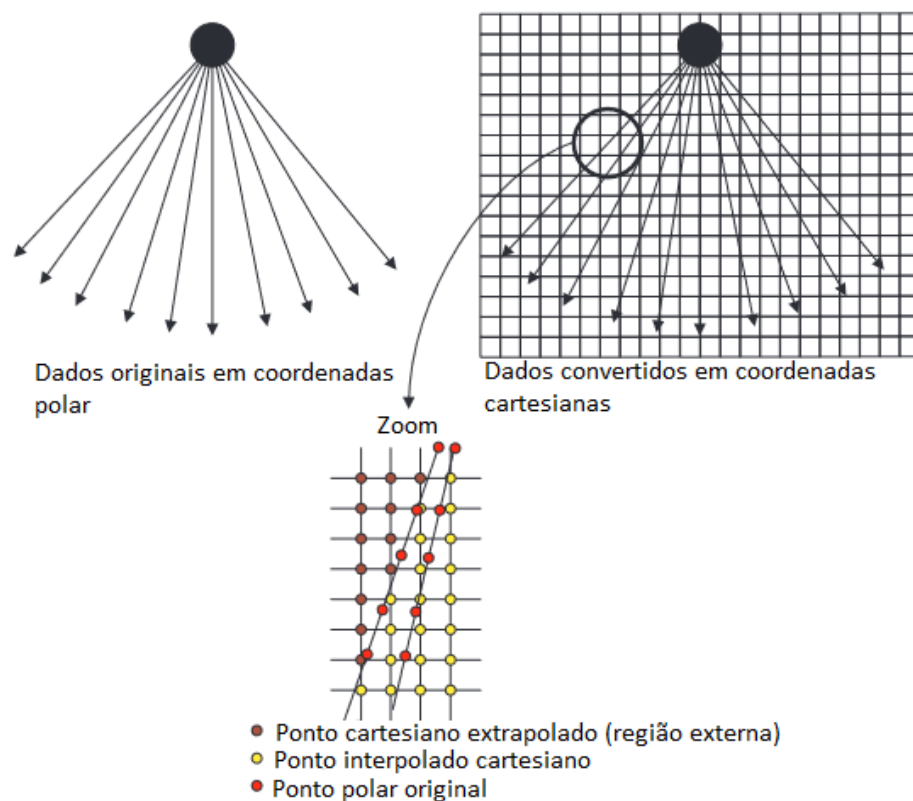
2.6.3 Compressão Logarítmica

A variação do sinal de varredura depende do conversor analógico-digital (ADC) utilizado e, muitas vezes, ele é comprimido para caber na escala do display. A compressão logarítmica é empregada para comprimir a faixa de varredura para melhor se ajustar à escala de cinza dos monitores dos equipamentos de ultrassom, conseqüentemente melhorando o contraste (ASSEF, 2013; MURTAZA *et al*, 2008).

2.6.4 Scan Conversion

Quando é feito o escaneamento de uma região de interesse os dados são armazenados em coordenadas cartesianas, se utilizado o transdutor de matriz linear, e em coordenadas polares quando utilizado transdutor de matriz convexa ou de *phased array*. No caso de os dados serem armazenados em coordenadas polar, uma grande maioria de dados não representam regiões válidas de pixels, sendo necessário uma conversão (Figura 11) para que os dados possam ser visualizados em um equipamento de ultrassom (MURTAZA *et al.*, 2008).

Figura 11 – Processo de *scan conversion*.



Fonte: Adaptado MURTAZA *et al.*, (2008).

A interpolação dos pontos é baseada na sua vizinhança, Figura 11. Primeiro é realizada a sobreposição dos dados originais em coordenadas polares em um plano cartesiano, em seguida, é feito a interpolação dos dados. A interpolação mais comum é baseada nos 4 vizinhos mais próximos (interpolação 2x2) (MURTAZA *et al.*, 2008).

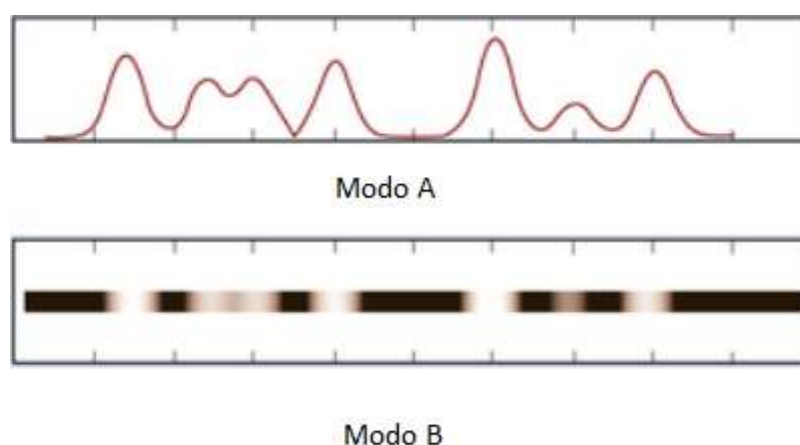
2.7 MODOS DE OPERAÇÃO

O equipamento de ultrassom tem diferentes modos de operação, como Modo A, Modo B, Modo C, Modo M, Doppler e podendo ainda funcionar combinando características desses modos. Será melhor apresentado o modo B que é de maior interesse neste trabalho.

2.7.1 Modo B

O modo B ou modo brilho forma imagens bidimensionais da região de interesse utilizando uma combinação dos sinais do modo A em várias direções, deslocando-se o transdutor. Sinais de ultrassom do modo A são sinais elétricos registrados como picos em um gráfico, onde o eixo vertical mostra a amplitude do eco recebido e a abcissa a profundidade. O modo B modifica essa informação do Modo A de tal forma que a amplitude do sinal recebido corresponda a um nível na escala de cinza ou aumento no brilho, como mostra a Figura 12 (HEDRICK; HYKES; STARCHMAN, 1995; SHUNG, 2006).

Figura 12 – Obtenção de uma linha do Modo B a partir do sinal do Modo A.



Fonte: Adaptado de Zagzebski (2016).

Para formação de imagens utilizando modo B duas técnicas são mais utilizadas. Na primeira técnica, conhecida como *scan* Modo B, o transdutor permanece fixo em um eixo enquanto é rotacionado em outro, e a cada nova linha escaneada ela é sobreposta às outras formando a imagem (HEDRICK; HYKES; STARCHMAN, 1995; SHUNG, 2006).

Em outra técnica para a formação de imagens conhecida como *scan-converter*, utilizada pelos equipamentos comerciais, o transdutor é posicionado no plano $x-y$ então, com o eco recebido, pode-se definir a intensidade e a profundidade de colisão com um alvo, convertendo esse valor para um formato de brilho no monitor (HEDRICK; HYKES; STARCHMAN, 1995; SHUNG, 2006).

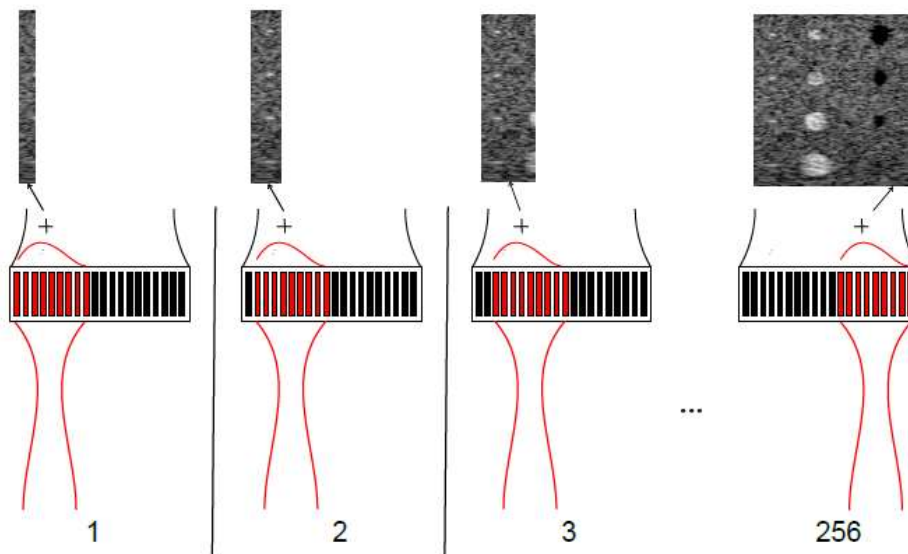
2.8 MODALIDADE DE IMAGEM

Na seção 2.4 discutiu-se sobre as três configurações mais comuns dos elementos piezoelétricos ao longo de um transdutor: matriz linear, matriz convexa e *phased arrays*. No caso de matriz linear e matriz convexa, apenas uma parte dos elementos são excitados na

transmissão e recepção, sendo esse o modo mais comum utilizado nos equipamentos de ultrassom.

Durante o imageamento tradicional do ultrassom, utilizados no método matriz linear e matriz convexa, o escaneamento da região de interesse é feito de forma ordenada. Primeiro uma quantidade pré-determinada de elementos piezoelétricos são selecionados e excitados, então é feito a varredura e logo após a transmissão e recepção, são excitados a mesma quantidade de elementos só que deslocados de um elemento. Esse processo é repetido até que a varredura seja completa, podendo ser visualizado na Figura 13. Cada um desses feixes será capaz de reconstruir uma linha da imagem resultando em uma imagem com boa resolução, porém como é necessário transmitir, receber e processar os sinais de ultrassom inúmeras vezes durante o processo de formação da imagem, a taxa de quadros é baixa. Portanto, essa técnica é utilizada para regiões de interesse estáticas ou com movimentos de baixa frequência (SZASZ, 2016).

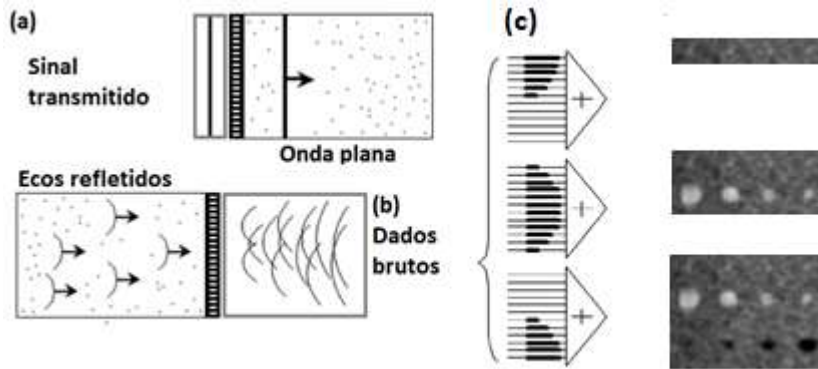
Figura 13 – Formação de *beamformer* tradicional.



Fonte: Adaptado de Szasz (2016).

O processo de formação de imagem utilizando ondas planas excita todos os elementos piezoelétricos do transdutor ao mesmo tempo tanto para a transmissão (Figura 14(a)), formando uma frente de onda única, como também para a recepção (Figura 14(b)). Comparando com o método utilizado em matriz linear e matriz convexa a imagem formada possui pior resolução, porém por transmitir, receber e processar os dados somente uma vez possui maior taxa de quadros, apresentando um desempenho melhor em regiões de interesse dinâmicas (MONTALDO *et al.*, 2009; YANG, 2013; SZASZ, 2016).

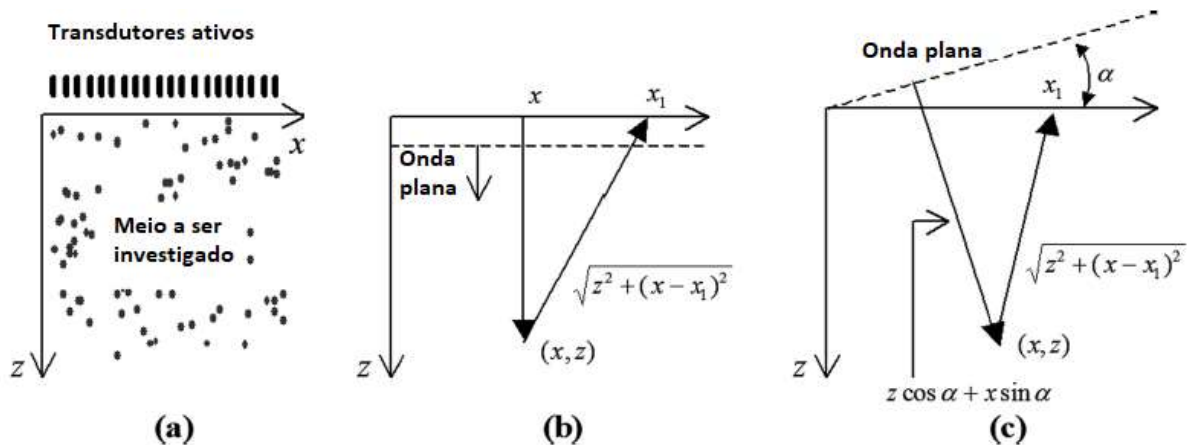
Figura 14 – Modalidade de imagem de ultrassom utilizando ondas plana: (a) transmissão, (b) recepção e (c) aplicação de atrasos e somatórios coerentes para a formação da imagem utilizando ondas planas.



Fonte: Adaptado de Yang (2013) e Szasz (2016).

No método de ondas planas, o processo de transmissão não possui qualquer ponto focal, a imagem é obtida por um processamento paralelo dos dados brutos na recepção, somando-os de forma coerente (MONTALDO *et al.*, 2009). A Figura 15 mostra o tempo de propagação de uma onda até o ponto focal (x, y) que pode ser obtida utilizando a Equação (5) em que c é a velocidade do som no meio.

Figura 15 – Propagação de ondas planas em um meio: (a) eixo de propagação, (b) tempo de propagação da onda plana e (c) tempo de atraso de uma onda plana até um ponto.



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

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

Cada ponto (x, y) da imagem é adquirido com uma soma coerente, atribuindo o peso da contribuição de cada elemento junto com o atraso necessário. Esse processo de atrasar os sinais dos ecos recebidos (RD) por $\tau(x_1, x, z)$ e somá-los coerentemente na direção x da matriz x_1 pode ser obtido pela Equação (6).

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

A abertura $2a$ deve sempre considerar apenas os elementos que contribuem para a formação da imagem em x_1 , sendo considerado os elementos ativos de maiores influência. Essa abertura sempre é menor que o número de elementos ativos e pode ser representada por uma razão entre o ser expressada pela Equação (7).

$$F = \frac{z}{2a} \quad (7)$$

Os atrasos são calculados para cada profundidade e assim é feita a composição de cada linha da imagem. A imagem final é formada através da soma e ponderação paralela dos feixes dinâmicos com os mesmos dados brutos para cada linha, (Figura 15(c)) (MONTALDO *et al.*, 2009).

A formação de imagens de ultrassom utilizando o método de ondas planas é conhecido como método *Ultrafast*, tendo uma taxa de quadros de aproximadamente dez mil frames por segundo. Em contrapartida, tendo uma menor resolução da imagem (MONTALDO *et al.*, 2009).

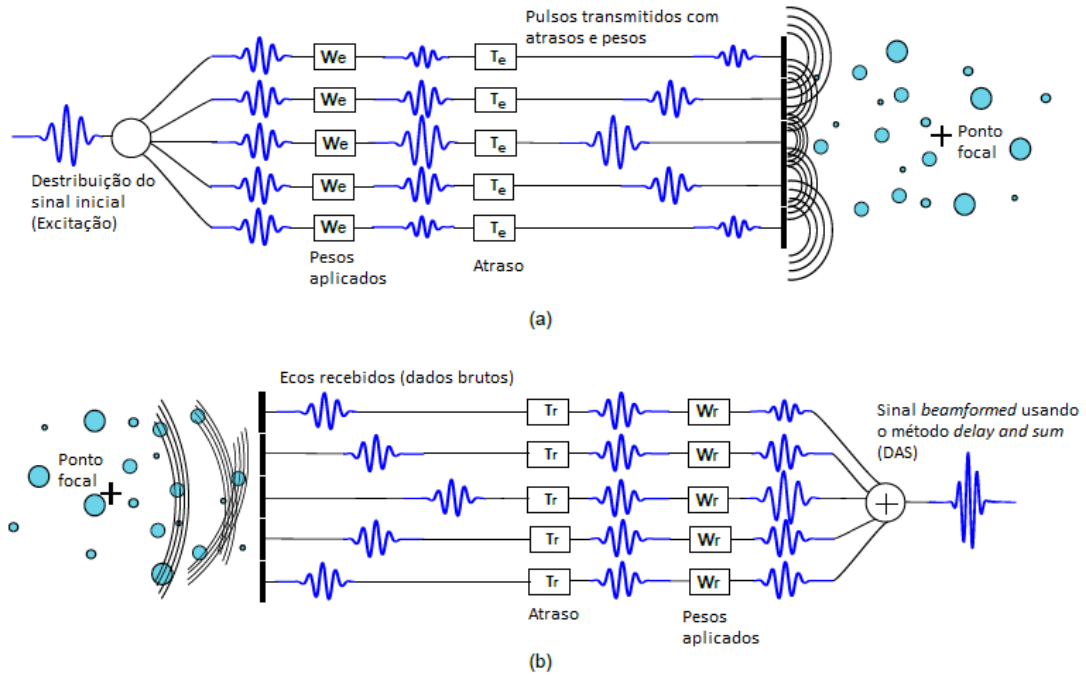
2.9 BEAMFORMER

O *beamformer* em uma tradução livre “formador de feixe”, também conhecido como filtro espacial, desempenha um dos papéis mais importantes em equipamentos de ultrassom, responsável por gerar foco em um ponto específico, melhorar o contraste, resolução lateral, resolução axial, relação sinal-ruído (*signal-to-noise*, *SNR*) e a taxa de quadros (SZASZ, 2016). A seguir serão abordadas algumas técnicas de *beamformer* pertinentes ao trabalho.

2.9.1 Delay-And-Sum Beamformer

O *Delay-And-Sum* (DAS) *beamformer* é o método mais utilizado em equipamentos de ultrassom médicos. Para gerar um ponto focal na transmissão, atrasos e pesos são aplicados a cada elemento do transdutor baseado na propagação de ondas no meio, controlando a contribuição de cada elemento. Esse processo está exemplificado na Figura 16(a). Na recepção, os ecos recebidos pelos elementos ativos do transdutor, passam pelo mesmo processo, sofrendo atrasos e pesos referentes à sua contribuição, assim formando os dados brutos para a formação da imagem, conforme ilustrado na Figura 16(b) (SYNNEVAG *et al.*, 2007).

Figura 16 – Princípio do método DAS: (a) transmissão e (b) recepção.



Fonte: Adaptado de Szasz (2016).

Para calcular o atraso e o peso aplicado a cada elemento para geração de um ponto focal na transmissão e para a recepção é utilizado a teoria do raio acústico (GRANADO, 2017). A Figura 17 mostra os elementos ativos de transmissão para o cálculo do atraso (Δt_i) que será aplicado ao i -ésimo elemento para atingir o ponto focal com posição x_f , y_f e z_f . A distância (r_i) do i -ésimo elemento ao ponto focal pode ser obtida pela Equação (8), em que x_i , y_i e z_i representam a posição do i -ésimo elemento.

$$r_i = \sqrt{(x_i - x_f)^2 + (y_i - y_f)^2 + (z_i - z_f)^2} \quad (8)$$

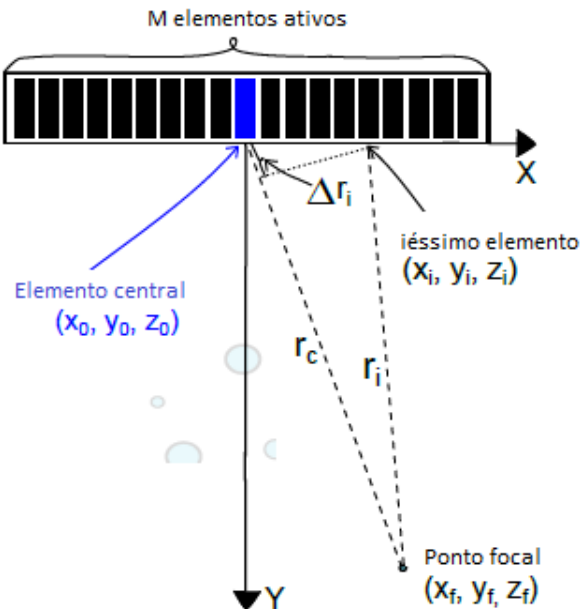
O elemento ativo central do transdutor está situado na posição x_0 , y_0 e z_0 e se pode calcular sua distância ao ponto focal (r_c) utilizando a Equação (9).

$$r_c = \sqrt{(x_0 - x_f)^2 + (y_0 - y_f)^2 + (z_0 - z_f)^2} \quad (9)$$

Assim, tendo a distância do i -ésimo elemento e do elemento central em relação ao ponto focal, pode-se calcular o atraso que será aplicado ao i -ésimo elemento para compensar o tempo de propagação da onda, Equação (10), em que c é a velocidade do som no meio.

$$\Delta t_i = \frac{1}{c} \Delta r_i = \frac{(r_c - r_i)}{c} \quad (10)$$

Figura 17 – Geometria de uma matriz linear com região focal em um ponto F.



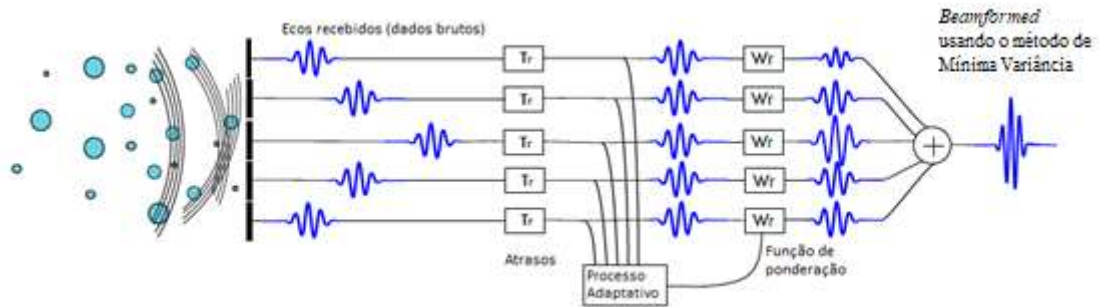
Fonte: Adaptado de Szasz (2016).

2.9.2 Capon ou Mínima Variância

Os pesos atribuídos a cada elemento do transdutor no método DAS são pré-definidos e fixos, independente dos dados transmitidos ou recebidos. Em contrapartida, o método Capon ou Mínima Variância *beamformer* (MV) atualiza constantemente os pesos aplicados tentando estimar a forma de onda do sinal desejado com maior precisão possível, para cada elemento na recepção, melhorando a imagem do ultrassom em contraste e na sua resolução lateral. A transmissão, utilizando o método de mínima variância, é igual ao método DAS tendo mudanças somente no processo de recepção, como mostra a Figura 18 (SYNNEVAG; AUSTENG; HOLM, 2007; JINXIN *et al.* 2016).

Assumindo o conjunto de i elementos do transdutor, cada um registrando um sinal $x_m(t)$ e considerando $P+1$ dispersores, onde cada um deles reflete um sinal $s_p(t)$ e que $s_0(t)$ se origina do ponto focal do receptor e que os outros refletores são fontes de interferência, o i -ésimo elemento do canal atrasado é descrito pela Equação (11):

Figura 18 – Princípio do método Capon ou Mínima Variância.



Fonte: Adaptado de Szasz (2016).

$$x_i(t) = \frac{1}{r_{i,0}} s_0(t) + \sum_{p=1}^P \frac{1}{r_{i,p}} s_p(t) * \delta(t - \tau_{i,p}) + n_i(t) \quad (11)$$

Sendo que:

$r_{i,p}$ é a distância do refletor p ao sensor i ;

$\delta(t)$ é a função delta de Dirac;

$\tau_{i,p}$ é o atraso do refletor p ao sensor i ;

$n_i(t)$ é o ruído no canal i ;

$E(*)$ é o operador de convolução.

Os i 's campos de onda recebidos são ordenados em um vetor, como na Equação (12).

$$\vec{X}(t) = \begin{bmatrix} x_0(t) \\ x_1(t) \\ \dots \\ x_{I-1}(t) \end{bmatrix} \quad (12)$$

Depois de aplicar o atraso a cada elemento, considerando o tempo de ida e volta até o ponto focal, é necessário calcular o peso que é aplicado a cada elemento sendo que a saída do *beamformer* será uma soma ponderada de cada medição realizada, definida pela Equação (13).

$$z(t) = \sum_{i=0}^{I-1} w_i(t) x_i(t) = \vec{w}(t)^H X(t) \quad (13)$$

Em que: $w_i(t)$ é o peso aplicado ao sensor i ;

$[.]^H$ é o operador Hermitiano;

$\vec{w}(t)^H$ é o vetor dos pesos aplicados.

Os pesos aplicados são determinados de modo a minimizar a potência de saída:

$$P(t) = E[|z(t)|^2]. \quad (14)$$

Mantendo o ganho unitário no ponto focal:

$$\min_{\vec{w}(t)} \vec{w}(t)^H R(t) \vec{w}(t). \quad (15)$$

sujeito a:

$$\vec{w}(t)^H \vec{a} = 1, \quad (16)$$

em que:

$$R(t) = E[X(t)X(t)^H]. \quad (17)$$

é a matriz de covariância espacial e \vec{a} é o vetor de direção, como os dados recebidos já foram todos atrasados antes de aplicação dos pesos o vetor \vec{a} é igual a 1. E a solução para a Equação (16) é dada pela Equação (18).

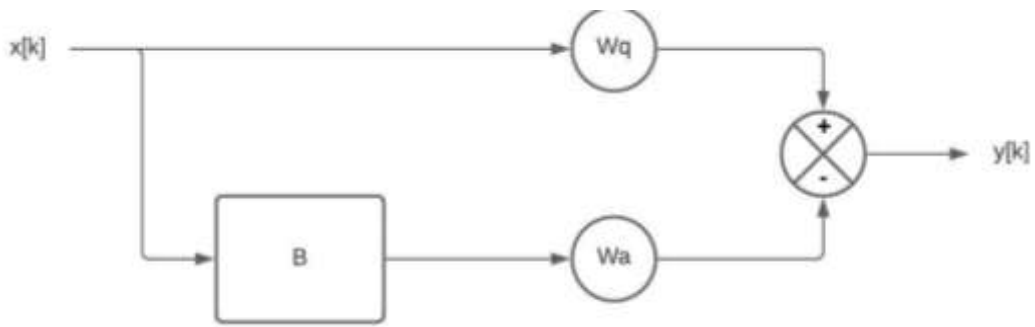
$$\vec{w}_{MV}(t) = \frac{R(t)^{-1} \vec{a}}{\vec{a}^H R(t)^{-1} \vec{a}} \quad (18)$$

Aplicando esse peso à Equação (13), tem-se o resultado da mínima variância aplicado a cada sinal (SYNNEVAG; AUSTENG; HOLM, 2007; JINXIN *et al.*, 2016).

2.9.3 Generalized Sidelobe Canceller

O *Generalized Sidelobe Canceller* (GSC) assim como o MV é um *beamformer adaptativo*, ao contrário do método DAS, calculando os pesos aplicados a cada elemento de acordo com dados recebidos. A forma como o GSC opera é similar ao MV minimizando a potência de saída do *beamformer* adaptativo. A estrutura de funcionamento do GSC pode ser vista na Figura 19 (WANG *et al.*, 2017).

Figura 19 – Diagrama de blocos do funcionamento GSC.



Fonte: Adaptado de Wang *et al.* (2017).

Para o cálculo dos pesos adaptativos aplicados são levados em consideração dois vetores de ponderação: vetor adaptativo \vec{w}_a e não adaptativo \vec{w}_q que são duas componentes ortogonais. O vetor de ponderação pode ser expresso pela Equação (19).

$$\vec{w}_{gsc} = \vec{w}_q - B\vec{w}_a \quad (19)$$

Sujeito a:

$$B^H \vec{w}_q = 0, \quad (20)$$

em que \vec{w}_q é um vetor unitário; B é uma matriz de bloqueio responsável por bloquear o sinal desejado do ramo adaptativo.

Como w_q é fixo, pode-se usar as Equações (15) e (16) para calcular \vec{w}_a :

$$\vec{w}_a = (B^H R B)^{-1} B^H R \vec{w}_q, \quad (21)$$

onde $z_c = \vec{w}_q^H x[t]$ e $y = B^H x[k]$ são as saídas do ramo não adaptativo da matriz de bloqueio B, então o vetor de ponderação adaptativo pode ser reescrito como:

$$\vec{w}_a = R_y^{-1} \vec{p}_y, \quad (22)$$

em que $R_y = B^H R B$ é a matriz de covariância de y e \vec{p}_y é o vetor de correlação de z_c e y (WANG *et al.*, 2017).

2.9.4 Eigenspace Based Minimum Variance Beamformer

O *Eigenspace-based*, em uma tradução livre “baseado em auto espaço”, é um *beamformer* adaptativo que utiliza da característica que o auto espaço da matriz de covariância de entrada, obtida pela Equação (17); que pode ser dividida em dois subespaços ortogonais, o

subespaço do sinal e o subespaço do ruído, com isso é possível reduzir as contribuições dos lóbulos laterais (ZIMBICO *et al.*, 2018). Para o cálculo do *Eingspace Based Minimum Variance beamformer* (EBMV), inicialmente a matriz de covariância é auto descomposta:

$$R_{DL} = V\Lambda^{-1}V^H \quad (23)$$

em que $\Lambda = \text{diag}[\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_I]$, em que $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_I$, são os autovalores em ordem decrescente;

$V = [v_1, v_2, \dots, v_I]$, são os correspondentes autovetores ortogonais a $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_I$.

Então, o subespaço do sinal E_s pode ser obtido utilizando os autovetores correspondentes aos primeiros maiores autovalores, representando a região de maior concentração de energia. Com isso, garante-se inclusão dos sinais do lóbulo principal (os valores mais altos) e reduz-se a contribuição dos lóbulos laterais (valores menores):

$$E_s = [v_1, v_2 \dots v_{num}] \quad (24)$$

em que num corresponde aos números de autovetores que demonstram com eficácia o subespaço do sinal (ZIMBICO *et al.*, 2018).

Com isso é possível calcular o vetor de peso do EBMV, calculando o vetor de peso MV no E_s utilizando a Equação (25).

$$\overrightarrow{w_{EBMV}} = E_s E_s^H \overrightarrow{w_{MV}} \quad (25)$$

2.9.5 *Eingspace-based Generalized Sidelobe Canceller Beamformer*

Alguns métodos de *beamformer* adaptativos podem ser combinados, como foi visto anteriormente o EBMV e o MVGSC. O método EBGSC vem desse processo de se unir técnicas para obter uma melhor imagem de ultrassom. O método EBMV permite um maior contraste e o método MVGSC contribui para uma melhor resolução (ZIMBICO *et al.*, 2018). O método EBGSC é formado substituindo $\overrightarrow{w_{gsc}}$, Equação (19) no subespaço do sinal (E_s):

$$\overrightarrow{w_{EBGSC}} = E_s E_s^H \overrightarrow{w_{GSC}} \quad (26)$$

2.10 FILTROS ADAPTATIVOS ESPACIAIS

O ultrassom tem sido amplamente utilizado no meio médico para diagnósticos de doenças nas últimas décadas. Essa popularidade é devido à sua característica de ser uma

tecnologia não invasiva, rápida, de baixo custo, inofensiva para o paciente dentro dos limites de potência e precisa. Porém, as imagens de ultrassom sempre apresentaram *speckle*, que tende a reduzir a resolução e o contraste da imagem, desfocando a imagem principalmente em imagens de órgãos moles como o fígado e o rim perto das bordas dos tecidos (SIVAKUMAR *et al.*, 2010).

Apesar de ser um fenômeno comum em imagens de ultrassom, resultado de interferências construtivas e destrutivas das ondas sonoras, sua presença é indesejável e por possuir um caráter multiplicativo. Sua remoção é complicada, porém há diversas formas de tentar diminuir seu efeito em imagens de ultrassom (BENES & RIHA, 2012).

Todos os métodos desenvolvidos para remover o *speckle* de imagens de ultrassom têm como proposta remover o máximo possível de ruído preservando recursos importante da imagem como bordas e pequenos pontos. Para isso existem diferentes abordagens, como filtros adaptativos, equações diferenciais parciais, abordagem multi-escala etc (BENES & RIHA, 2012).

Matematicamente o *speckle* pode ser descrito como:

$$I(t) = R_{oi}(t) \cdot u(t) \quad (27)$$

em que $t = (x, y)$ representa a coordenada espacial da imagem;

$I(t)$ é a imagem com ruído;

$u(t)$ é o ruído multiplicativo de *speckle* que é estatisticamente independente e com variância e média unitários;

E $R_{oi}(t)$ representa a região de interesse observada.

O ruído *speckle* é um ruído multiplicativo, logo, estão mais presentes em áreas em que a intensidade da imagem é maior. O ruído e o sinal são estatisticamente independentes, a variância e a média da amostra de um único pixel são iguais à variância e média da área local (SIVAKUMAR *et al.*, 2010).

Filtros adaptativos espaciais usam um *kernel*, uma janela em movimento, para calcular todas as informações estatísticas de uma região da imagem e com base nas estatísticas do *kernel* o pixel central da imagem é alterado (SIVAKUMAR *et al.*, 2010).

2.10.1 Filtro Lee

A técnica de filtragem utilizada pelo filtro Lee se baseia em ruído *speckle* linear e utiliza o critério de menor erro quadrático médio (MMSE), baseando-se em estatísticas locais adquiridas das subregiões e atribuindo pesos a elas por todos os pixels da imagem (BAFARAJ, 2019). O funcionamento do filtro Lee (L) é baseado na Equação (28):

$$Img_{(i,j)} = I_m + W(C_p - I_m) \quad (28)$$

em que: Img é o valor do pixel após o processamento;

I_m é a intensidade média do *kernel*;

C_p é o pixel central;

e W é o coeficiente do filtro adaptativo calculado pela Equação (29), onde C_u é o coeficiente de variação, razão entre desvio padrão e a média do *kernel*, estimado do ruído e C_I é o coeficiente de variação da imagem.

$$W_{Lee} = 1 - \frac{C_u^2}{C_I^2} \quad (29)$$

O filtro Lee é baseado na premissa de que se a variância de intensidade sobre uma área for baixa então a suavização não será aplicada. Em contrapartida se a variância for alta (áreas próximas às bordas) o filtro irá aplicar a suavização (SIVAKUMAR *et al.*, 2010).

2.10.2 Filtro Kuan

O método de filtragem Kuan tem por objetivo reduzir o ruído *speckle* da imagem de ultrassom preservando as bordas da imagem. O filtro Kuan também é um filtro local que utiliza do MMSE e tem uma estrutura igual a filtro Lee, Equação (28). A diferença de funcionamento está no coeficiente de ponderação W e na abordagem em relação ao ruído. O filtro Kuan transforma o modelo de ruído multiplicativo da Equação (27) em ruído aditivo (BAFARAJ, 2019). O fator de ponderação do filtro Kuan (K) é obtido pela Equação (30).

$$W_{Kuan} = \frac{1 - \frac{C_u}{C_i}}{1 + C_u} \quad (30)$$

2.10.3 Filtro Frost

O filtro Frost também é utilizado para remover o ruído multiplicativo em imagens, porém diferentemente do filtro Lee e Kuan, o filtro Frost faz a convolução dos pixels do *kernel* com a resposta ao impulso e o fator de ponderação é exponencial. Seu funcionamento também

se baseia nos coeficientes de variação da imagem e do ruído, o valor do pixel filtrado é substituído a partir de uma soma ponderada de cada pixel dentro do *kernel*, cada um tendo um peso, conforme a distância do pixel central e as estatísticas total do *kernel* (SIVAKUMAR *et al.*, 2010) e (BAFARAJ, 2019).

A influência que os pixels vizinhos tem sobre o pixel central dentro do *kernel* diminui com a distância deles. O funcionamento do filtro Frost (F) segue a Equação (31):

$$Img_{(i,j)} = \sum_{n \times n} K \alpha e^{-\alpha |t|} \quad (31)$$

em que:

$$\alpha = \left(\frac{4}{nC_i^2} \right) \left(\frac{\sigma^2}{Im^2} \right) \quad (32)$$

K é o fator de sintonia;

Im é a média do *kernel*;

σ variância do *kernel*;

C_i é o coeficiente de variação da imagem;

$|t| = |X - X_0| + |Y - Y_0|$ é a distância do pixel processado ao pixel central;

n é o tamanho do *kernel* em movimento.

Os parâmetros do filtro Frost têm ponderação diferentes a cada área filtrada. Se a variação de intensidade dos pixels no *kernel* for baixa, o filtro irá suavizar a área. Já em uma área de alta variação de intensidade há pouca suavização e as bordas são mantidas (SIVAKUMAR *et al.*, 2010; BAFARAJ, 2019).

2.10.4 Filtro Gamma Map

Os filtros adaptativos, geralmente apenas suavizam a presença do ruído em uma imagem considerando a média e a variância do *speckle* e como sua intensidade tem uma distribuição exponencial negativa, que é muito diferente da distribuição gaussiana (KUAN *et al.*, 1987) sugeriram um filtro baseado na abordagem de *maximum a posteriori* (MAP), que necessita para o funcionamento um conhecimento prévio da função densidade de probabilidade (PDF) da imagem (SIVAKUMAR *et al.*, 2010).

Partindo desse pressuposto, o filtro Kuan é alterado considerando que a imagem possui uma distribuição gamma e estabelecendo dois limiares para a operação. O funcionamento do filtro Gamma MAP (GM) obedece às regras da Equação (33).

$$Img_{(x,y)} = \begin{cases} I_m & \text{para } C_i < C_u \\ \frac{(\Omega - L - 1)I_m + \sqrt{I_m^2(\Omega - L - 1) + 4\Omega LI_m}}{2\alpha} & \text{para } C_u < C_i < C_{m\acute{a}x} \\ C_p & \text{para } C_{m\acute{a}x} < C_i \end{cases} \quad (33)$$

Em que, L é um parâmetro do *kernel* igual ao quadrado da razão da média da intensidade dos pixels por seu desvio padrão;

$$C_{m\acute{a}x} = \sqrt{2C_u};$$

C_p é o pixel central do *kernel*;

$$\Omega = \frac{1 + C_u^2}{C_i^2 - C_u^2};$$

I_m é a média do *kernel*;

C_u é o coeficiente de variação do ruído;

C_i é o coeficiente de variação da imagem.

2.10.5 Aprimoramento dos Filtros

O objetivo dos filtros de imagens de ultrassom é eliminar o ruído mantendo apenas o dado do sinal para a construção da imagem. Assim o comportamento de um filtro real depende da distribuição da intensidade da região analisada.

Inicialmente, há regiões onde a intensidade é homogênea e o sinal é constante. Nessas regiões o filtro deve atribuir ao pixel central de um *kernel* em movimento a média dos valores dos pixels dessa região, por esse valor representar uma estimativa neutra da região (LOPES *et al.*, 1990).

Em regiões heterogêneas, onde normalmente há presença de bordas, áreas com texturas e pontos de interesse. Os filtros deveriam minimizar ou suavizar o efeito do ruído na região, mantendo a informação do sinal. Como no processo de filtragem o filtro nem sempre é capaz de distinguir entre uma informação pontual e ruído, é necessário dividir essa região em dois casos, onde as condições de execução do filtro são satisfeitas e o filtro suprime somente o ruído. E quando o processo de filtragem do filtro não é mais confiável, podendo suprimir uma

informação importante, e o valor do pixel original é mantido na janela do *kernel* (LOPES *et al.*, 1990).

Para delimitar essas três regiões são utilizados os coeficientes de variação (CV). Para o primeiro caso, uma área é considerada homogênea se $C_i < C_u$ logo a saída do filtro deve ser a média dos valores do *kernel*. A região a ser filtrada deve satisfazer a condição de $C_i < C_u < C_{máx}$, essa área contempla uma região heterogênea onde nenhum ponto se destaca em intensidade dos outros pontos e o ruído é reduzido preservando a qualidade da imagem. E o valor do pixel a ser mantido acontece quando $C_{máx} < C_i$, onde $C_{máx}$ é o coeficiente de variação do *speckle* superior da imagem (LOPES *et al.*, 1990; JAPPREET *et al.*, 2011).

Esse aprimoramento pode ser aplicado aos filtros citados anteriormente: Lee (LA), Kuan (KA) e Frost (FA).

2.10.6 Frost Modificado Baseado em Fator de Sintonia Adaptativo

O fator de sintonia (K) tem um grande papel no desempenho do filtro Frost. Quando K é um valor pequeno o filtro suprime o *speckle* nas imagens de forma satisfatória, mas em contrapartida, perde sua capacidade em preservar bordas e detalhes finos. O inverso também é verdadeiro; quando os valores do fator de sintonia são altos ele perde sua capacidade de suprimir o *speckle*, porém tem maior êxito ao preservar bordas e detalhes finos.

Por causa dessas características é interessante utilizar um fator de sintonia adaptativo para o filtro Frost. O fator de sintonia é calculado adaptativamente utilizando informações do *kernel* em movimento, assim como de sua vizinhança (SUN *et al.*, 2019).

O fator de sintonia adaptativo pode ser obtido pela Equação (34).

$$K(s, h) = T(t_0) \cdot Q(s, h) \quad (34)$$

em que $T(t_0)$ é igual a:

$$T(t_0) = \frac{|C_p - I_m|}{\delta(t_0)} \quad (35)$$

$T(t_0)$ representa a estatística t e é usado para medir o grau de contaminação pelo *speckle* do pixel central do *kernel*. C_p é o valor do pixel central do *kernel*, $u(t_0)$ e $\delta(t_0)$ representam a média e o desvio padrão do *kernel* atual centralizado em t_0 .

$Q(s, h)$ representa a intensidade dos pixels na vizinhança e é calculado por:

$$Q(s, h) = \frac{|I(s, h) - C_p|}{\frac{1}{(2n + 1)^2 - 1} \sum_{j=i-n}^{i+n} \sum_{k=j-n}^{j+n} |I(j, k) - C_p|} \quad (36)$$

em que n é o tamanho do *kernel*.

Utilizando a Equação (34) na Equação (31), temos o filtro Frost Modificado (FM).

Também foi aplicado o filtro FM em sua forma aprimorado (FMA).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os métodos e contribuições deste trabalho na área de processamento de sinais resultantes dos ecos de um transdutor de ultrassom para a construção de imagens utilizando Modo B com ondas planas, aliados a diferentes tipos de *beamformer*, assim como, os *softwares* de processamento dos sinais e as métricas utilizadas para investigar o desempenho dos métodos.

O objetivo é aperfeiçoar as técnicas de formação de imagens de ultrassom reduzindo distorções geométricas e aumentando o contraste, comparando o desempenho dos filtros adaptativos aplicados aos sinais, juntamente com diferentes *beamformer*.

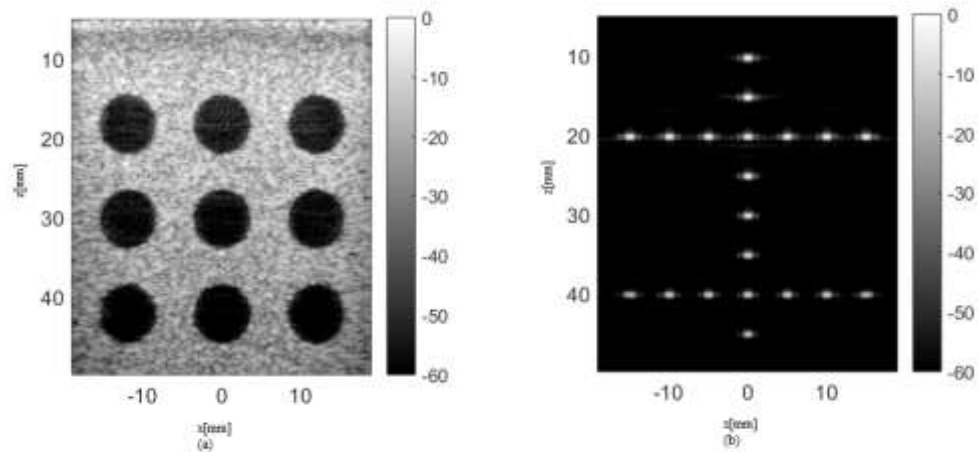
3.1 PLANE WAVE CHALLENGE IN MEDICAL ULTRASOUND IMAGING – PICMUS

Um dos problemas enfrentados pela comunidade científica é que a maioria das melhorias propostas para imagens de ultrassom utilizando ondas planas são comparadas com o método DAS e não entre elas. Além disso, as circunstâncias nas quais os testes são realizados e as métricas aplicadas variam, tornando difícil a comparação entre os resultados. O PICMUS surgiu dessa demanda de pesquisa com um conjunto de métricas padronizadas, com o conceito de prover aos pesquisadores uma série de conjuntos de dados para serem processados pelos métodos desenvolvidos por eles, e que os resultados podem ser carregados em uma plataforma da web e avaliados com um conjunto de métricas predefinidas, permitindo a comparação entre os métodos (LIEBGOTT *et al.*, 2016).

No site da PICMUS existem um grande acervo de imagens geradas utilizando a técnica de ondas planas, com diferentes planos de ondas usados e diferentes ângulos.

Neste trabalho foram utilizadas duas imagens do banco de dados. Uma imagem composta por 6 cistos distribuídos em uma imagem de 128×128 pixels para o calculado do contraste, Figura 20(a), e outra imagem contendo 20 pontos espalhados para o teste de distorção de resolução, Figura 20(b).

Figura 20 – (a) Simulação teste de manchas de contraste, (b) simulação, teste de distorção de resolução.



Fonte: Adaptado de Rodriguez-Morales *et al* (2021).

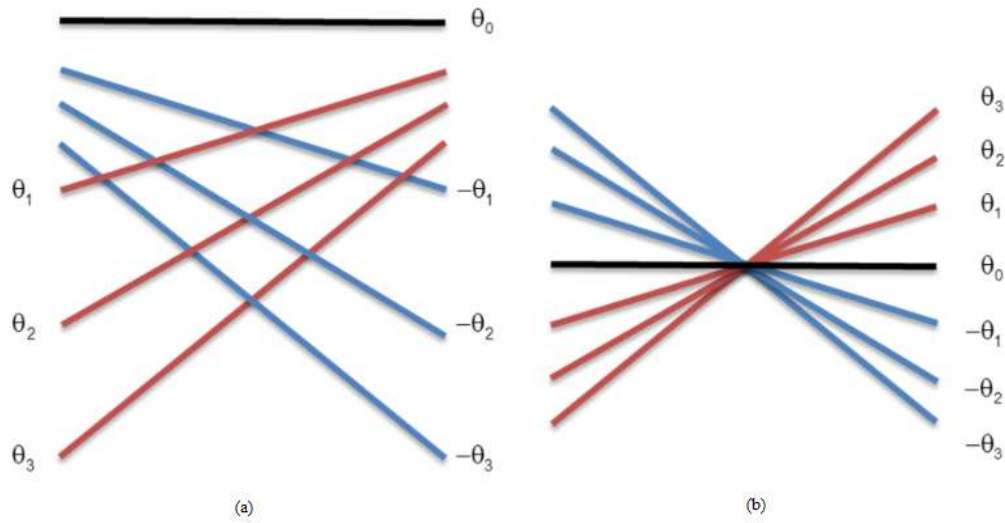
3.2 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

O computador em que foi realizado todo o processamento dos dados e imagens de ultrassom possui as seguintes especificações: processador AMD Ryzen 3700U com Radeon Vega Mobile Gfx 2,30Hz, 12 GB de memória RAM e sistema operacional de 64 bits. Os sinais foram processados utilizando o *software* MATLAB versão 2017a com o programa Field II instalado.

O Field II é um programa que simula os campos dos transdutores de ultrassom e imagens de ultrassom, além de ser capaz de calcular os campos emitidos e ecos de pulso para um grande número de transdutores diferentes (JENSEN, 1996) e (JENSEN & SVENDSEN, 1992).

Foram geradas as imagens utilizando um plano de onda e onze planos de ondas. A imagem gerada com um plano de onda não possui angulação na onda gerada. Com onze planos de onda são geradas ondas com angulação variando de $-2,15^\circ$ com incremento angular de $0,43^\circ$ até $+2,15^\circ$. É aplicado atraso as ondas geradas criando um ponto focal, sendo que processo por ser visto na Figura 21.

Figura 21 – Técnica de *plane wave* coerente, na qual são geradas ondas com diferentes ângulos. (a) Planos disparados em separado. (b) Representação de um ponto focal pela interseção das frentes de ondas.



Fonte: Schiefler Jr (2018).

3.3 *ULTRASOUND TOOLBOX*

Para o processamento dos sinais de ultrassom também foi utilizado a caixa de ferramentas para MATLAB *Ultrasound Toolbox* (USTB). Essa ferramenta fornece uma estrutura para compartilhar e processar dados de ultrassom oriundos de qualquer origem, por exemplo, o Field II ou gerado pelo equipamento Verasonics, usando qualquer tipo de método como ondas planas, abertura sintética etc, facilitando a comparação entre as técnicas de *beamformer*.

3.4 *MINIMUM VARIANCE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELLER* (MVGSC)

Para todo dado resultante do MVGSC *beamformer* que satisfaz a relação $\overline{w(t)^H a} = 1$, os filtros adaptativos espaciais Lee, Kuan, Frost, Frost Modificado, Gamma MAP, Lee Aprimorado, Kuan Aprimorado, Frost Aprimorado e Frost Modificado Aprimorado foram utilizados para minimizar o erro quadrático médio entre a saída do *beamformer* e o sinal esperado, com o intuito de aprimorar a imagem com relação ao ruído.

Para cada dado resultante do *beamformer*, foram aplicados os filtros adaptativos com *kernels* de 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 , e uma nova matriz *beamformed* foi formada. Por fim, o resultado final *beamformed* é utilizado para a construção da imagem.

3.5 EIGENSPACE COM GENERALIZED SIDELobe CANCELLER (EBGSC)

O processo realizado para formação de imagens de ultrassom utilizando o *beamformer* MVGSC aliado aos filtros adaptativos espaciais no pós-processamento foi repetido para o *beamformer* EBGSC para comparação entre as técnicas aplicadas e melhorias propostas.

3.6 MÉTRICAS

Em imagens de ultrassom, métricas são importantes para comparação entre os métodos já difundidos e conhecidos com os novos, tendo uma estimativa da eficácia e viabilidade dos novos métodos. As métricas mais utilizadas em imagens de ultrassom são: contraste, resolução, distorção geométrica e estatísticas de manchas.

3.6.1 CONTRASTE

O contraste (CR) é medido pela variação de intensidade de uma região para outra. No caso das imagens de ultrassom utilizadas, o contraste foi medido pela diferença da intensidade média dos cistos e do fundo, como mostra a Equação (37):

$$CR = |\Phi_{cyst} - \Phi_{bck}| \quad (37)$$

na qual Φ_{cyst} é a intensidade média do cisto e Φ_{bck} é a intensidade média do fundo.

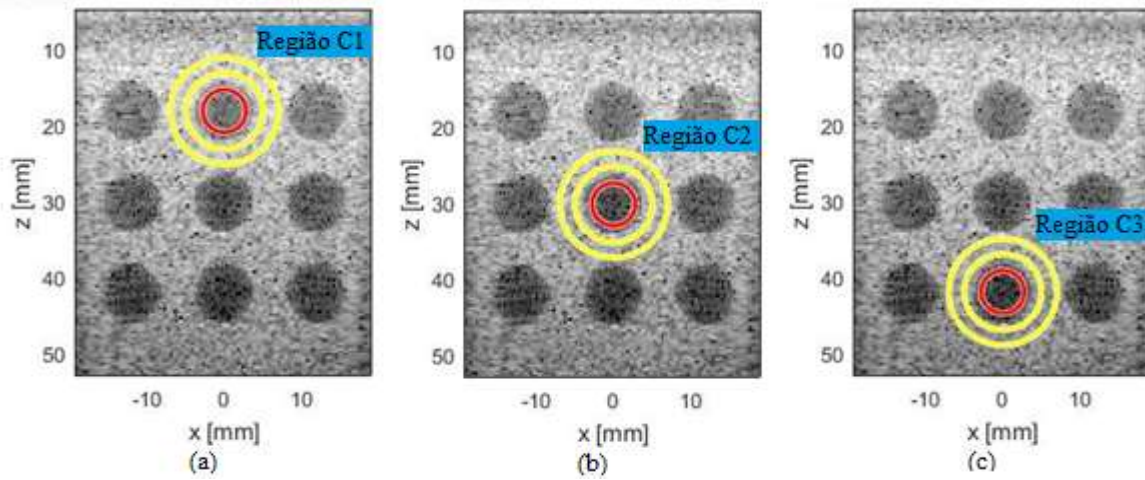
Outra relação usada para medir a qualidade de uma imagem de ultrassom é a relação contraste-ruído (CNR). Usa-se o CNR como uma medida quantitativa e qualitativa do ruído da imagem através da Equação (38):

$$CNR = \frac{|\Phi_{cyst} - \Phi_{bck}|}{\sqrt{\sigma_{cyst}^2 + \sigma_{bck}^2}} \quad (38)$$

em que σ_{cyst}^2 é a variância de intensidade dentro do cisto e σ_{bck}^2 a variação de intensidade do fundo.

A imagem que foi utilizada para a aquisição do CR e do CNR pode ser vista na Figura 22. As comparações realizadas foram da intensidade média dentro da área do círculo vermelho (Φ_{cyst}) e de sua variância (σ_{cyst}^2), com a intensidade média entre os dois círculos amarelos (Φ_{bck}) e sua variância (σ_{bck}^2). Foram escolhidas 3 regiões da imagem simulada para examinar os efeitos dos filtros aliados aos *beamformers* em todas as profundidades da imagem.

Figura 22 – Regiões para a análise de contraste em (a) C1 com centro em 18,23mm, (b) C2 com centro em 30,32mm e (c) C3 com centro em 42,04mm.



Fonte: O autor (2021).

3.6.2 DISTORÇÃO GEOMÉTRICA

Para estimar a resolução das imagens de ultrassom foi utilizado o parâmetro Largura à Meia Altura (*Full Width at Half Maximum*, FWHM). A FWHM é usada para calcular a medida da largura de um objeto em uma imagem, quando esse objeto não tem bordas nítidas. Para isso, é aproveitado o fato de o sinal possuir uma distribuição gaussiana e com isso algumas características, como o sinal apresentar metade do valor de pico na sua meia altura, -6dB do lóbulo principal, sendo possível assim descobrir a largura do feixe, através de:

$$FWHM = 2\sigma\sqrt{2\ln(2)} \approx 2,35\sigma \quad (39)$$

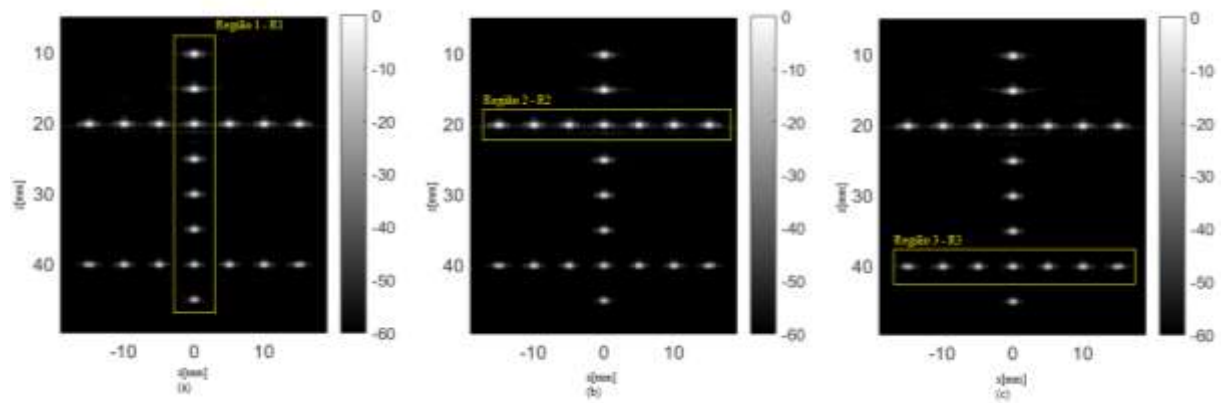
em que σ representa o desvio padrão.

Como os pontos da imagem simulada possuem dimensões muito pequenas também foi analisado a Razão de Distorção Geométrica (RDG), que é a razão entre a FWHM axial e lateral.

Como os pontos correspondem a círculos e as FWHM axial e lateral possuem o mesmo valor, a razão entre elas deveria ser igual a um. Assim, com o RDG se pode descobrir a resolução, pois quanto maior a diferença em módulo de 1 maior será a distorção sofrida.

Para analisar a resolução dos métodos propostos foi utilizado a Figura 23.

Figura 23 – Regiões utilizadas para análise das distorções geométricas: (a) Região R1, (b) Região R2 e (c) Região R3



Fonte: O autor (2021).

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados com a combinação dos *beamformers* MVGSC e EBGSC aliados aos filtros adaptativos espaciais, utilizando diferentes números de frente de ondas e diferentes tamanhos de *kernel* no processamento dos dados brutos para a formação de imagens de ultrassom.

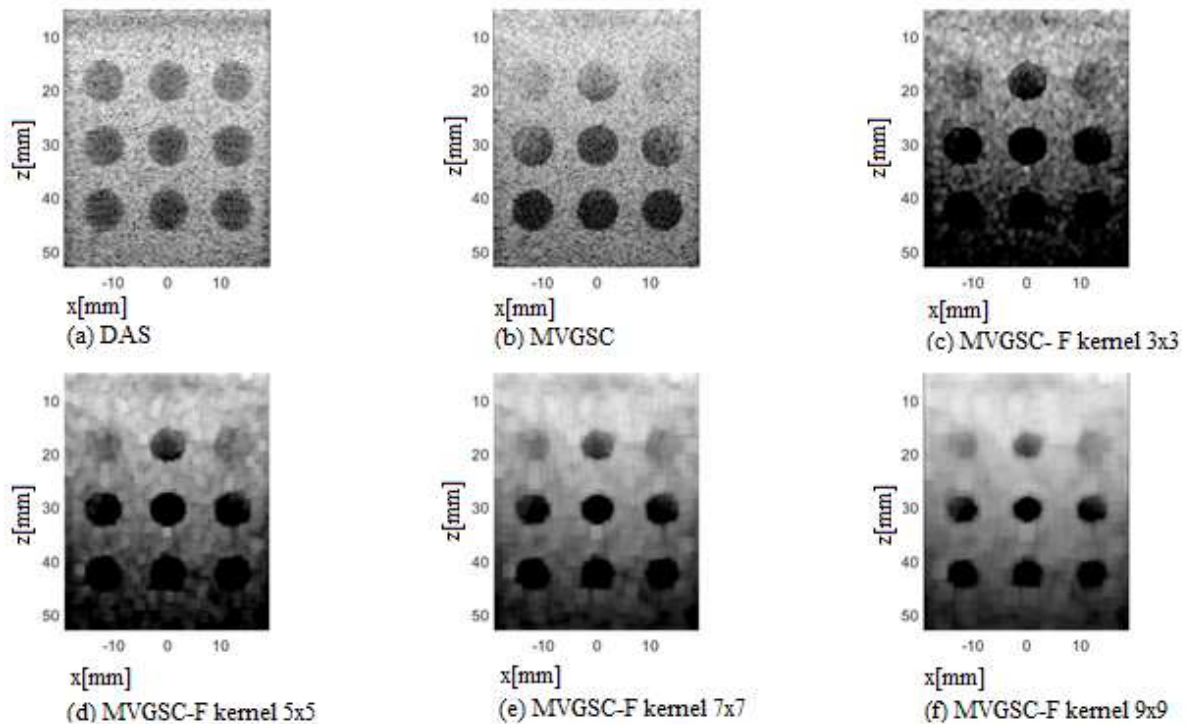
4.1 MVGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS

Inicialmente, foi analisado o desempenho do *beamformer* MVGSC com os filtros adaptativos com uma frente de onda, sem angulação, e onze frentes de onda, com angulação variando de $-2,15^\circ$ com incremento angular de $0,43^\circ$ até $+2,15^\circ$. Em seguida são comparados os desempenhos dos métodos DAS, MVGSC, EBGSC, MVGSC com aplicação dos filtros adaptativos e EBGSC com aplicação dos filtros adaptativos. Os resultados apresentados foram obtidos através do programa Field II.

4.1.1 ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA UMA FRENTE DE ONDA

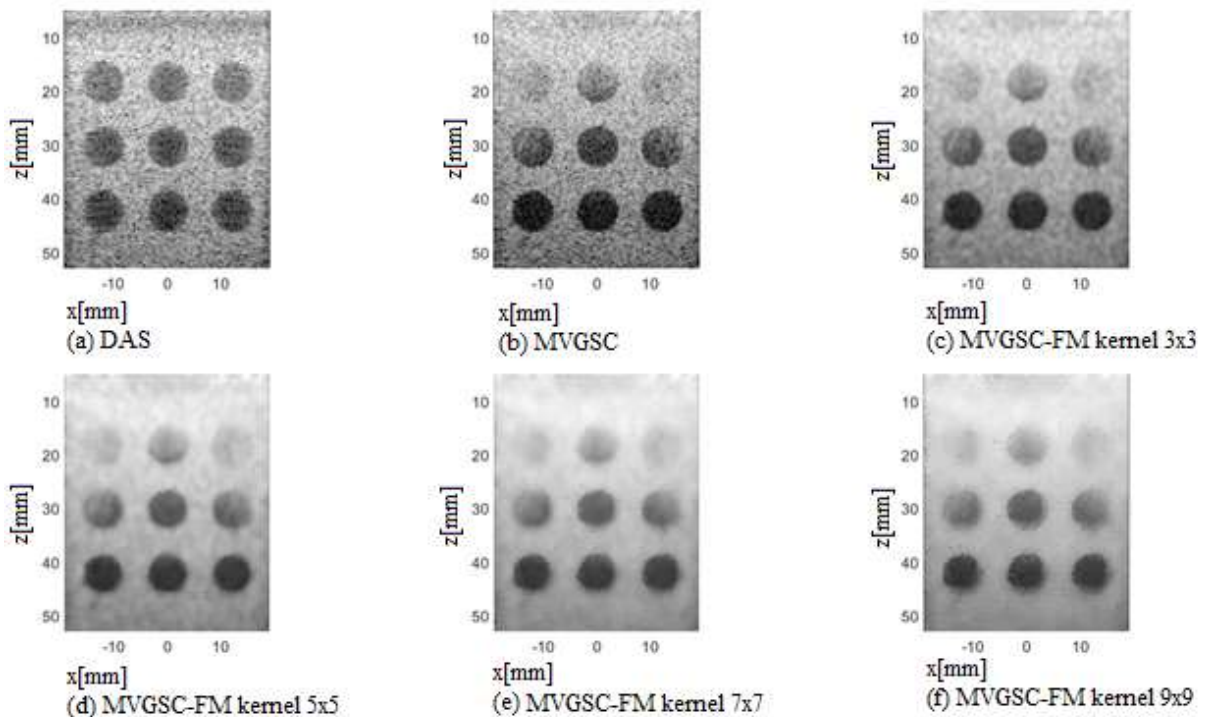
O contraste foi analisado nas regiões C1, C2 e C3 (Figura 22) das imagens simuladas com o Field II, em comparação dos métodos MVGSC-FM, MVGSC-GM, MVGSC-L, MVGSC-K, MVGSC-FA, MVGSC-FMA, MVGSC-LA e MVGSC-KA. Os resultados são apresentados nas Figuras 24 a 32, respectivamente.

Figura 24 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-F *kernel* 3×3, (d) MVGSC-F *kernel* 5×5, (e) MVGSC-F *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-F *kernel* 9×9



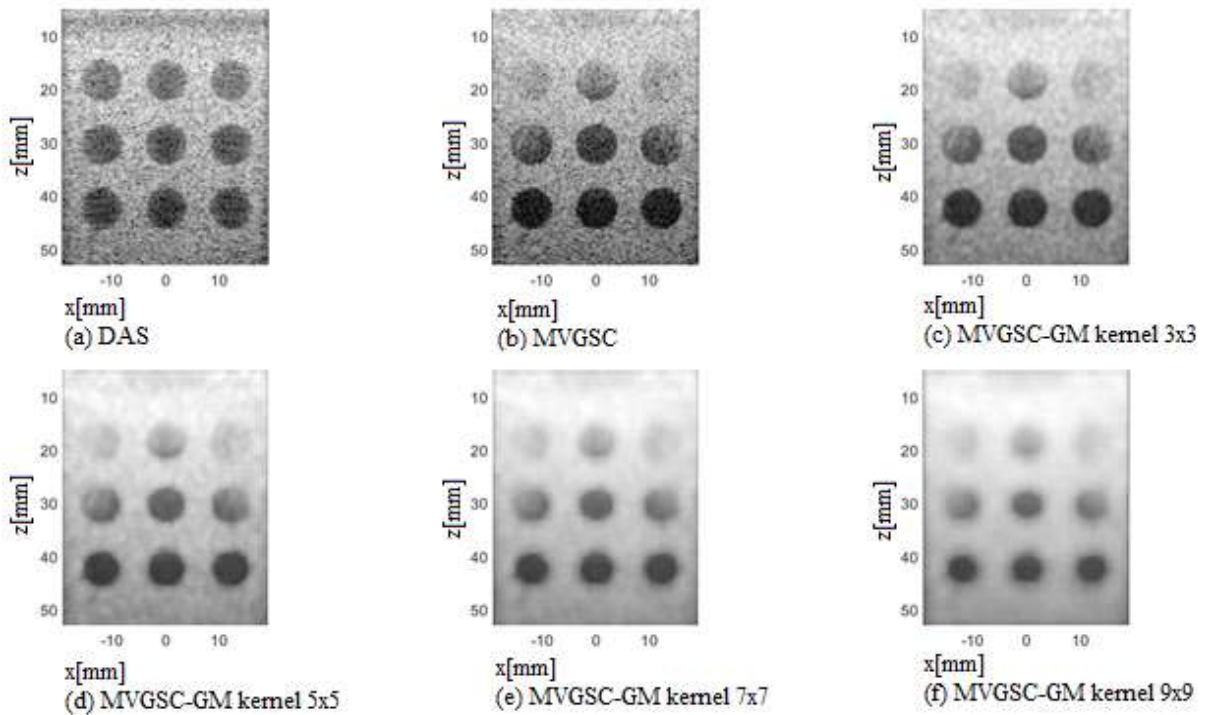
Fonte: O autor (2021).

Figura 25 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FM *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-FM *kernel* 9×9



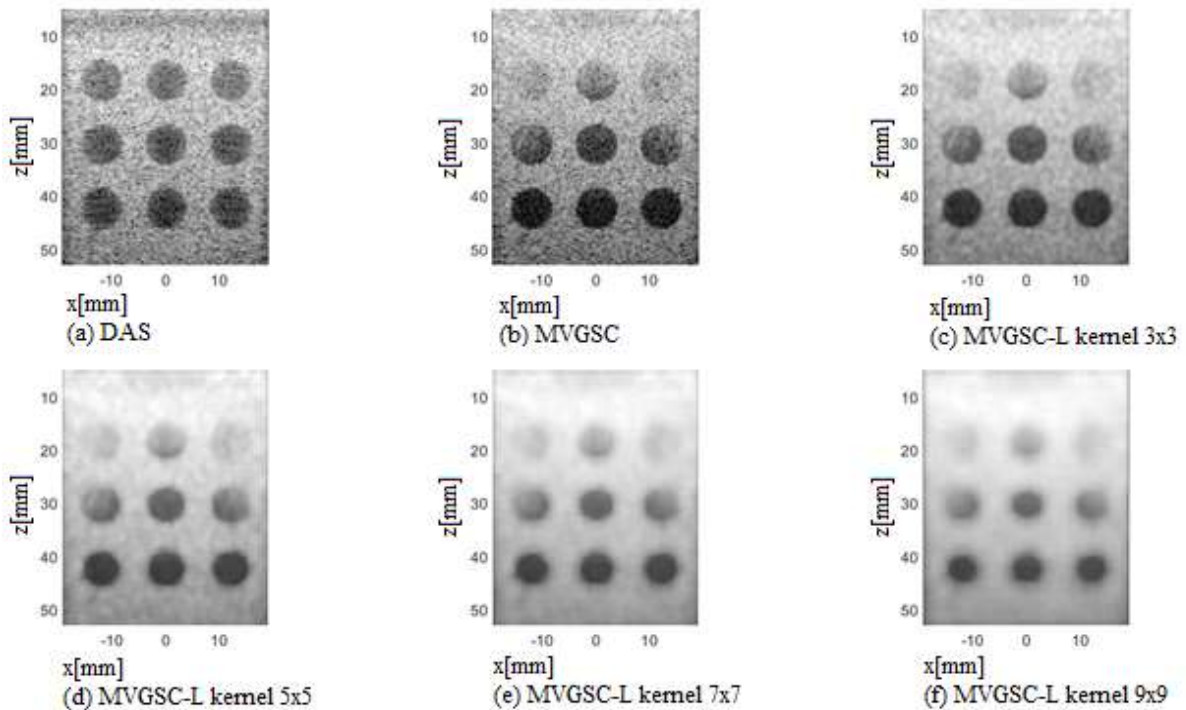
Fonte: O autor (2021).

Figura 26 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-GM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-GM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-GM *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-GM *kernel* 9×9



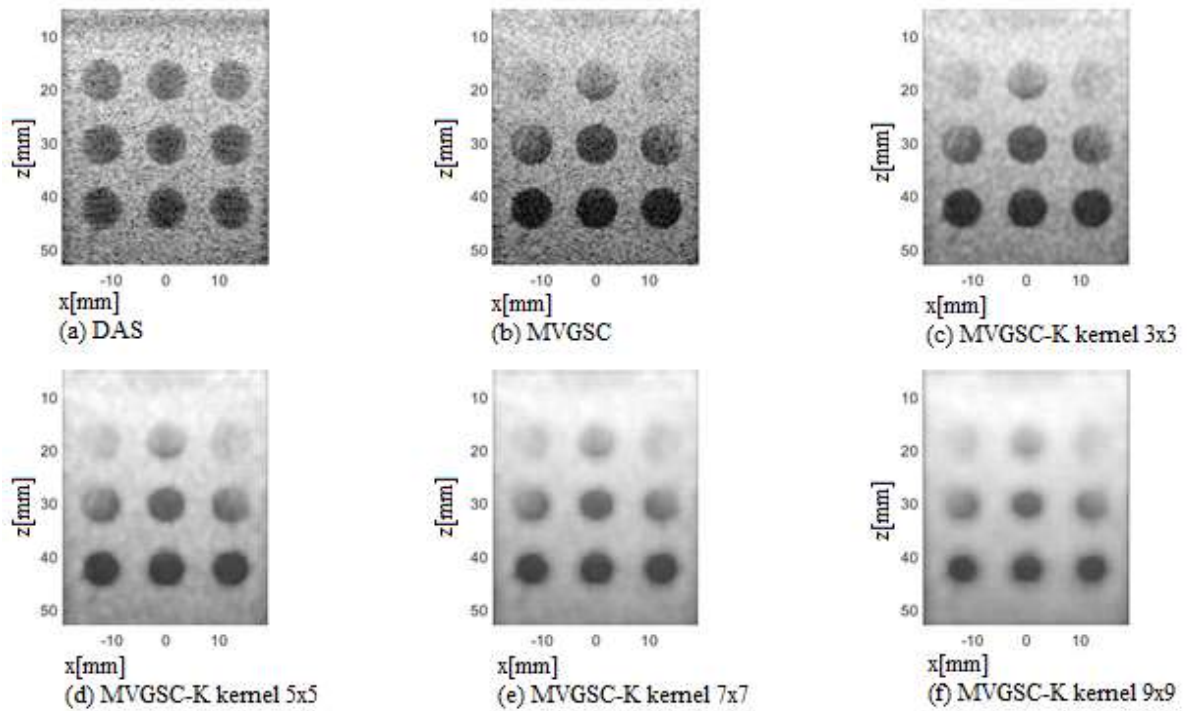
Fonte: O autor (2021).

Figura 27 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-L *kernel* 3×3, (d) MVGSC-L *kernel* 5×5, (e) MVGSC-L *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-L *kernel* 9×9



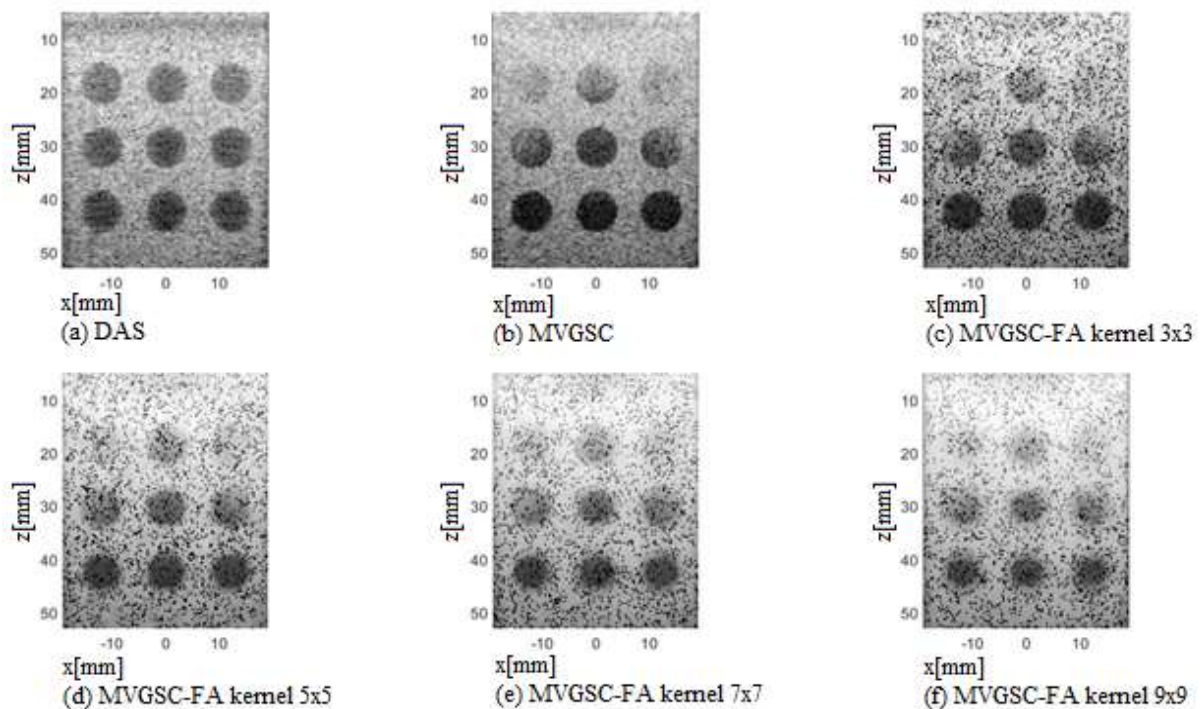
Fonte: O autor (2021).

Figura 28 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-K *kernel* 3×3, (d) MVGSC-K *kernel* 5×5, (e) MVGSC-K *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-K *kernel* 9×9



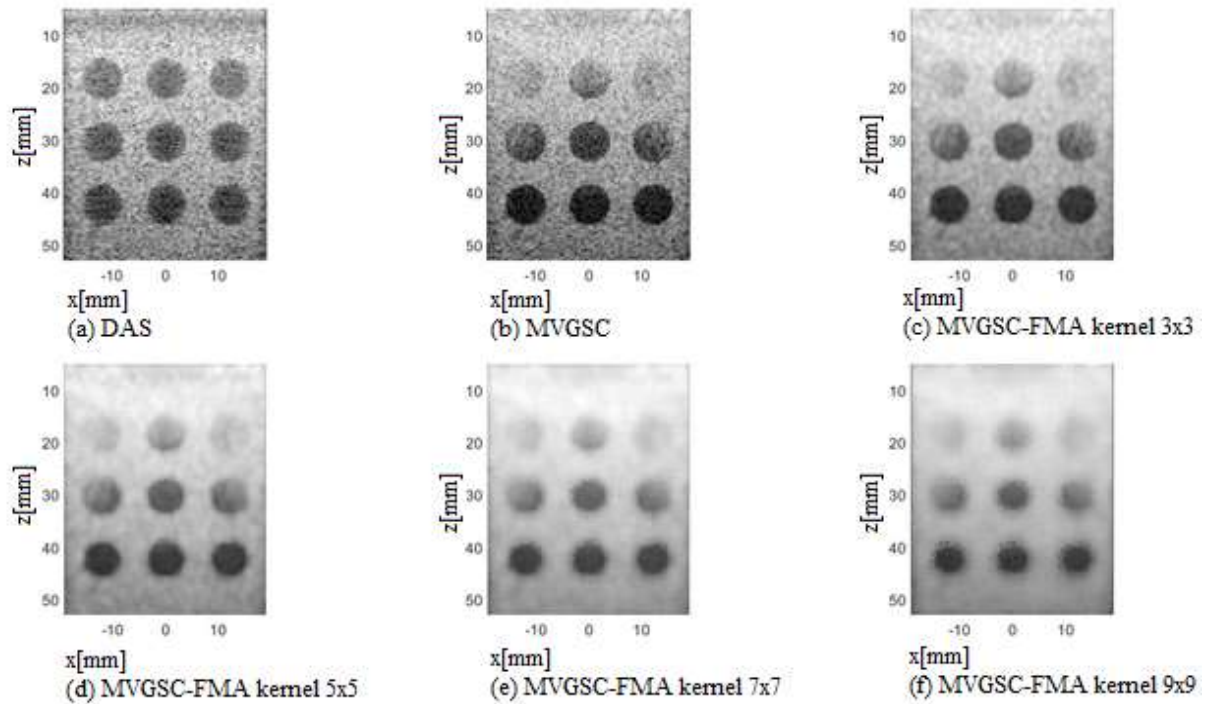
Fonte: O autor (2021).

Figura 29 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-FA *kernel* 9×9



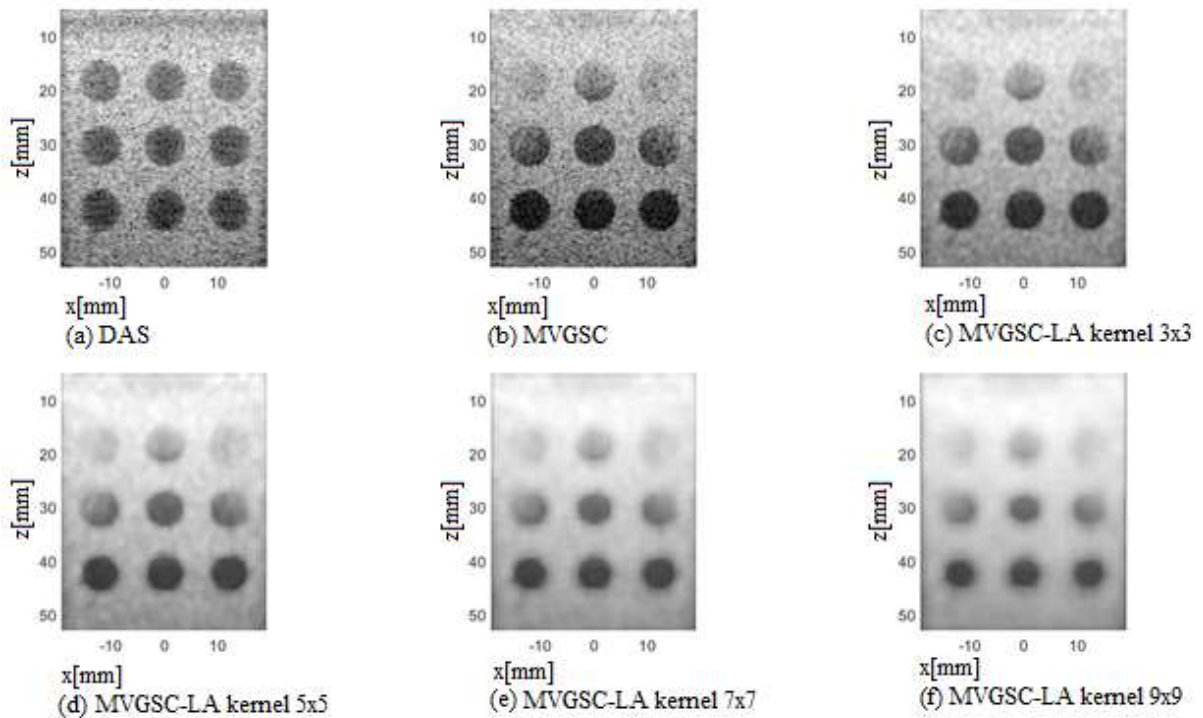
Fonte: O autor (2021).

Figura 30 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FMA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-FMA *kernel* 9×9



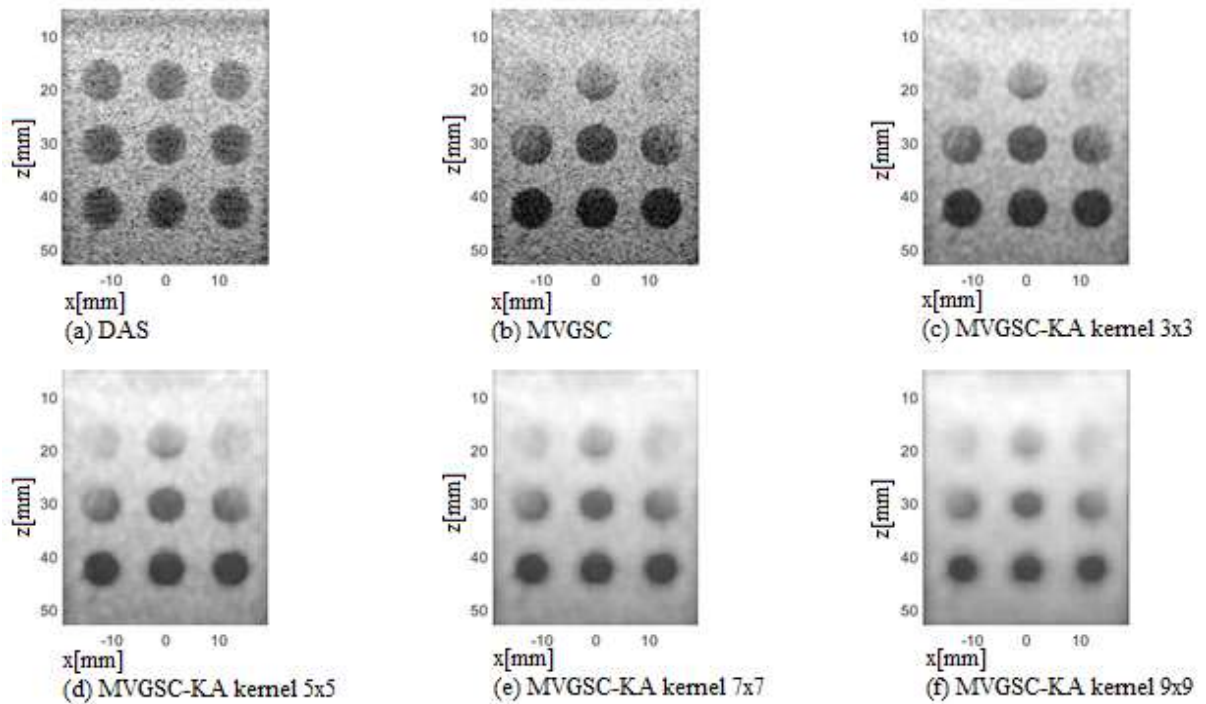
Fonte: O autor (2021).

Figura 31 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-LA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-LA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-LA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-LA *kernel* 9×9



Fonte: O autor (2021).

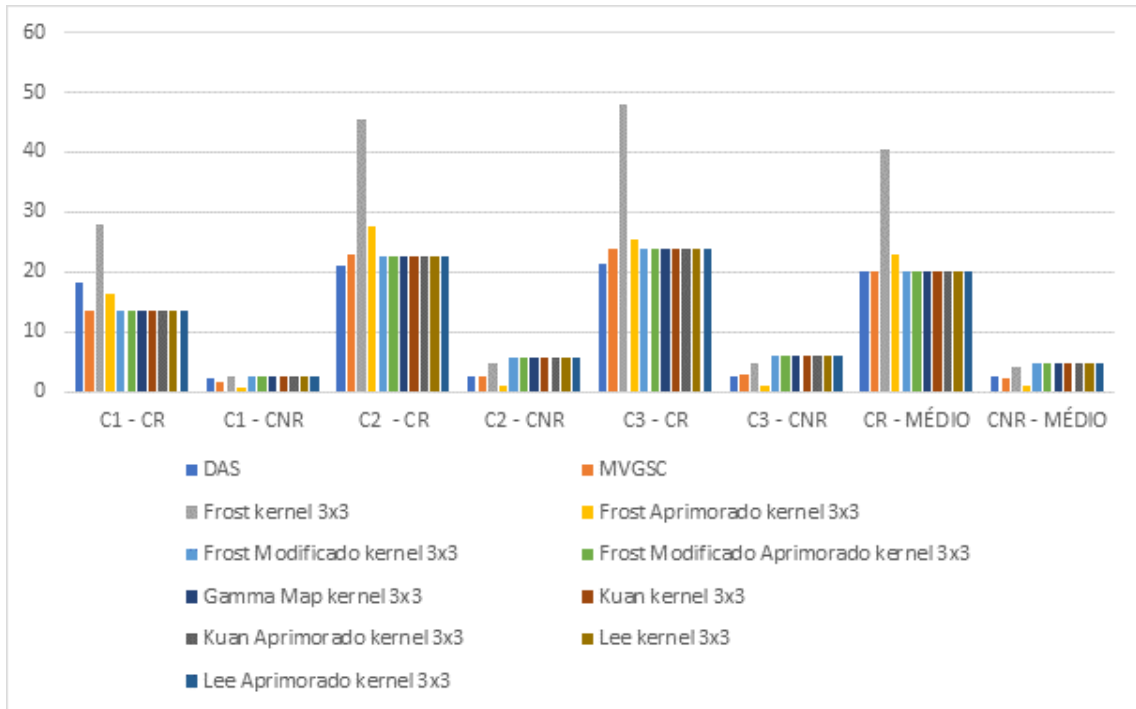
Figura 32 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-KA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-KA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-KA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-KA *kernel* 9×9



Fonte: O autor (2021).

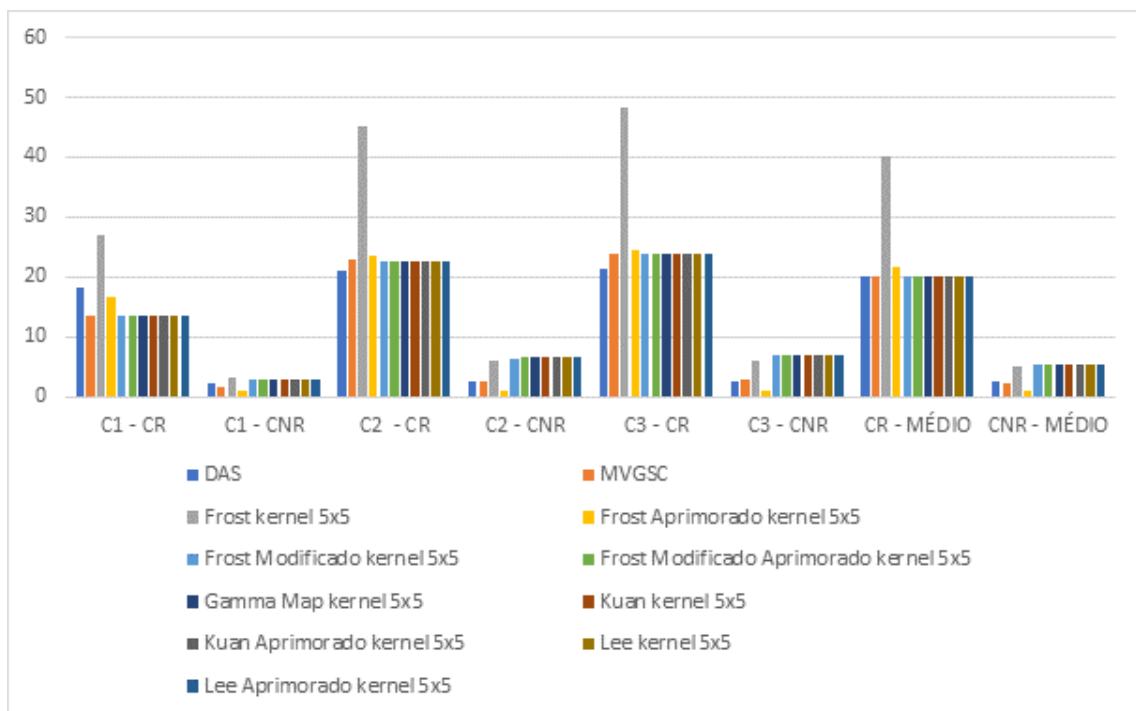
Nos Gráficos 1 a 4 são apresentados os resultados do CR e CNR para os filtros utilizando os *kernel* 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9.

Gráfico 1 – Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 3\times 3$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com um plano de onda.



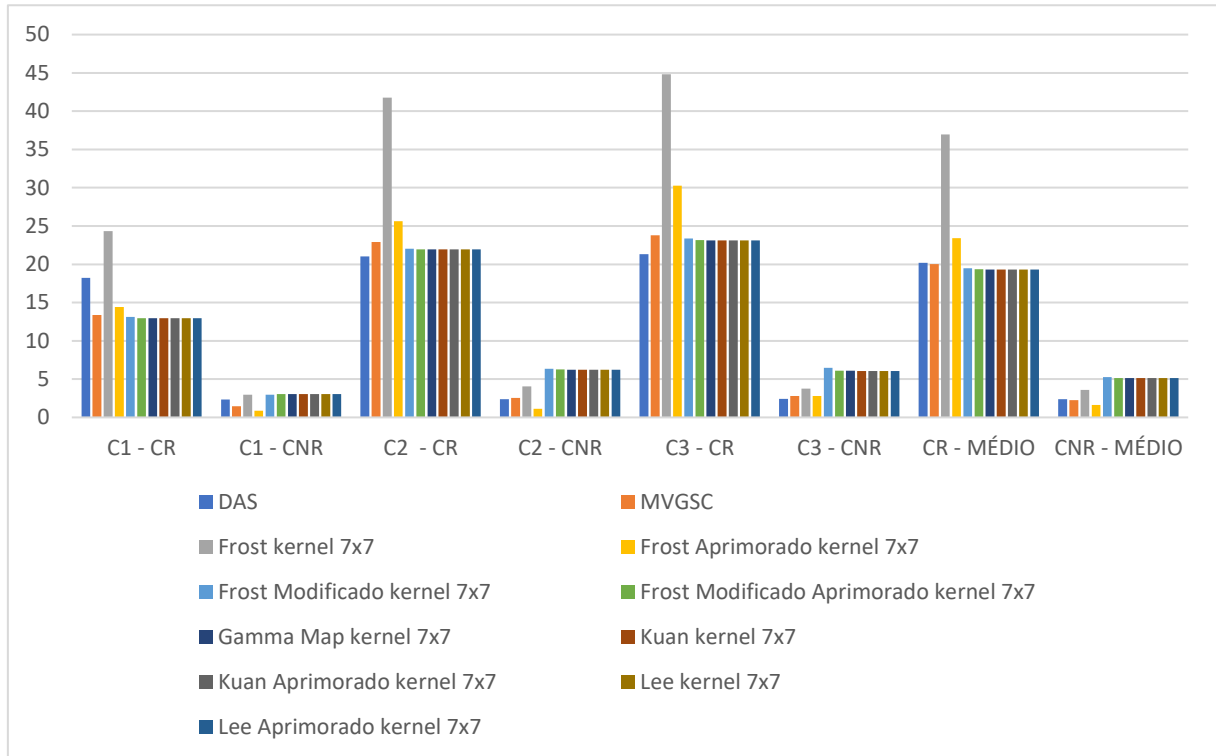
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 2– Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 5\times 5$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com um plano de onda.



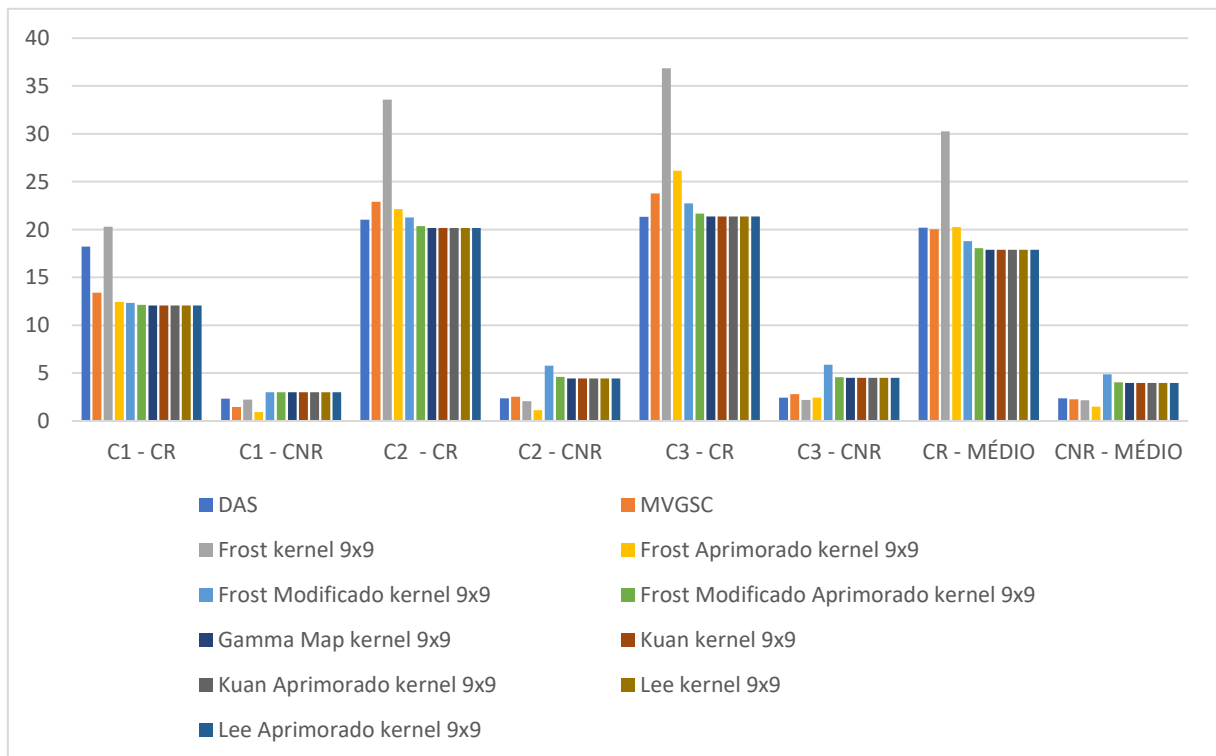
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 3– Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 7\times 7$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com um plano de onda.



Fonte: O autor (2021).

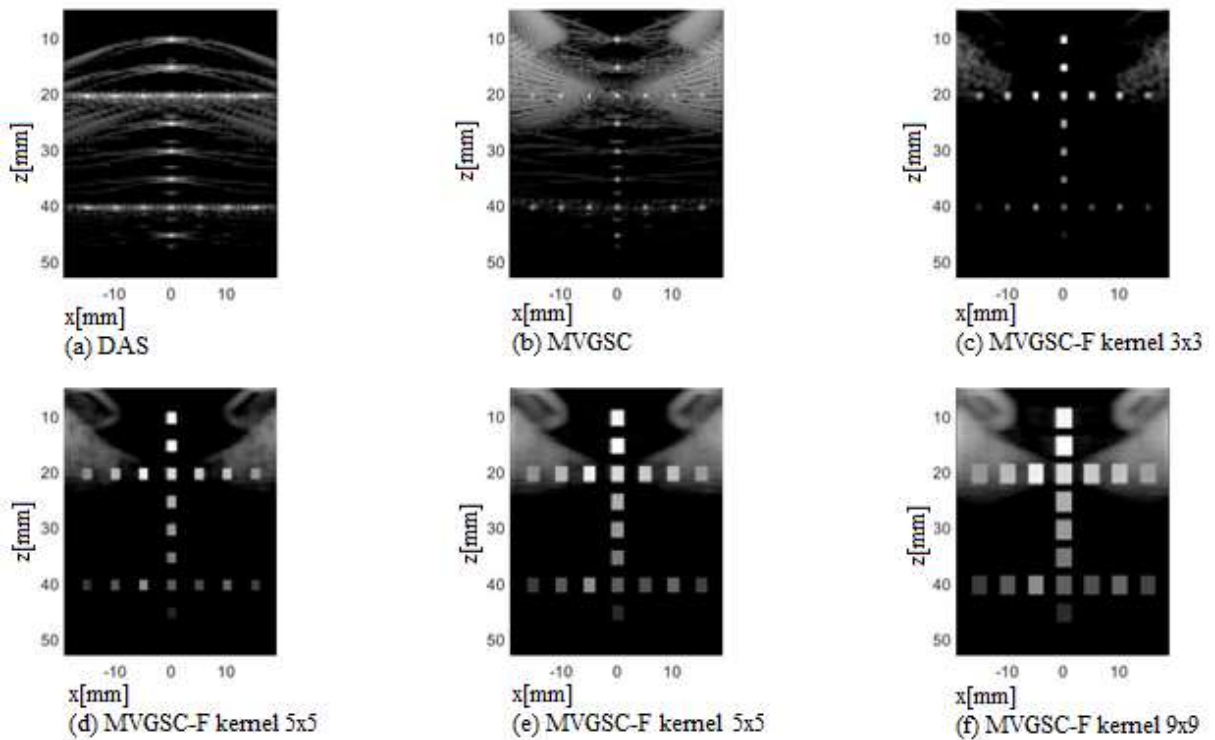
Gráfico 4– Resultados de CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 9\times 9$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com um plano de onda.



Fonte: O autor (2021).

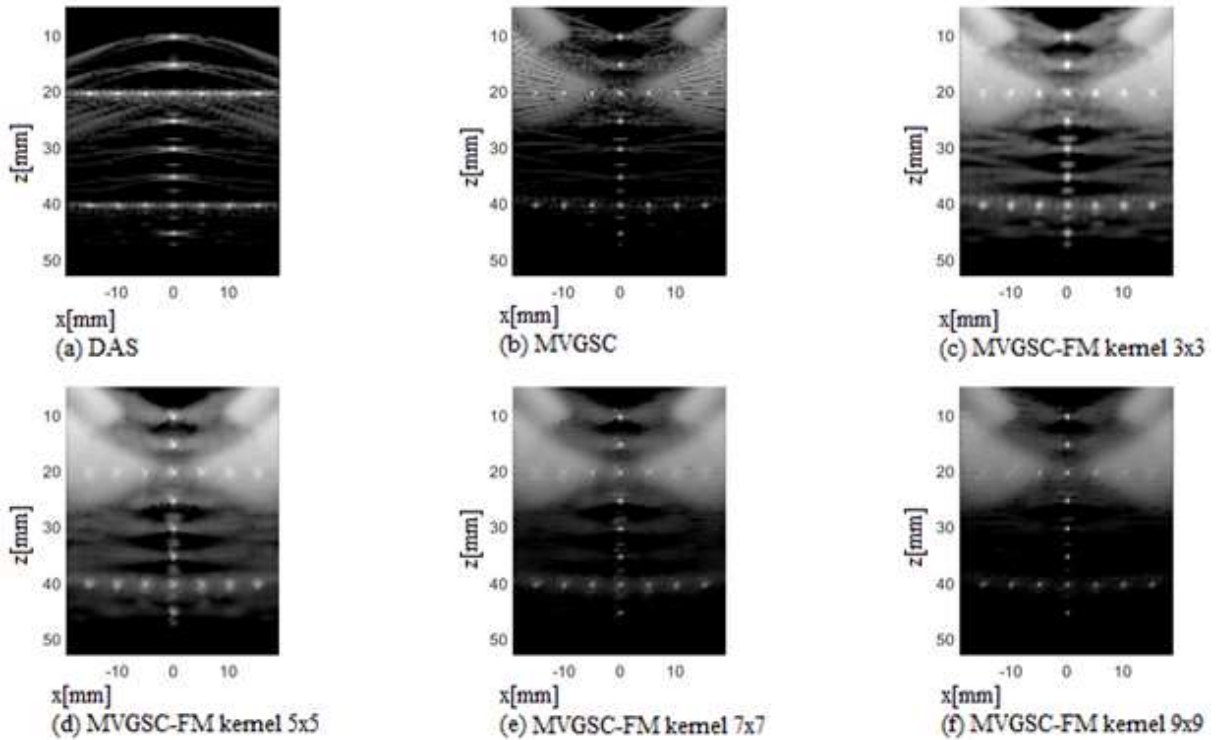
Para a análise da distorção geométrica e resolução foram utilizadas as imagens simuladas com a aplicação dos filtros, os cálculos da FWHM feitos nas regiões R1, R2 e R3, ilustradas na Figura 23. Na Figura 33 MVGSC-F, Figura 34 MVGSC-FM, Figura 35 MVGSC-GM, Figura 36 MVGSC-L, Figura 37 MVGSC-K, Figura 38 MVGSC-FA, Figura 39 MVGSC-FMA, Figura 40 MVGSC-LA e Figura 41 MVGSC-KA, respectivamente.

Figura 33 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-F kernel 3×3, (d) MVGSC-F kernel 5×5, (e) MVGSC-F kernel 7×7, (f) MVGSC-F kernel 9×9



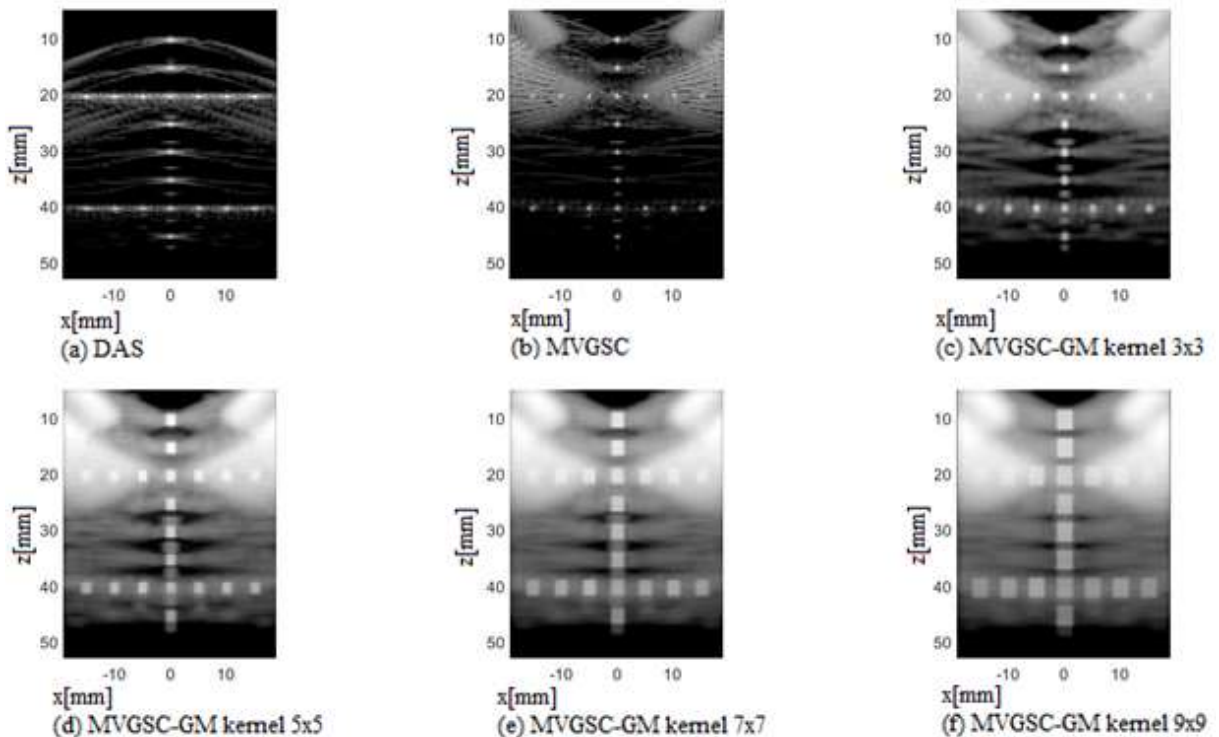
Fonte: O autor (2021).

Figura 34 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FM *kernel* 7×7, (f) MVGSC-FM *kernel* 9×9



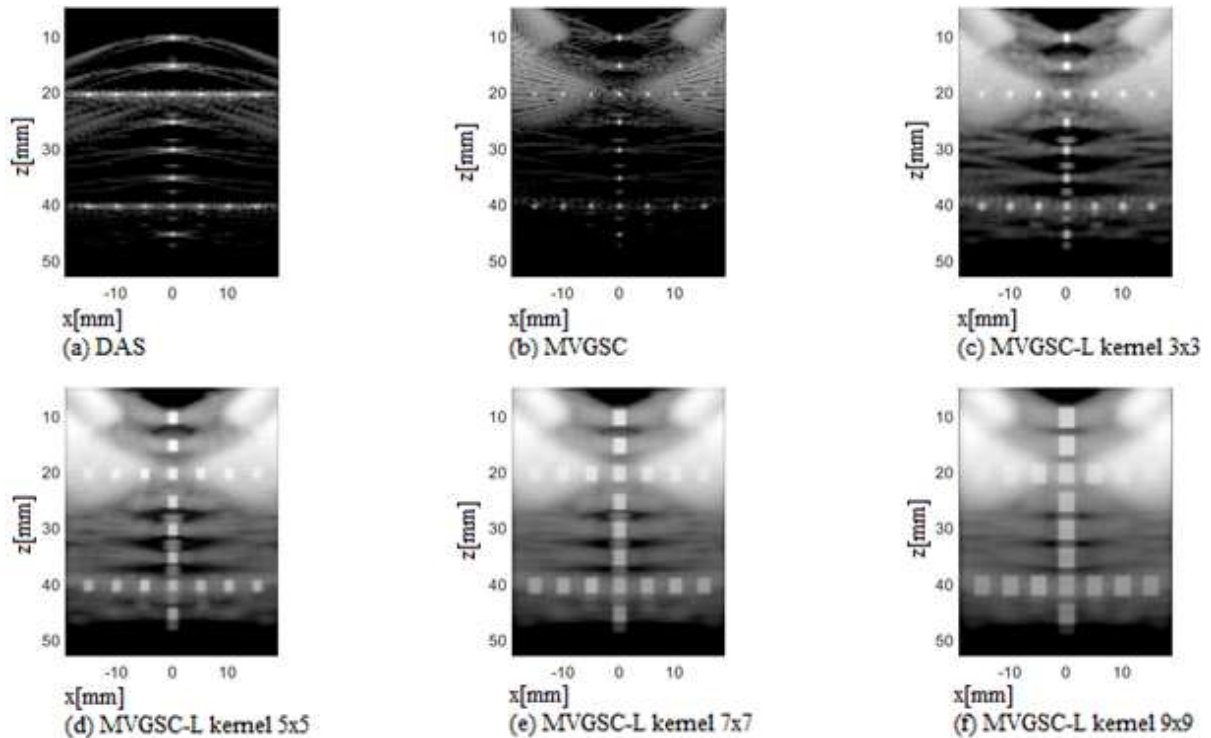
Fonte: O autor (2021).

Figura 35 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-GM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-GM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-GM *kernel* 7×7, (f) MVGSC-GM *kernel* 9×9



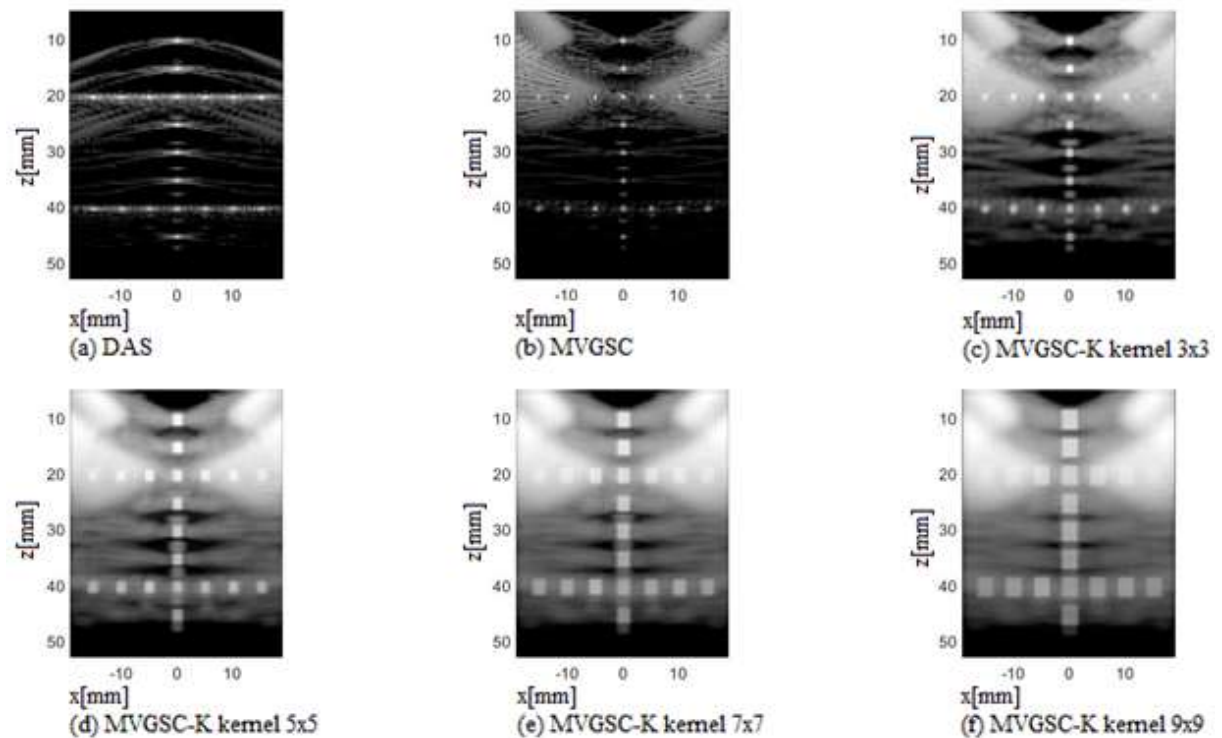
Fonte: O autor (2021).

Figura 36 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-L *kernel* 3×3, (d) MVGSC-L *kernel* 5×5, (e) MVGSC-L *kernel* 7×7, (f) MVGSC-L *kernel* 9×9



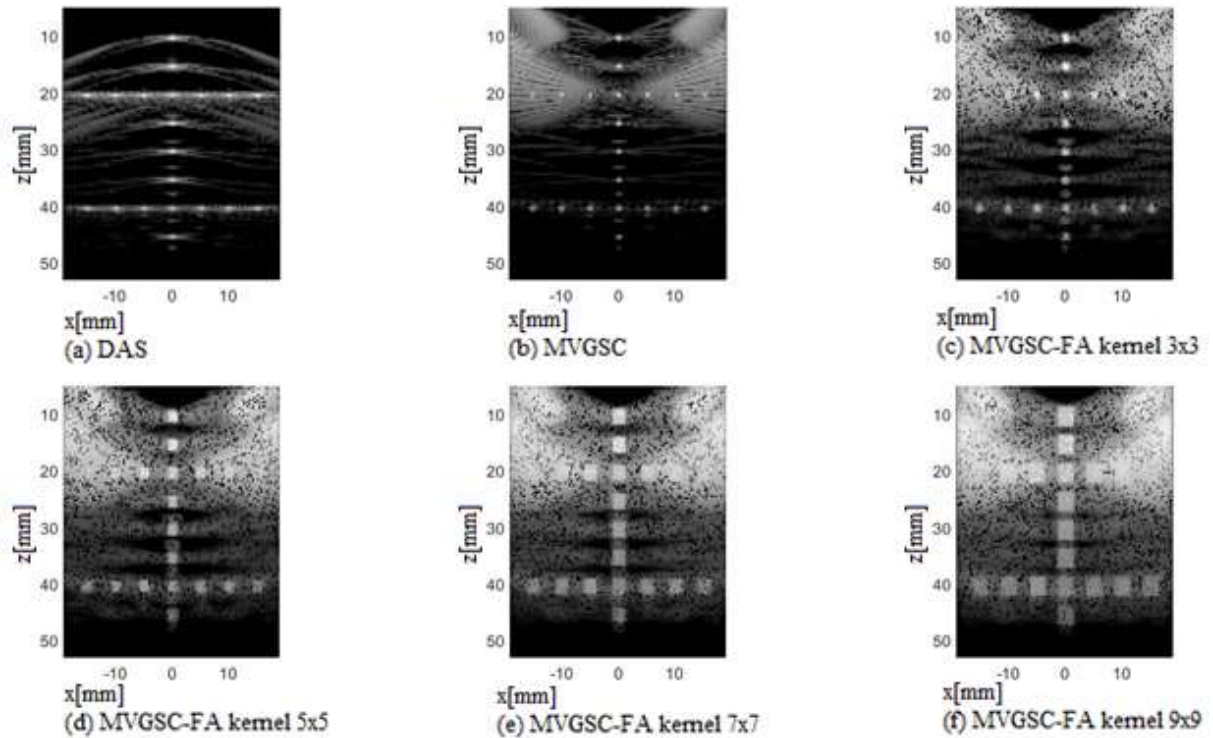
Fonte: O autor (2021).

Figura 37 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-K *kernel* 3×3, (d) MVGSC-K *kernel* 5×5, (e) MVGSC-K *kernel* 7×7, (f) MVGSC-K *kernel* 9×9



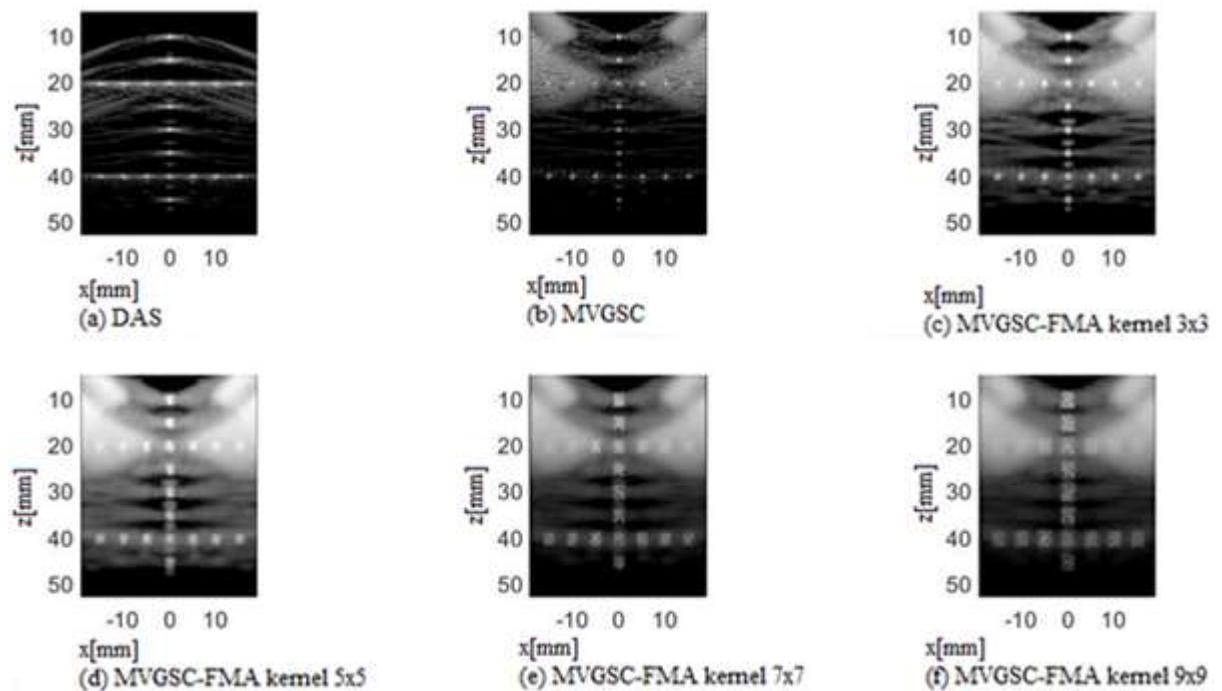
Fonte: O autor (2021).

Figura 38 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FA *kernel* 7×7, (f) MVGSC-FA *kernel* 9×9



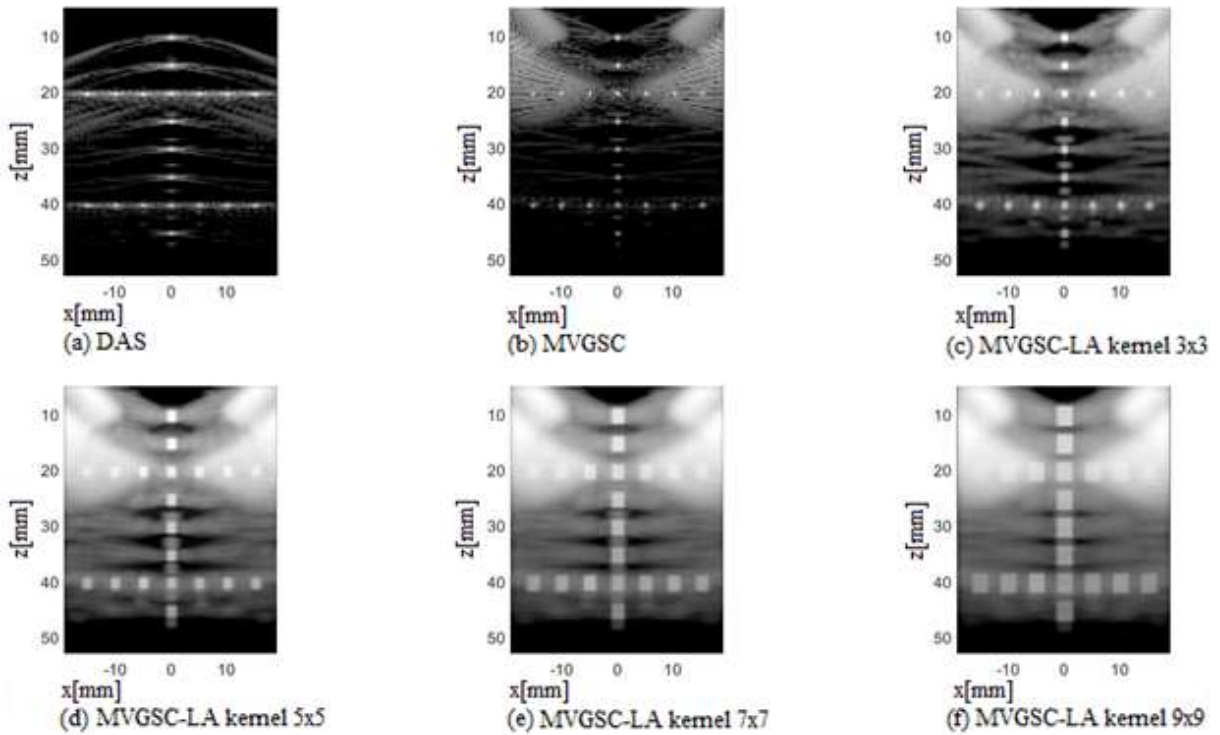
Fonte: O autor (2021).

Figura 39 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FMA *kernel* 7×7, (f) MVGSC-FMA *kernel* 9×9



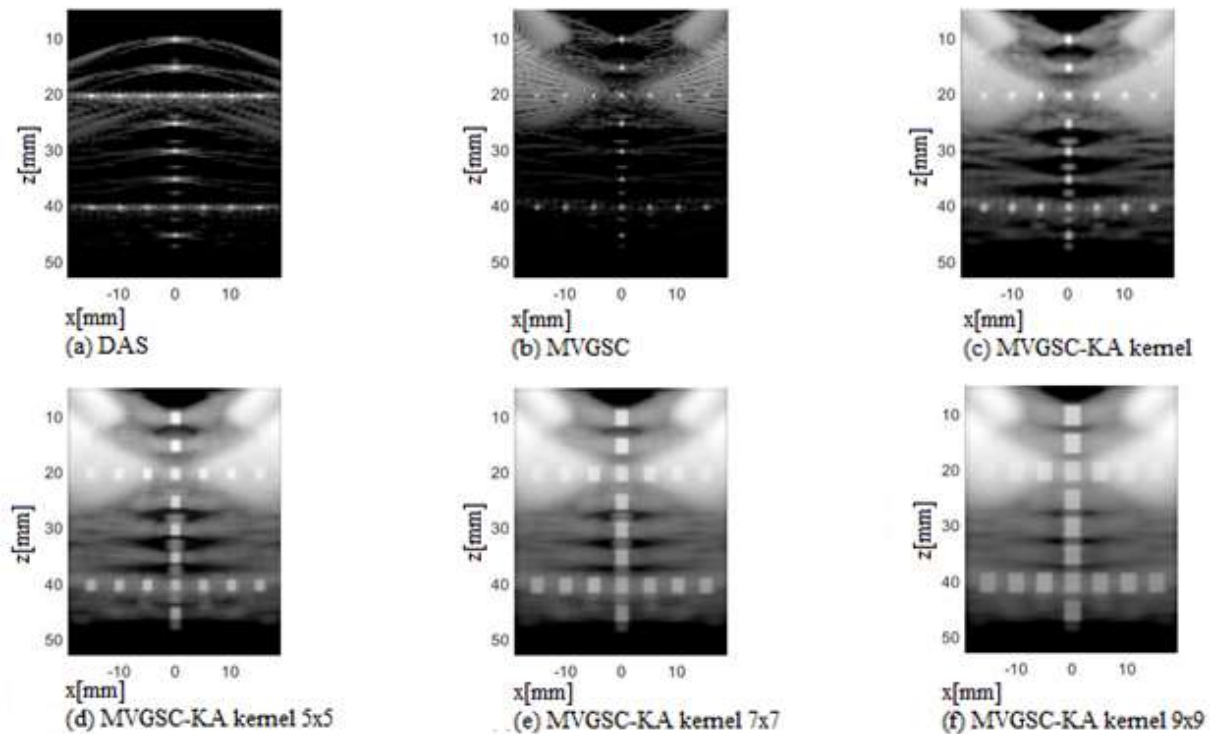
Fonte: O autor (2021).

Figura 40 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-LA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-LA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-LA *kernel* 7×7, (f) MVGSC-LA *kernel* 9×9



Fonte: O autor (2021).

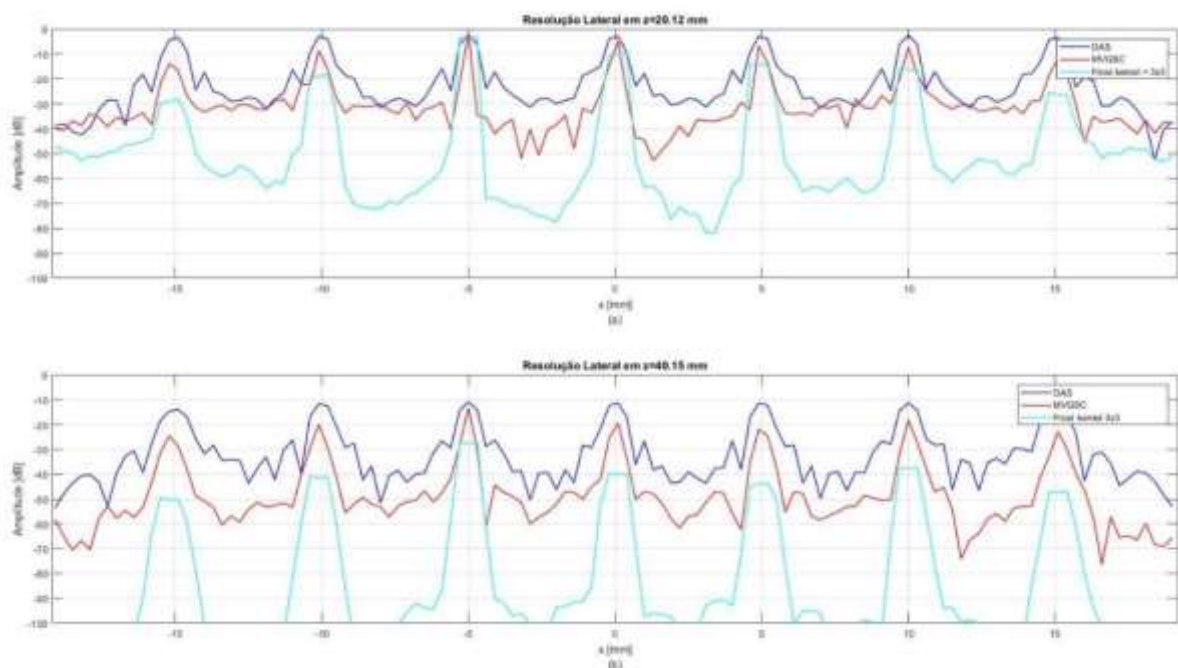
Figura 41 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-KA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-KA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-KA *kernel* 7×7, (f) MVGSC-KA *kernel* 9×9



Fonte: O autor (2021).

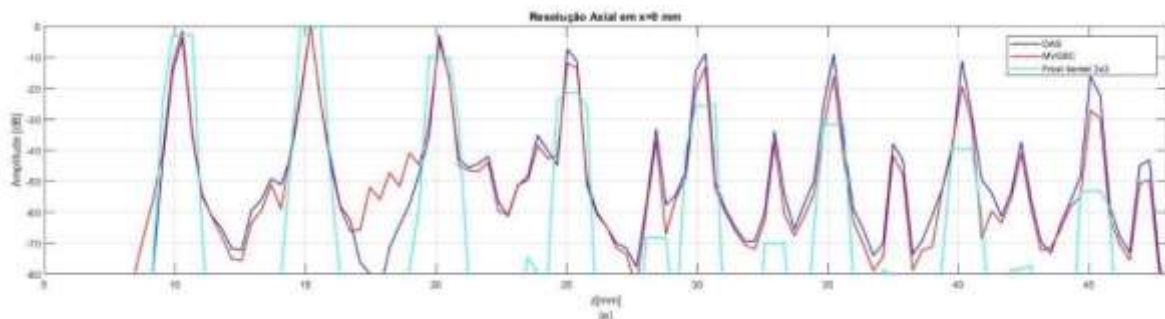
Para o cálculo da FWHM é utilizado o comportamento do sinal nas regiões R1, R2 e R3, indicadas na Figura 23. Foram apenas avaliados o comportamento do sinal no eixo lateral e axial dos filtros adaptativos com *kernel* 3×3 , pois com *kernels* maiores foi gerado distorção indesejada na imagem, exceto para o MVGSC-FM, no qual os *kernels* 5×5 , 7×7 e 9×9 não distorceram a imagem. O comportamento do sinal dos filtros adaptativos aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC podem ser vistos nas Figuras 42 a 59.

Figura 42 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F com *kernel* 3×3 .



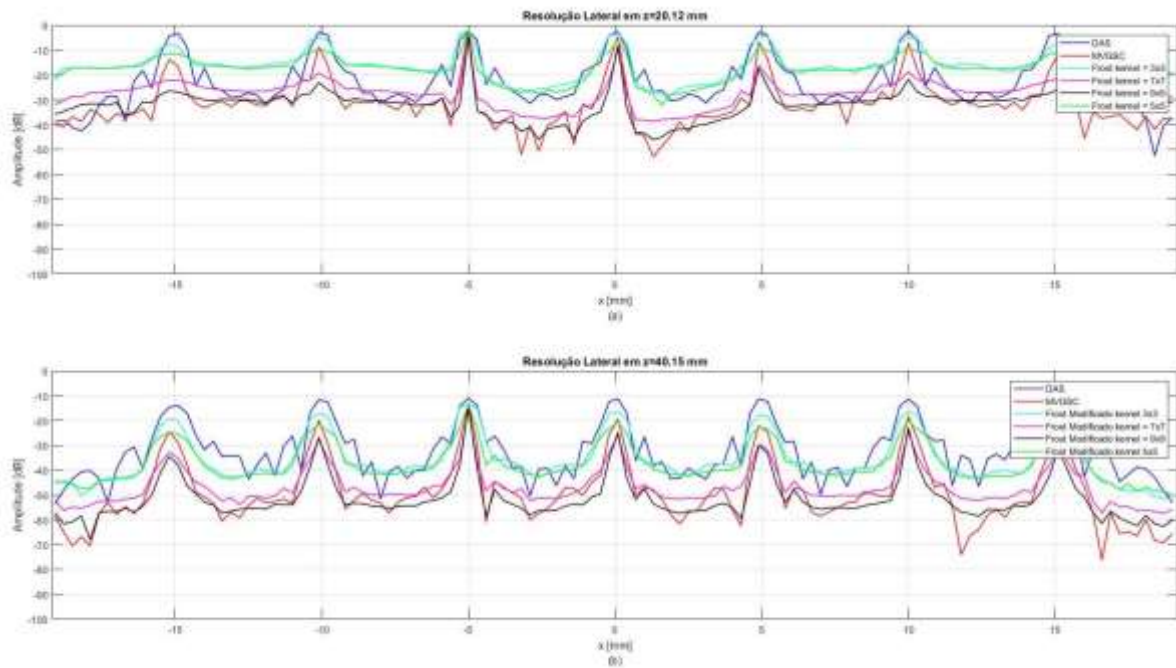
Fonte: O autor (2021).

Figura 43 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-F *kernel* 3×3 .



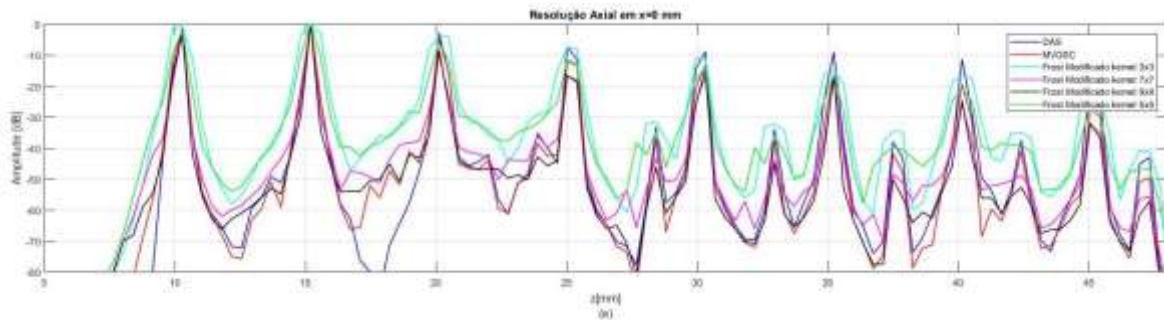
Fonte: O autor (2021).

Figura 44 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FM com *kernel* 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 .



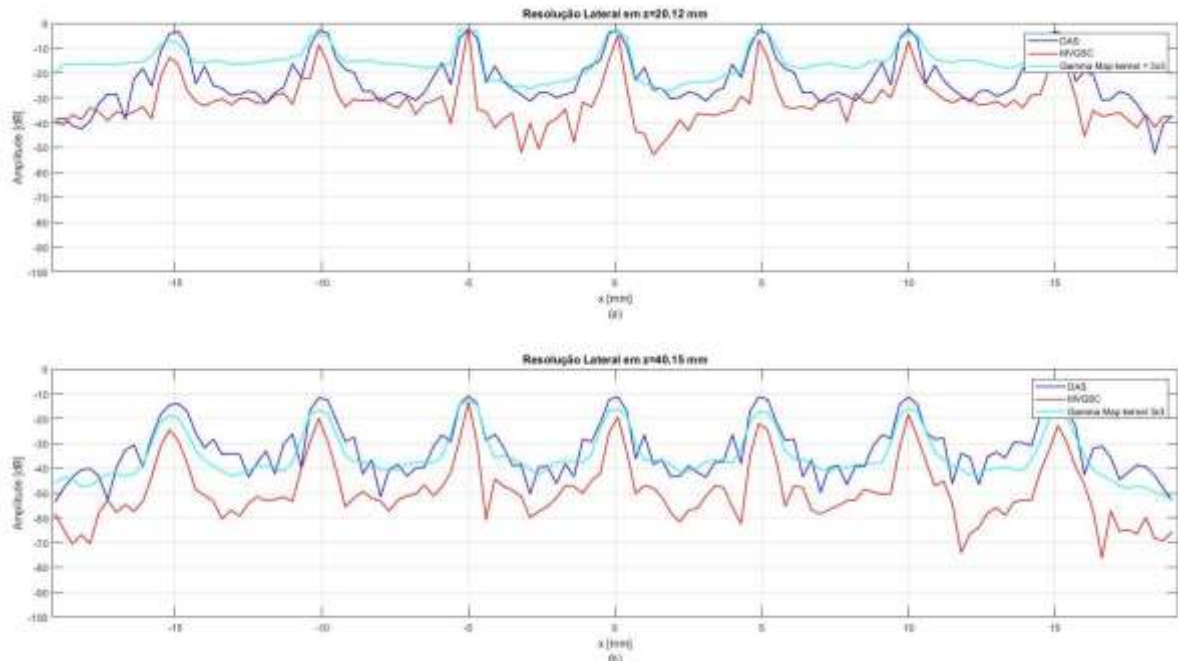
Fonte: O autor (2021).

Figura 45 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FM e *kernel* 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 .



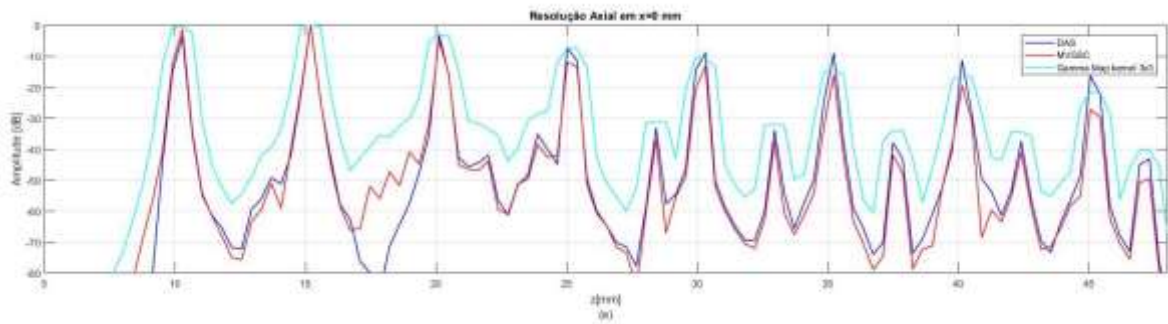
Fonte: O autor (2021).

Figura 46 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-GM com $\text{kernel } 3 \times 3$.



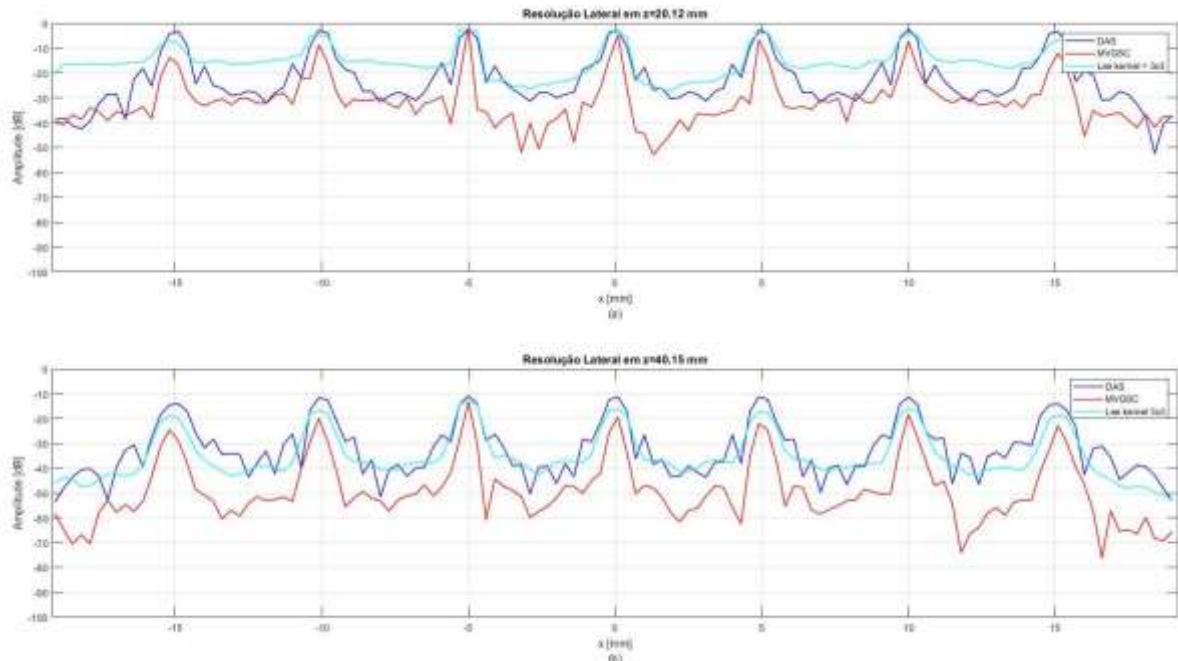
Fonte: O autor (2021).

Figura 47 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-GM $\text{kernel } 3 \times 3$.



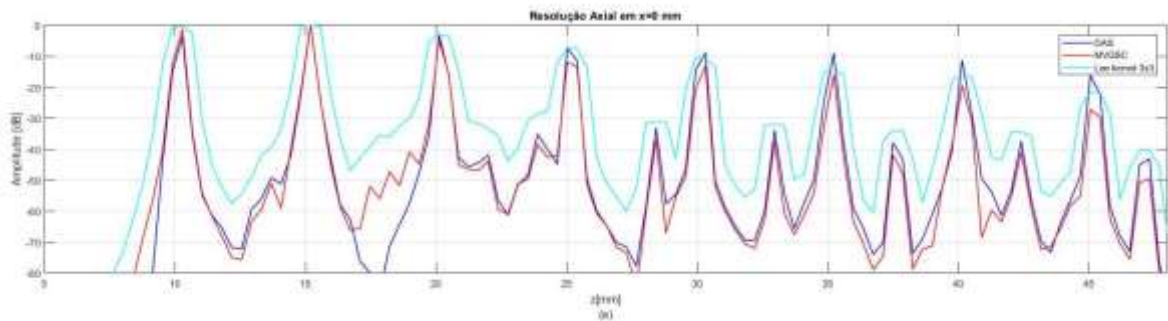
Fonte: O autor (2021).

Figura 48 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-L com $\text{kernel } 3 \times 3$.



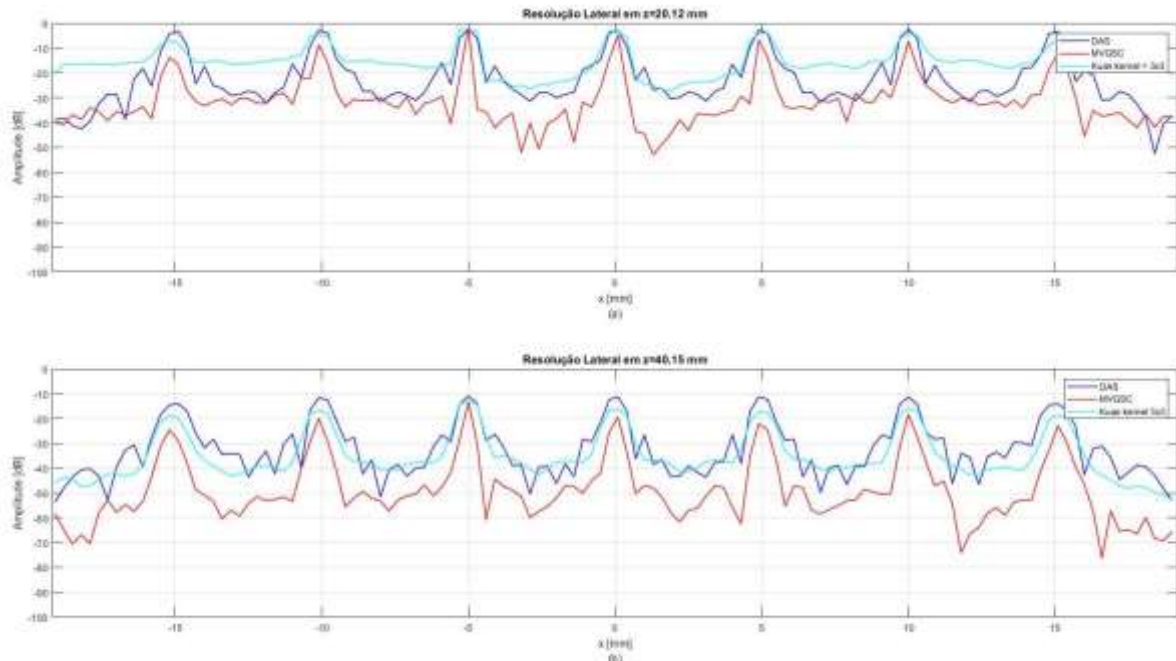
Fonte: O autor (2021).

Figura 49 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-L $\text{kernel } 3 \times 3$.



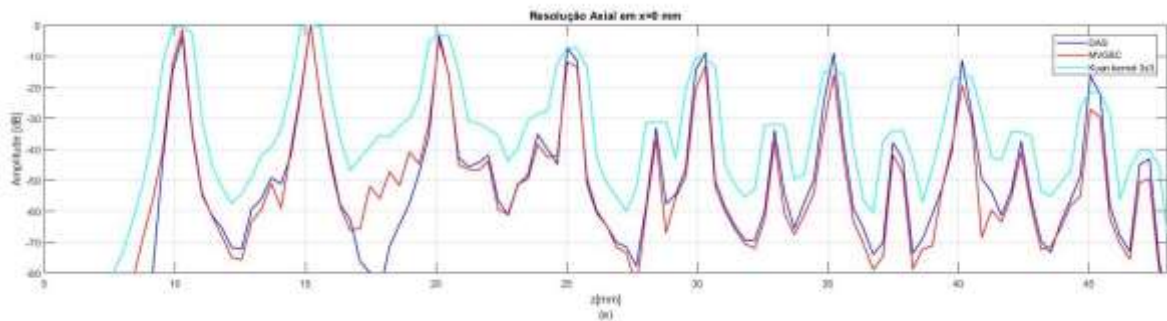
Fonte: O autor (2021).

Figura 50 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-K com $\text{kernel } 3 \times 3$.



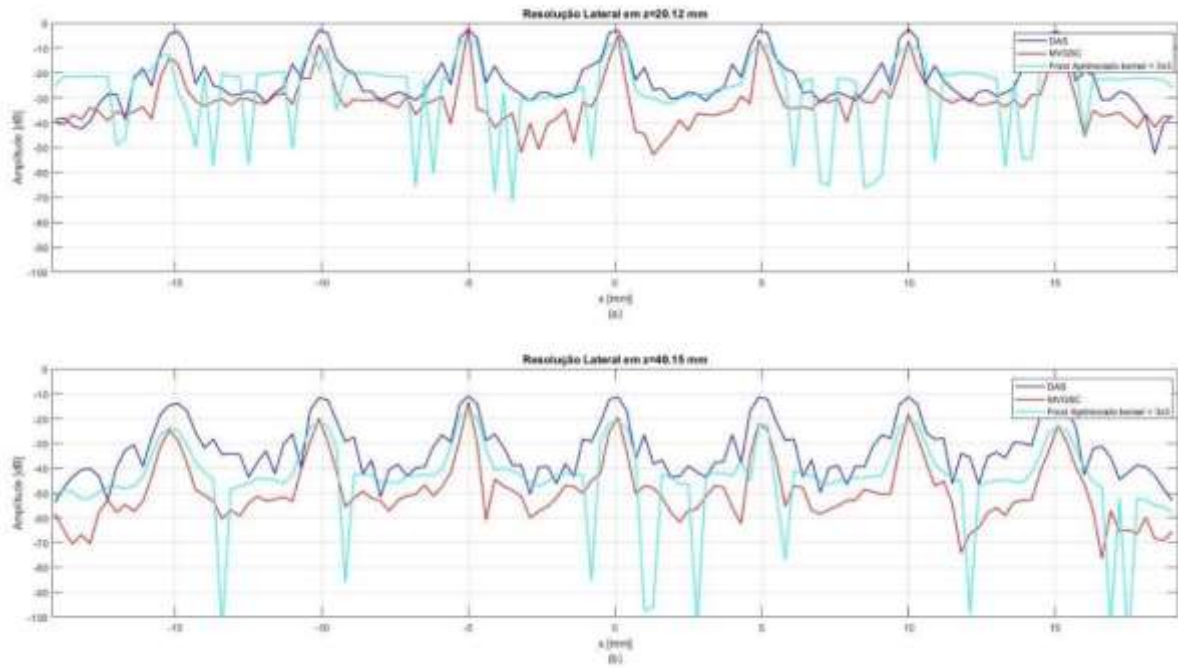
Fonte: O autor (2021).

Figura 51 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-K $\text{kernel } 3 \times 3$.



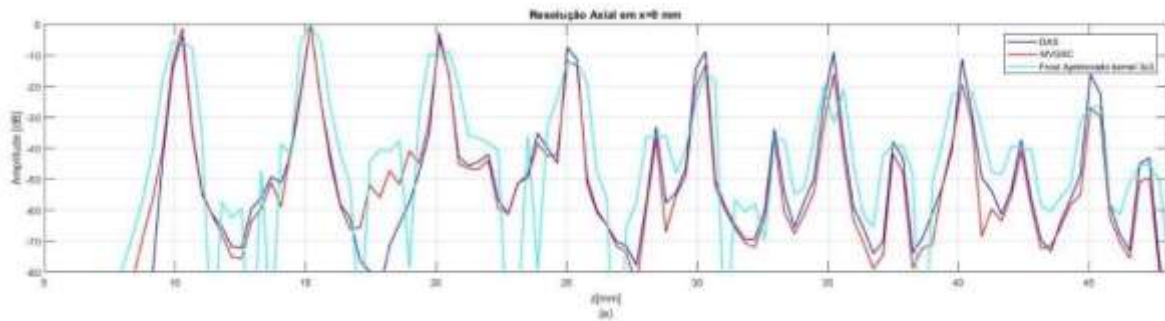
Fonte: O autor (2021).

Figura 52 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FA com $\text{kernel } 3 \times 3$.



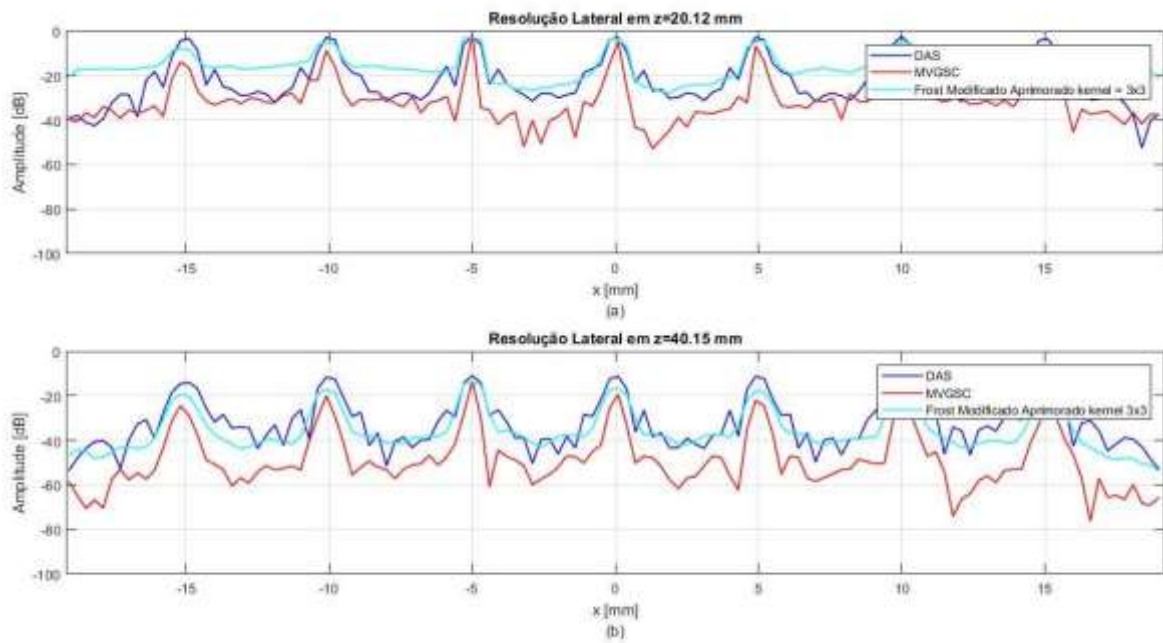
Fonte: O autor (2021).

Figura 53 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FA $\text{kernel } 3 \times 3$.



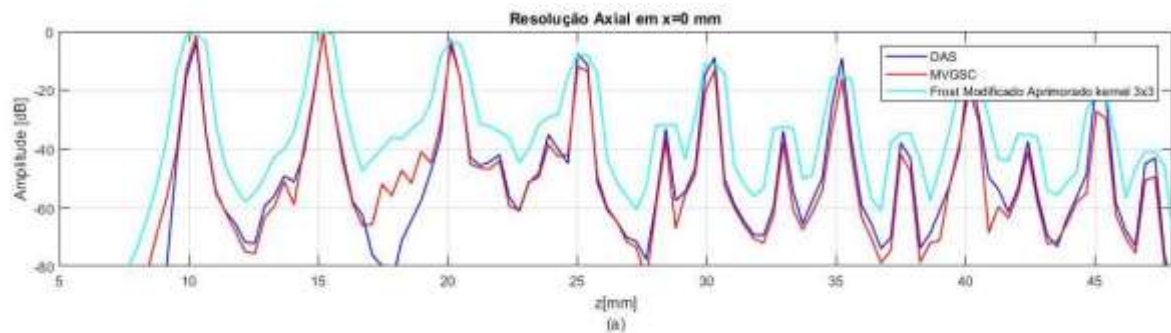
Fonte: O autor (2021).

Figura 54 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FMA com $\text{kernel } 3 \times 3$.



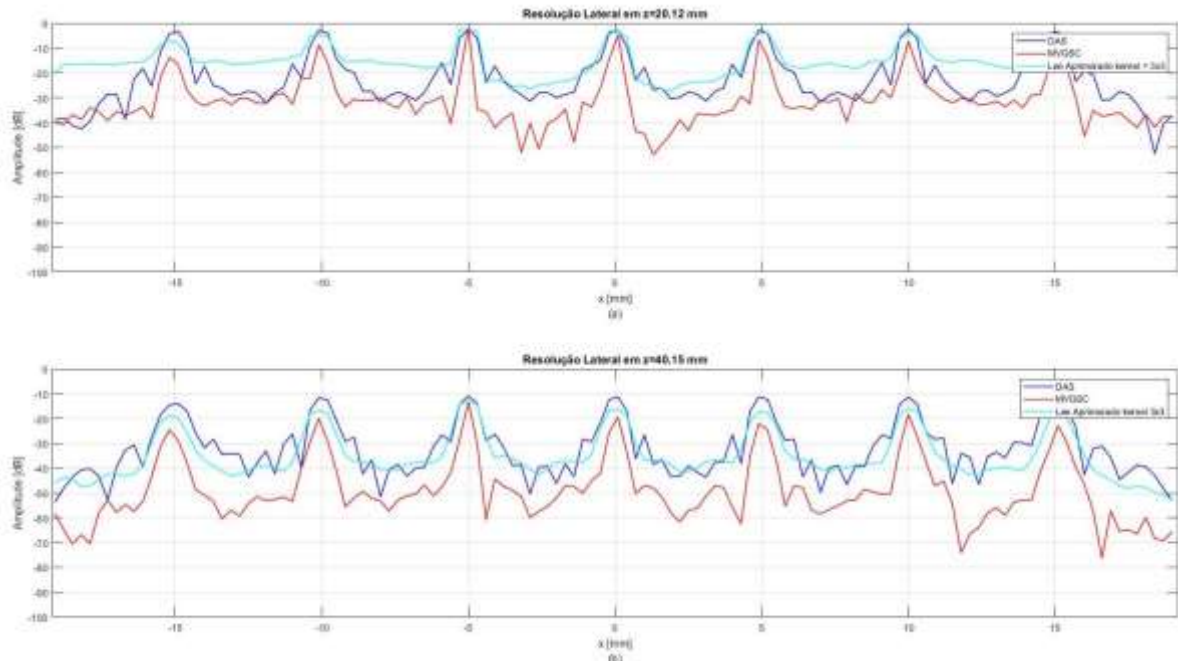
Fonte: O autor (2021).

Figura 55 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FMA $\text{kernel } 3 \times 3$.



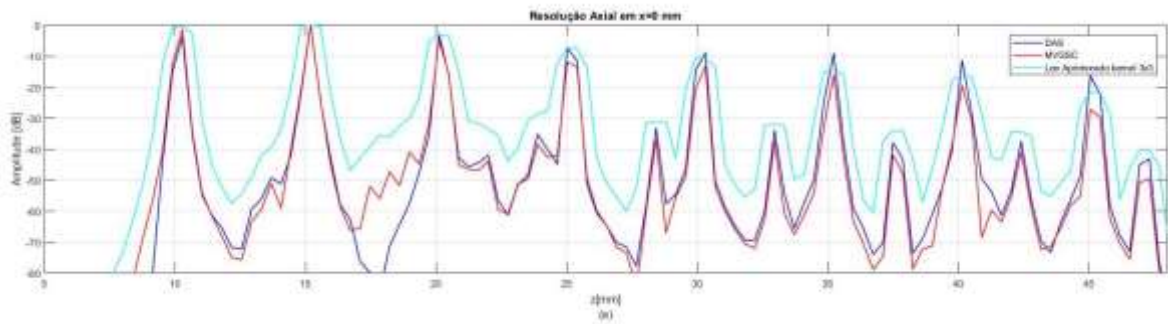
Fonte: O autor (2021).

Figura 56 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-LA com $\text{kernel } 3 \times 3$.



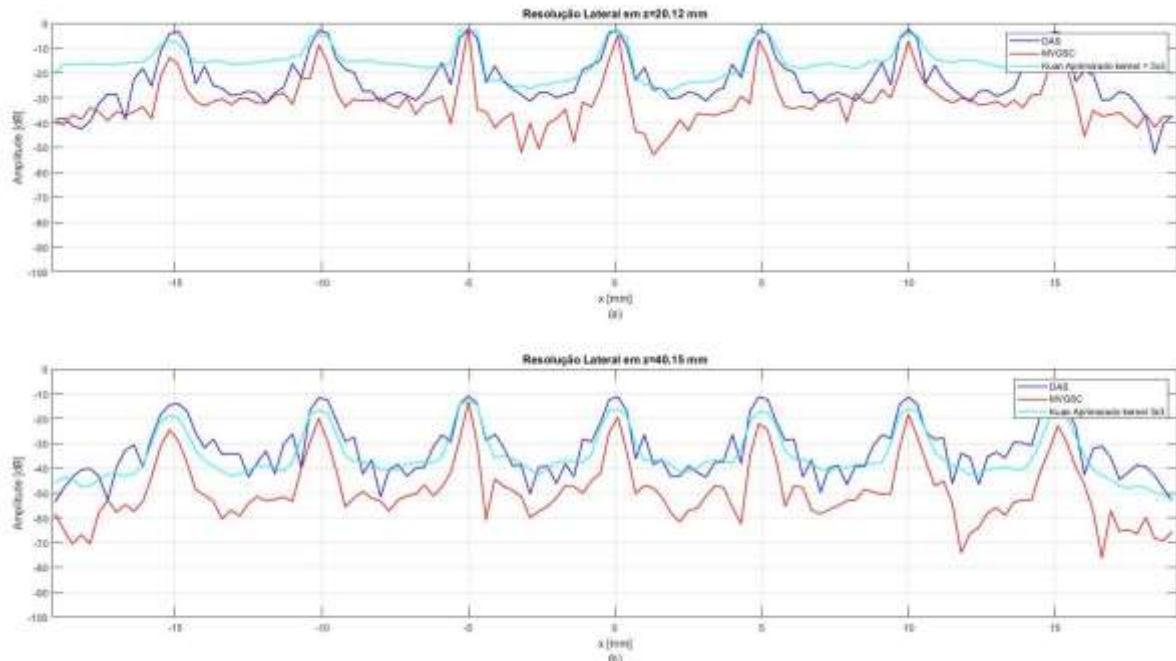
Fonte: O autor (2021).

Figura 57 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-LA $\text{kernel } 3 \times 3$.



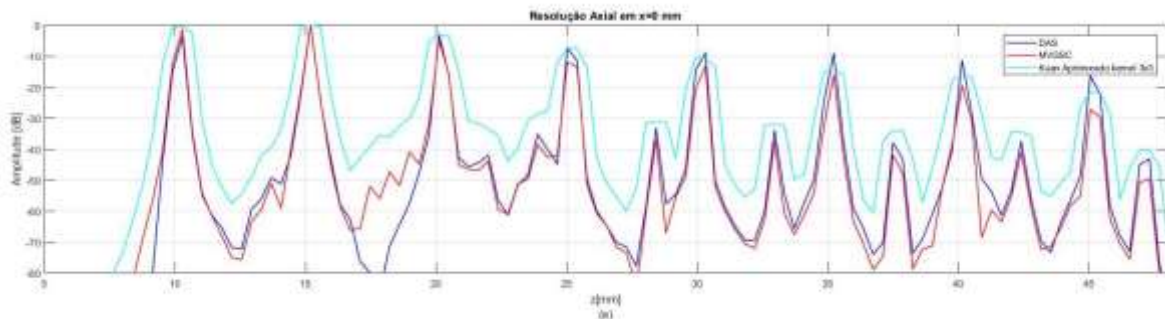
Fonte: O autor (2021).

Figura 58 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-KA com $\text{kernel } 3 \times 3$.



Fonte: O autor (2021).

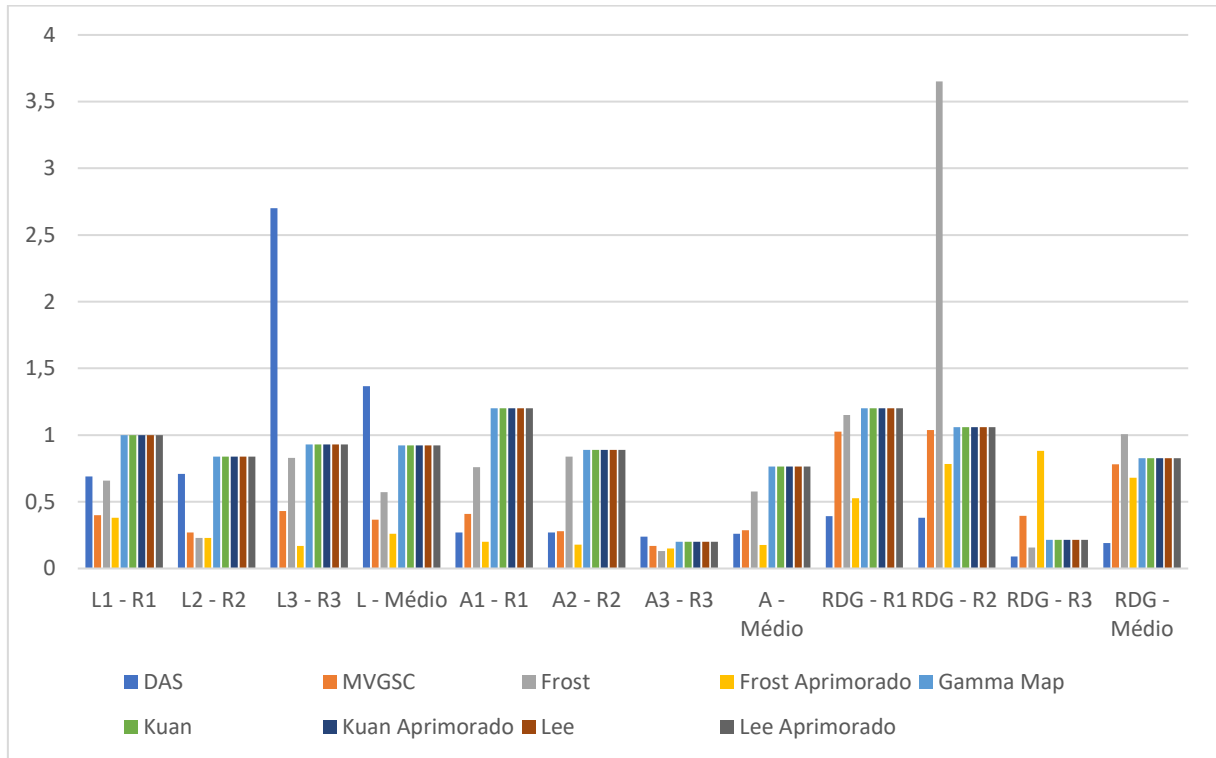
Figura 59 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-KA $\text{kernel } 3 \times 3$.



Fonte: O autor (2021).

Como os *beamformer* aliados aos filtros apresentaram uma grande distorção na imagem para os *kernels* 5×5 , 7×7 e 9×9 , foi calculado a FWHM apenas para *kernel* 3×3 , exceto para o caso do MVGSC-FM que os diferentes tamanhos de *kernel* não distorceram a imagem. As regiões L1, L2 e L3 representam a resolução lateral das regiões R1, R2 e R3 da Figura 23, e A1, A2 e A3 representam a resolução axial para as regiões R1, R2 e R3 da Figura 23, respectivamente. Também foi calculado o RDG para cada região da imagem e o valor médio. No Gráfico 5 pode ser visto o resultado do cálculo da FWHM e RDG para os filtros com MVGSC *beamformer* e *kernel* 3×3 .

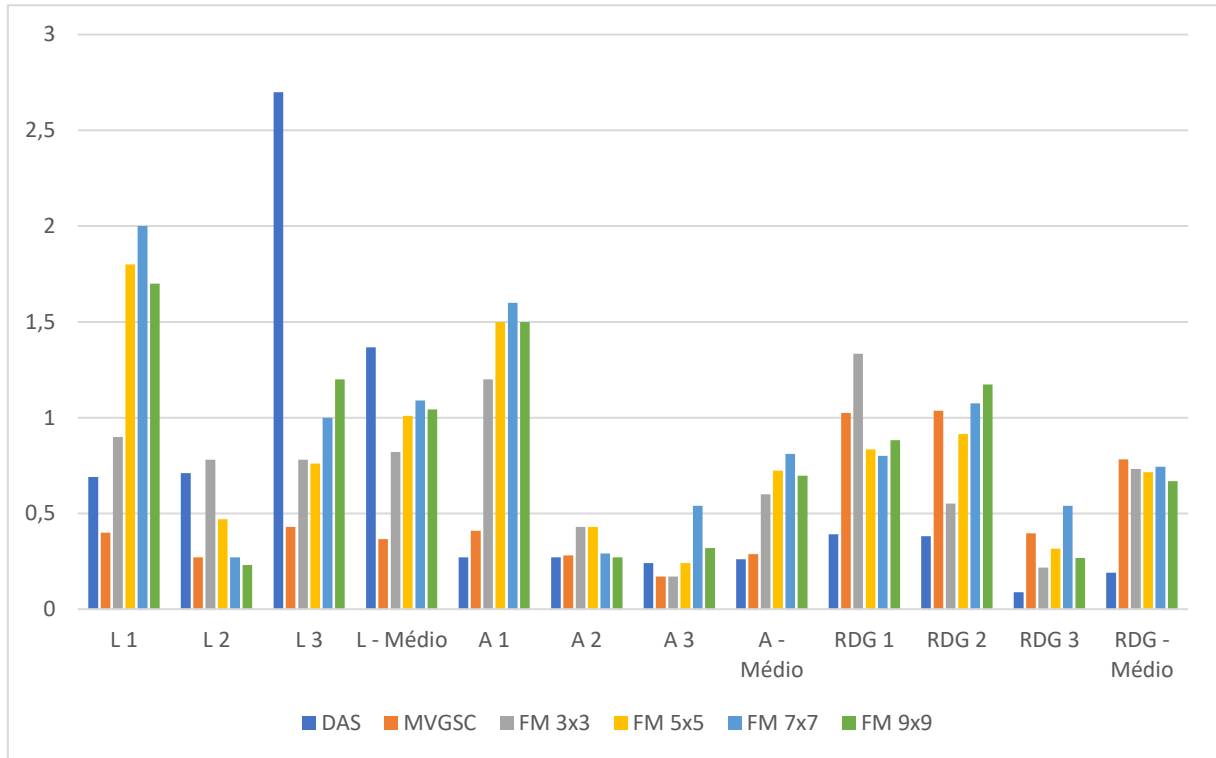
Gráfico 5 – FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio dos filtros adaptativos com *kernel* 3×3 aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com um plano de onda.



Fonte: O autor (2021).

Como o MVGSC-FM não apresentou distorção na imagem como os outros filtros foi calculado a resolução axial e lateral para todos os *kernel* utilizados nesse trabalho, no Gráfico 6 estão os resultados para FWHM e RDG para os diferentes *kernel* do filtro MVGSC-FM.

Gráfico 6– FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio do filtro FM com *kernel* 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com um plano de onda.

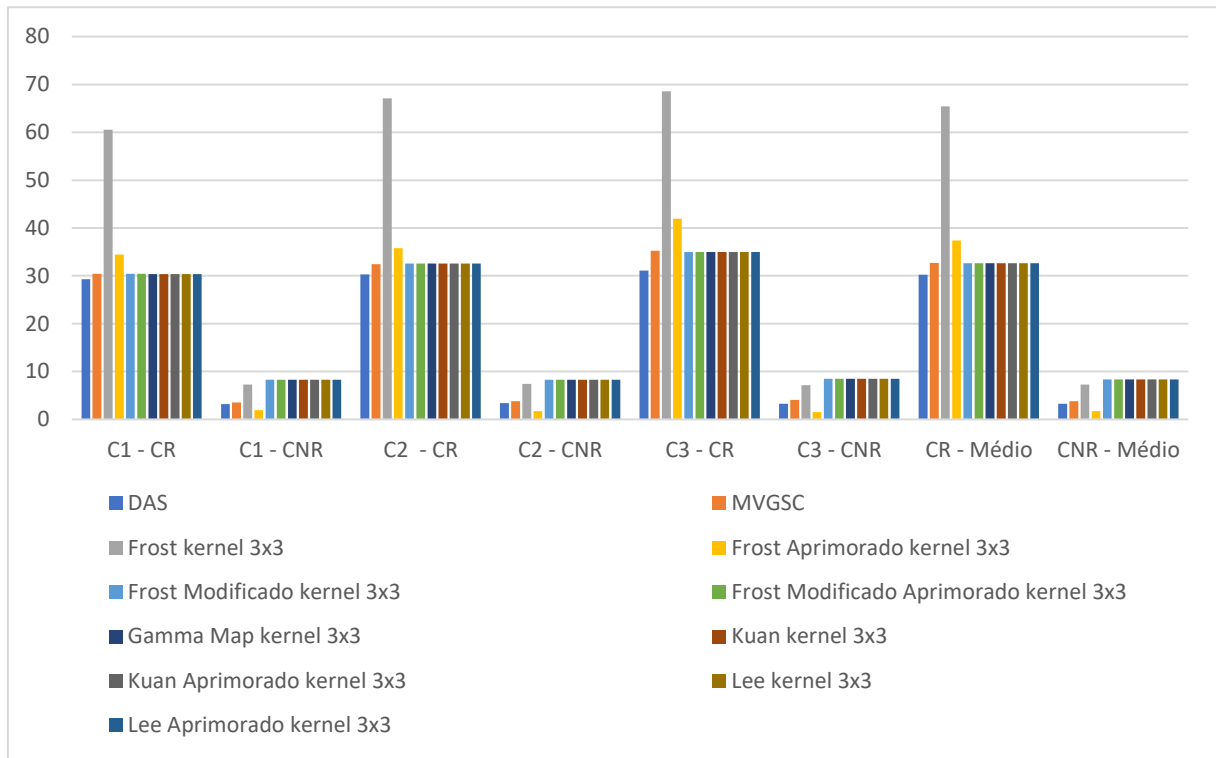


Fonte: O autor (2021).

4.1.2 ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA ONZE FRENTES DE ONDA

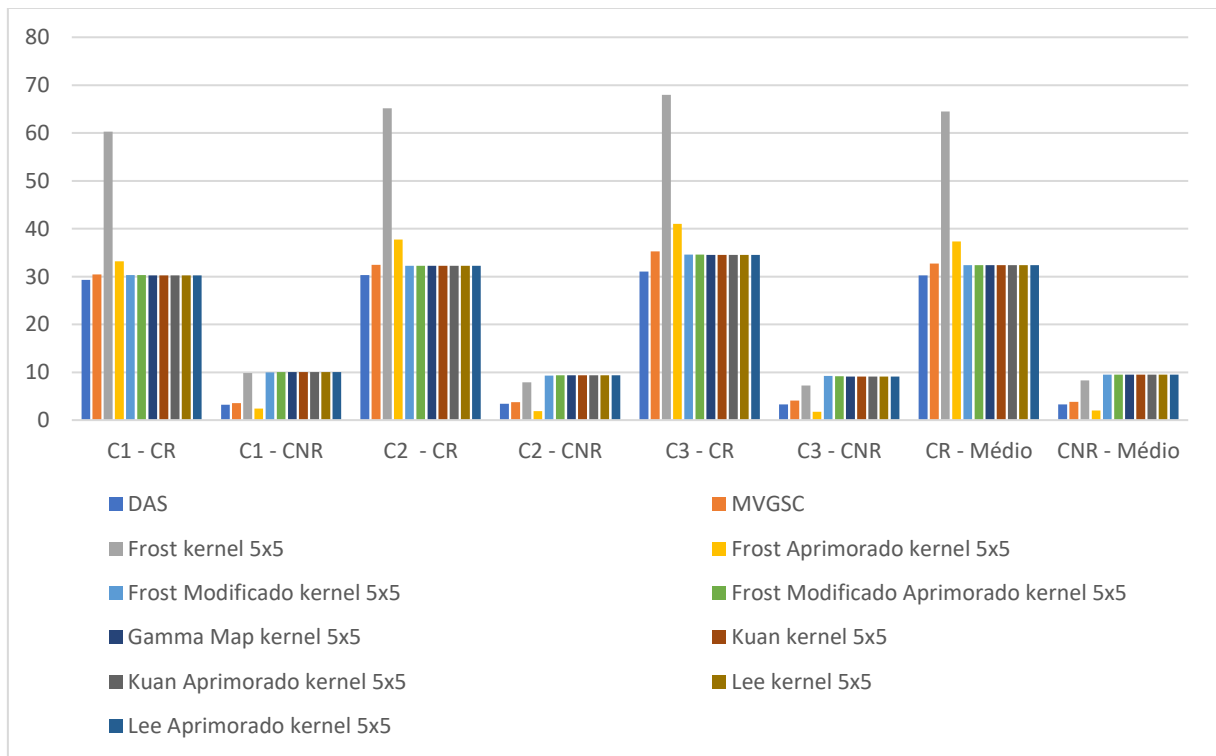
O processo foi repetido para as mesmas imagens utilizando onze frentes de onda. Em seguida, foi calculado o CR, CNR, FWHM e RDG utilizando os mesmos parâmetros já mencionados. As imagens geradas podem ser visualizadas no Apêndice A e nos Gráficos 7 a 10 podem ser vistos os resultados para os filtros adaptativos aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com *kernels* 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9, respectivamente.

Gráfico 7 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 3\times 3$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com onze planos de ondas.



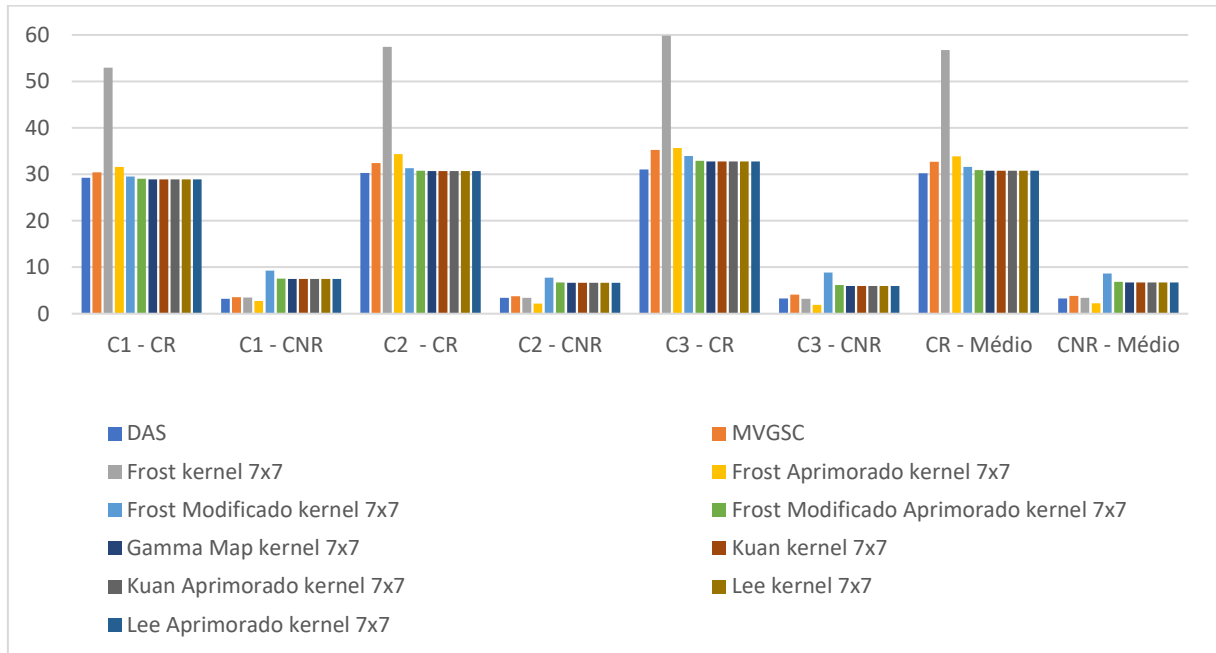
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 8– CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 5\times 5$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com onze planos de ondas.



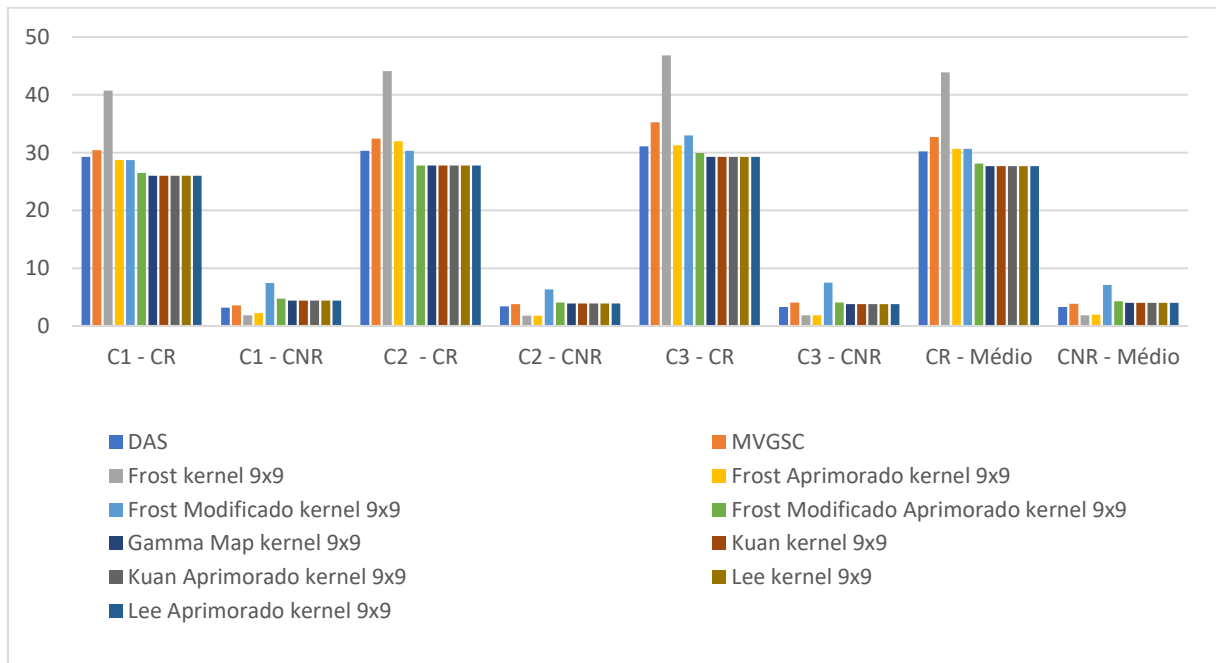
Fonte: O autor (2021)

Gráfico 9 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 7×7 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com onze planos de ondas.



Fonte: O autor (2021).

Gráfico 10 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 9×9 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com onze planos de ondas.

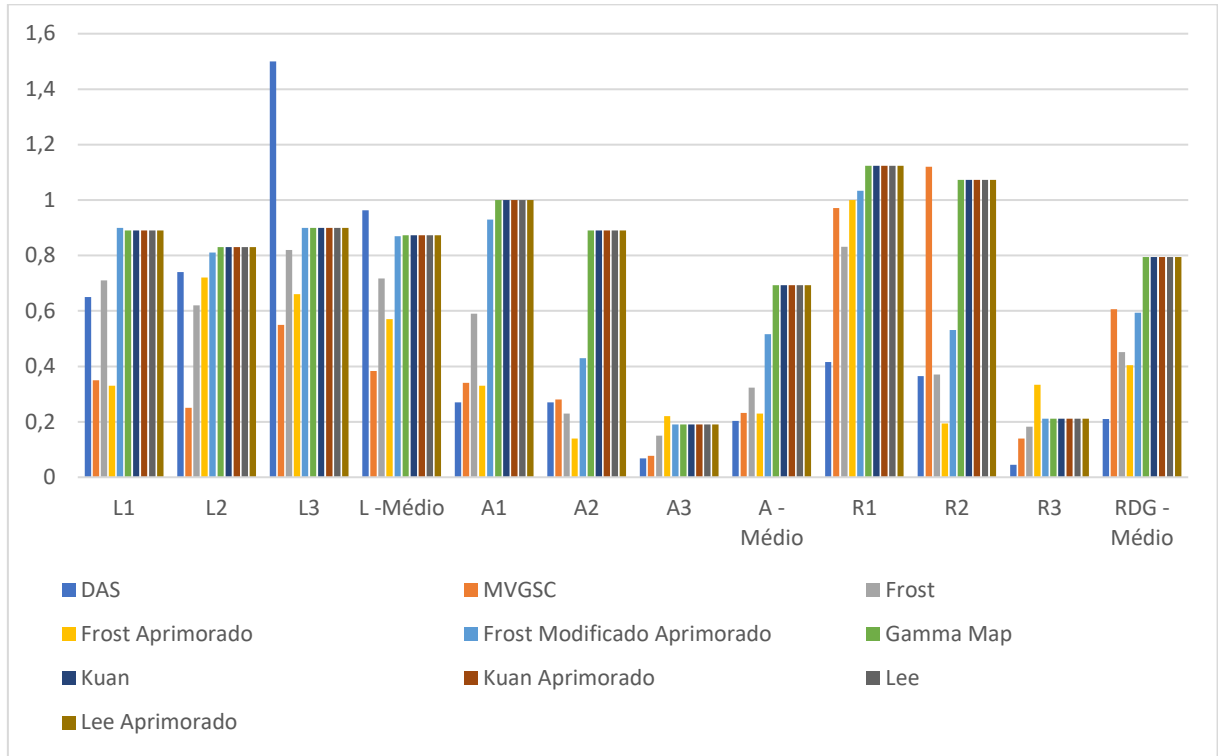


Fonte: O autor (2021).

Utilizando onze planos de ondas os filtros continuaram a apresentar grande distorção para os *kernels* 5×5, 7×7 e 9×9, as respectivas imagens podem ser visualizadas no Apêndice A.

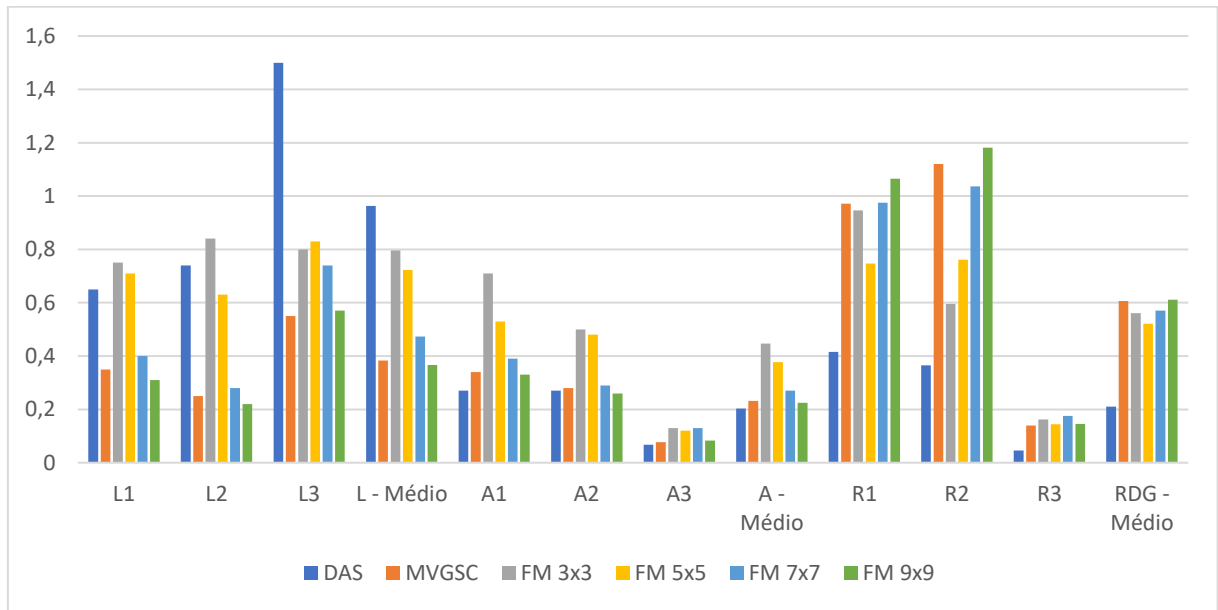
Novamente, foi calculada a FWHM apenas para o *kernel* 3×3 para todos os filtros, Gráfico 11, exceto para o caso MVGSC-FM, Gráfico 12.

Gráfico 11 – FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio dos filtros adaptativos com *kernel* 3×3 aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com onze planos de ondas.



Fonte: O autor (2021).

Gráfico 12 – FWHM e RDG das regiões R1, R2 e R3 e médio do filtro FM com *kernel* 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* MVGSC com onze planos de ondas.



Fonte: O autor (2021).

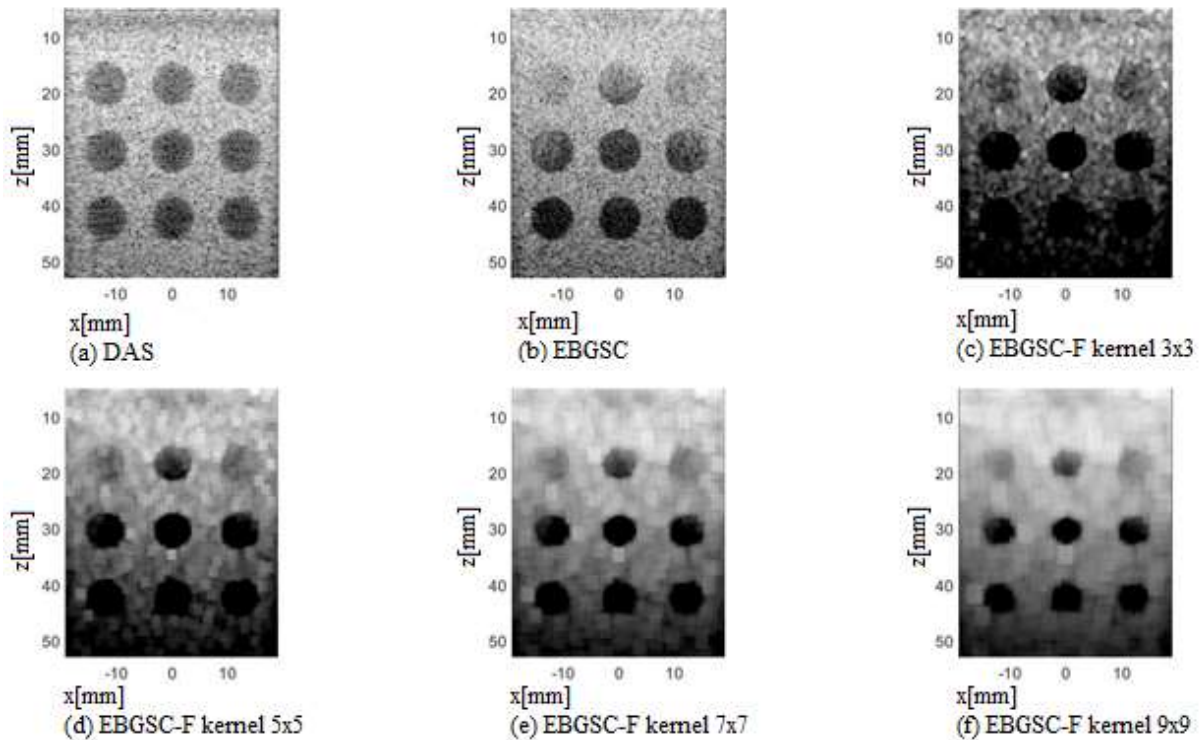
4.2 EBGSC COM FILTROS ADAPTATIVOS

Foram aplicados os filtros adaptativos ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC utilizando as mesmas métricas e imagens simuladas para a aquisição dos parâmetros.

4.2.1 ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA UMA FRENTE DE ONDA

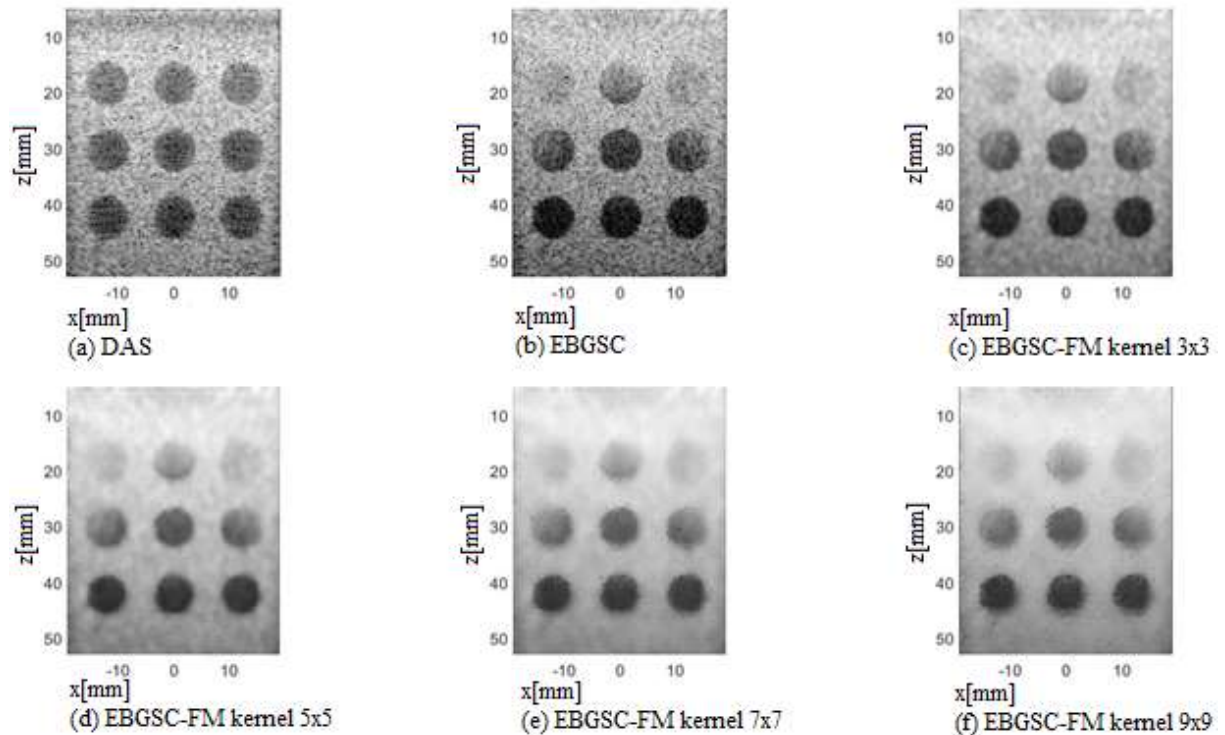
Novamente foi investigada a eficácia do filtro para diferentes números de frente de ondas. Primeiro foi estudado o desempenho do filtro para um plano de onda, os resultados dos métodos EBGSC-Frost, EBGSC-FM, EBGSC-GM, EBGSC-L, EBGSC-K, EBGSC-FA, EBGSC-FMA, EBGSC-LA e EBGSC-KA podem ser vistos nas Figuras 60 a 68, respectivamente.

Figura 60 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-F *kernel* 3×3, (d) EBGSC-F *kernel* 5×5, (e) EBGSC-F *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-F *kernel* 9×9.



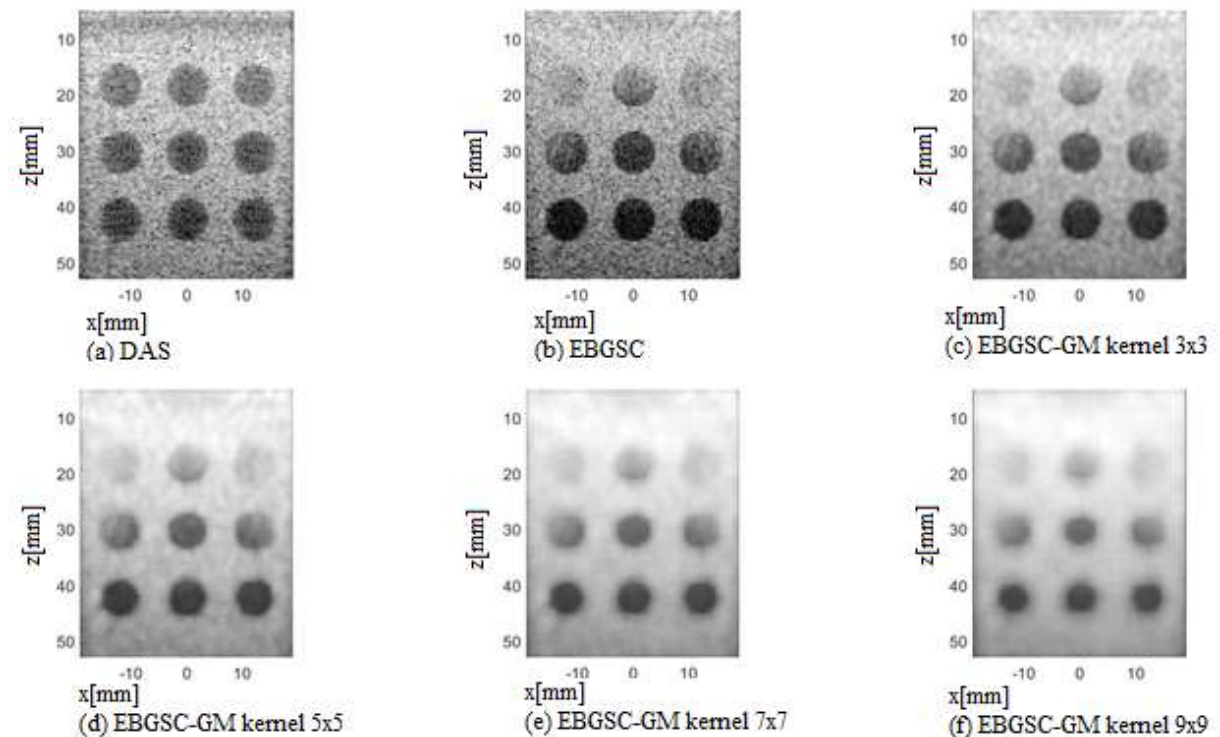
Fonte: O autor (2021).

Figura 61 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FM *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FM *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FM *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-FM *kernel* 9×9



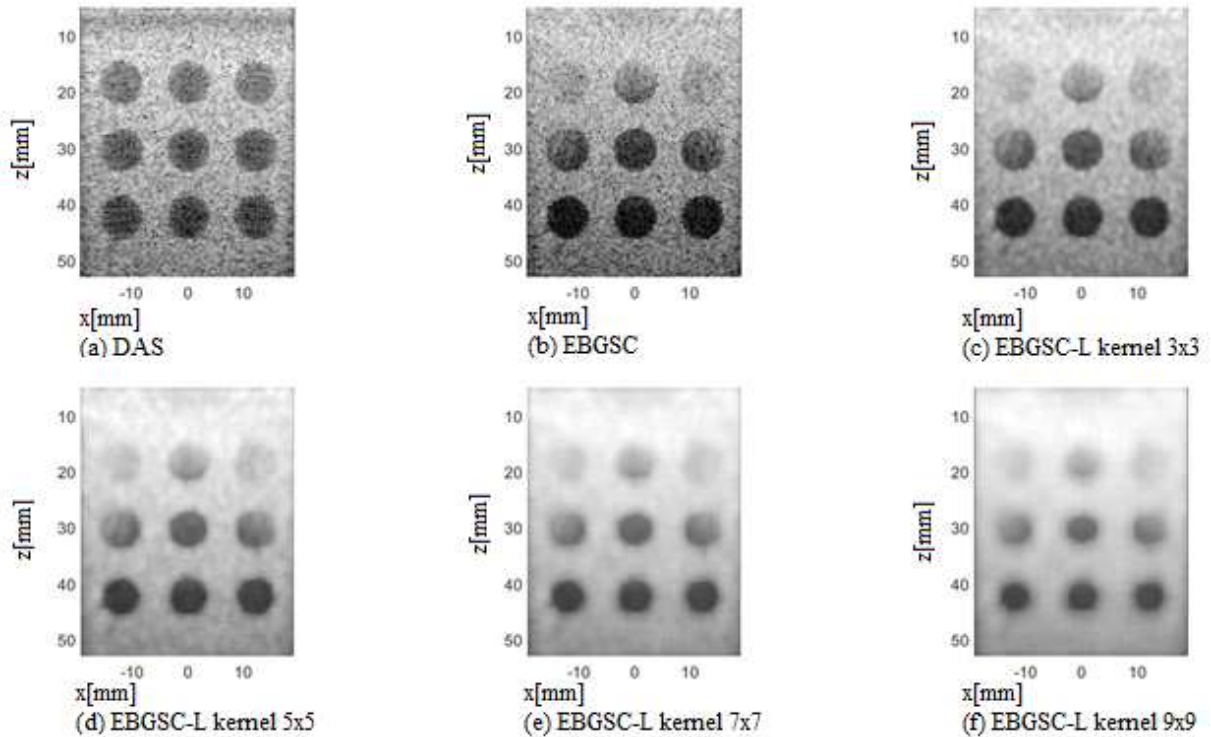
Fonte: O autor (2021).

Figura 62 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-GM *kernel* 3×3, (d) EBGSC-GM *kernel* 5×5, (e) EBGSC-GM *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-GM *kernel* 9×9



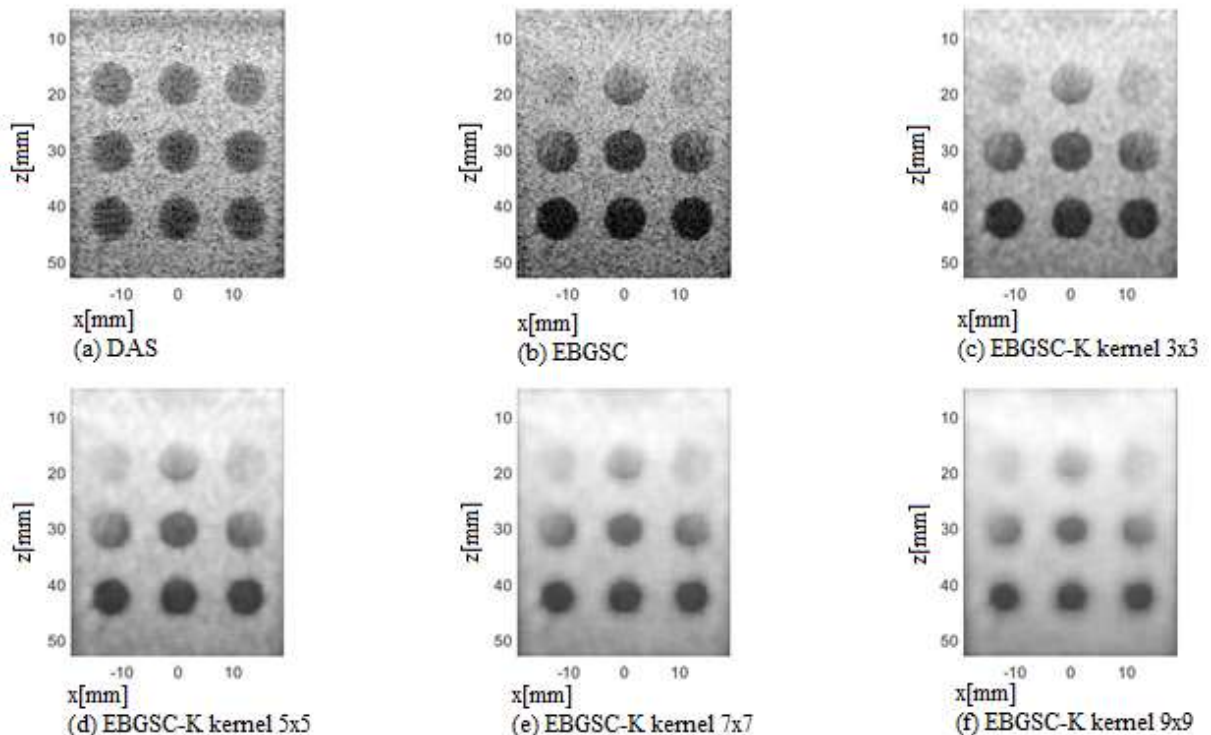
Fonte: O autor (2021).

Figura 63 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-L *kernel* 3×3, (d) EBGSC-L *kernel* 5×5, (e) EBGSC-L *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-L *kernel* 9×9



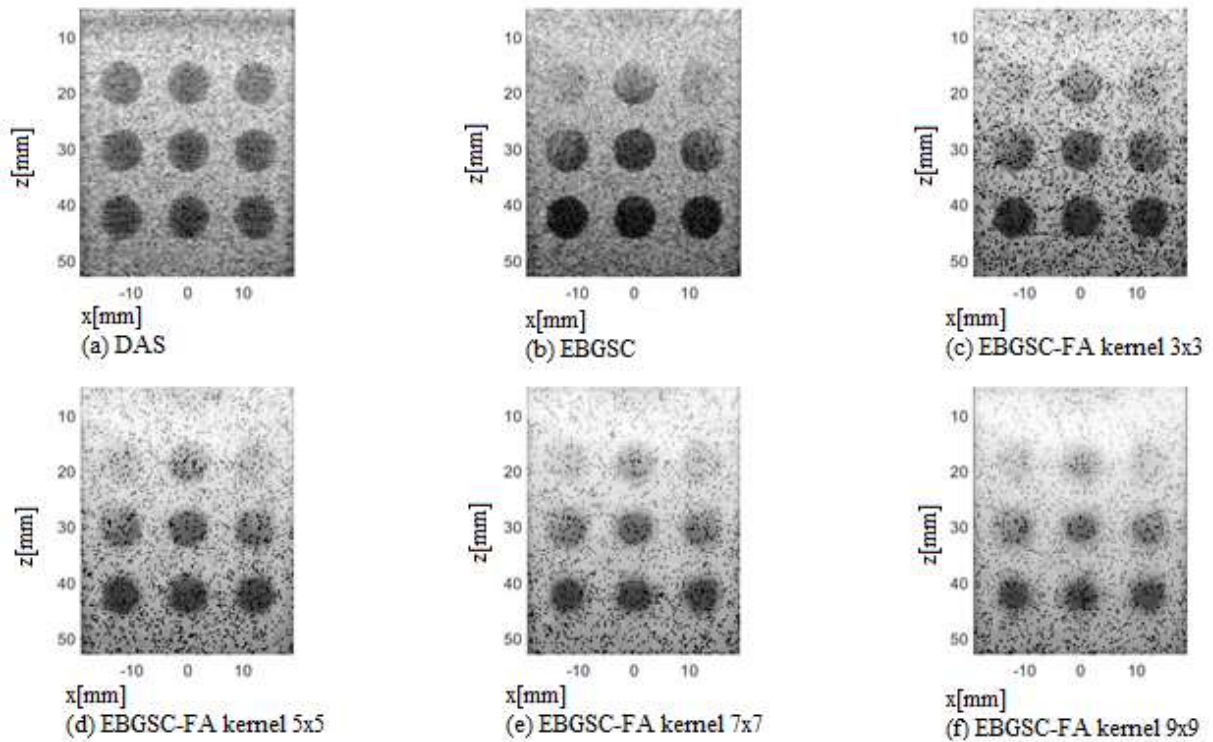
Fonte: O autor (2021).

Figura 64 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-K *kernel* 3×3, (d) EBGSC-K *kernel* 5×5, (e) EBGSC-K *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-K *kernel* 9×9



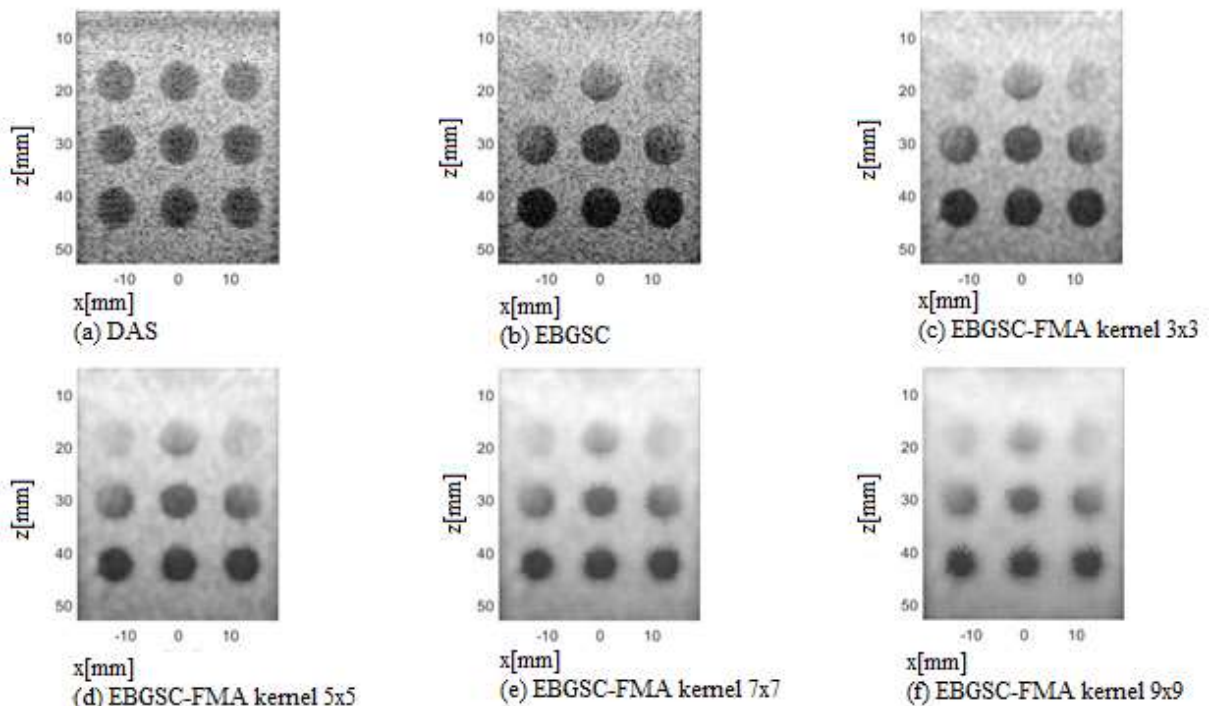
Fonte: O autor (2021).

Figura 65 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-FA *kernel* 9×9



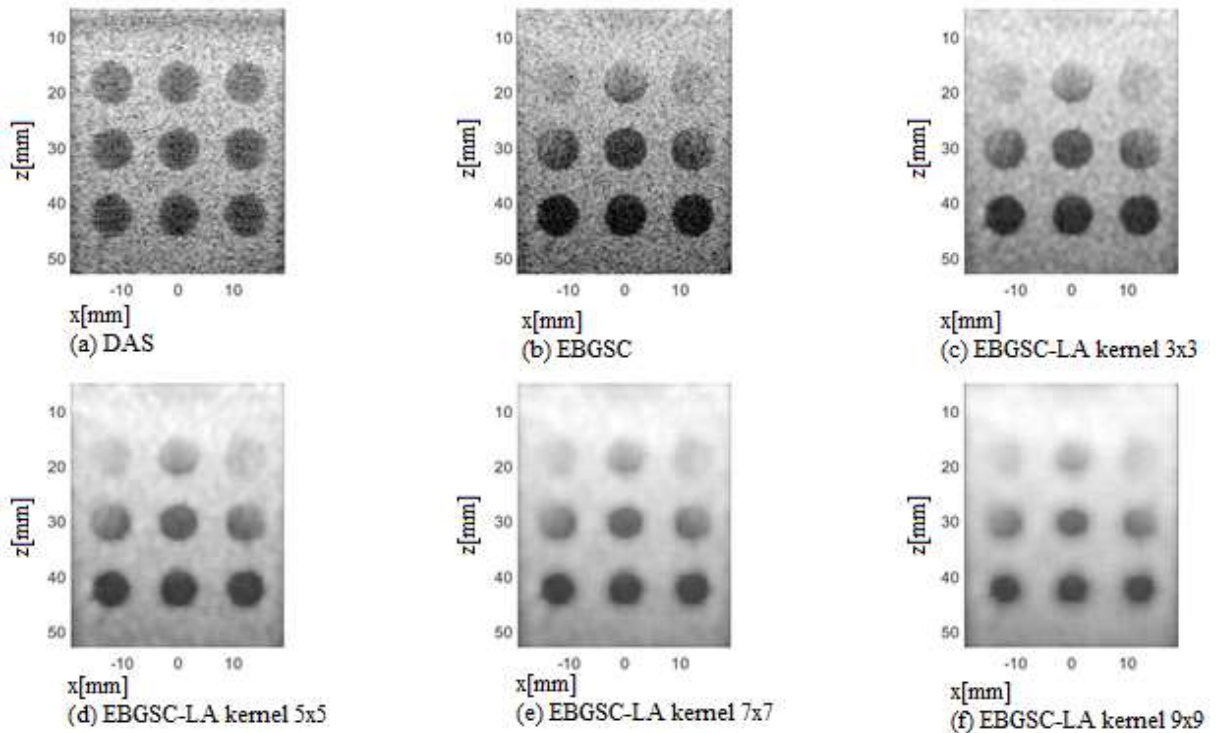
Fonte: O autor (2021).

Figura 66 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FMA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-FMA *kernel* 9×9.



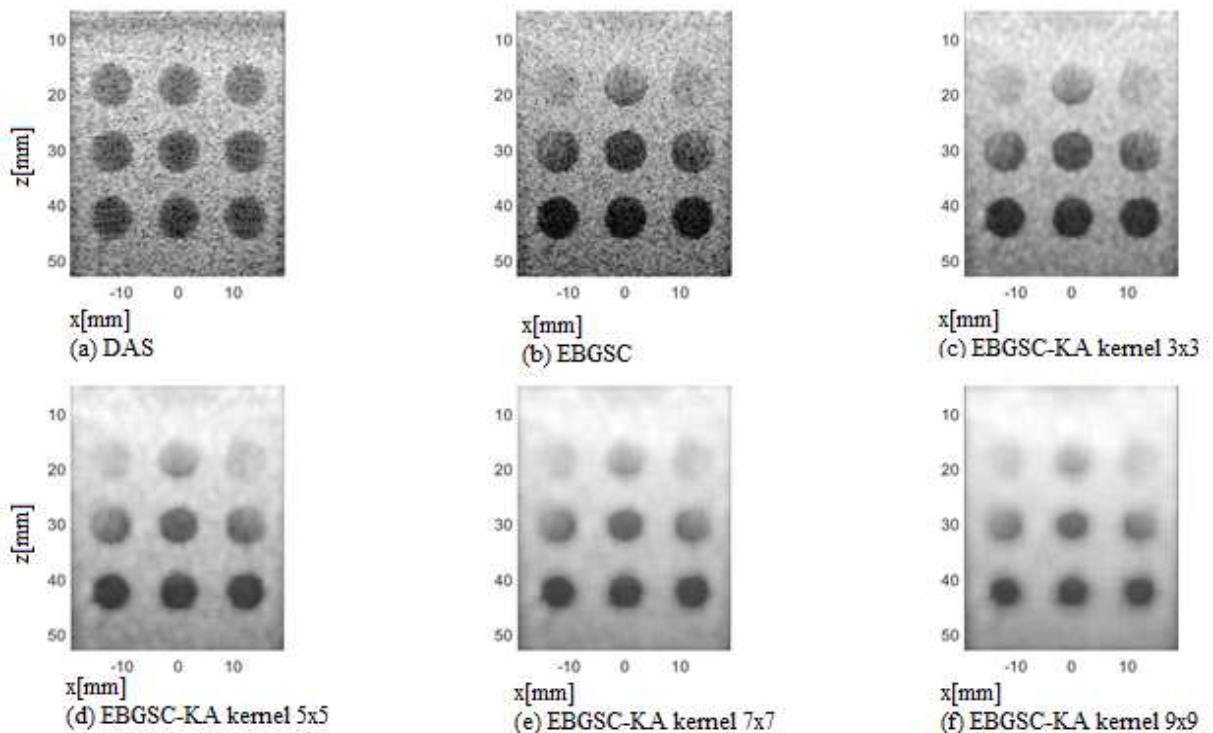
Fonte: O autor (2021).

Figura 67 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-LA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-LA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-LA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-LA *kernel* 9×9.



Fonte: O autor (2021).

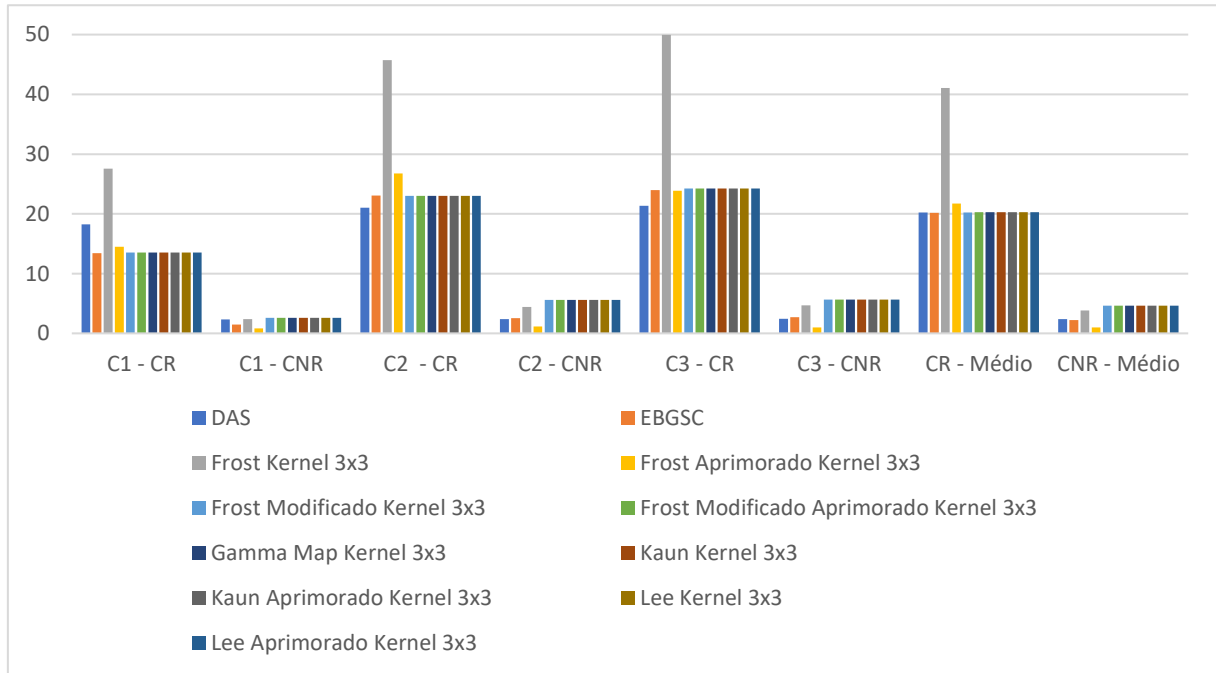
Figura 68 – Resposta dos *beamformers* em simulação com um plano de onda para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-KA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-KA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-KA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-KA *kernel* 9×9.



Fonte: O autor (2021).

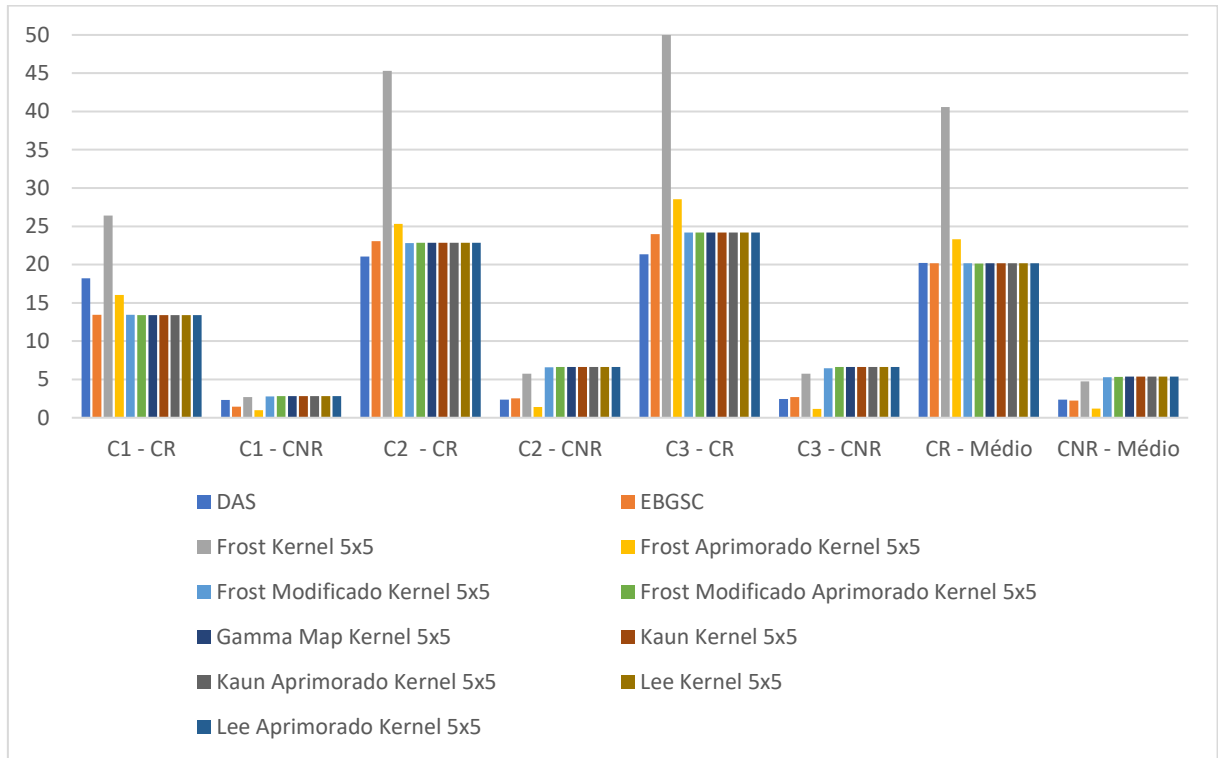
Em seguida foi calculado o CR e CNR para os filtros aliados ao *beamformer* EBGSC com *kernel* 3×3, *kernel* 5×5, *kernel* 7×7 e *kernel* 9×9 que podem ser vistos nos Gráficos 13 a 16, respectivamente.

Gráfico 13 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 3×3 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com um plano de onda.



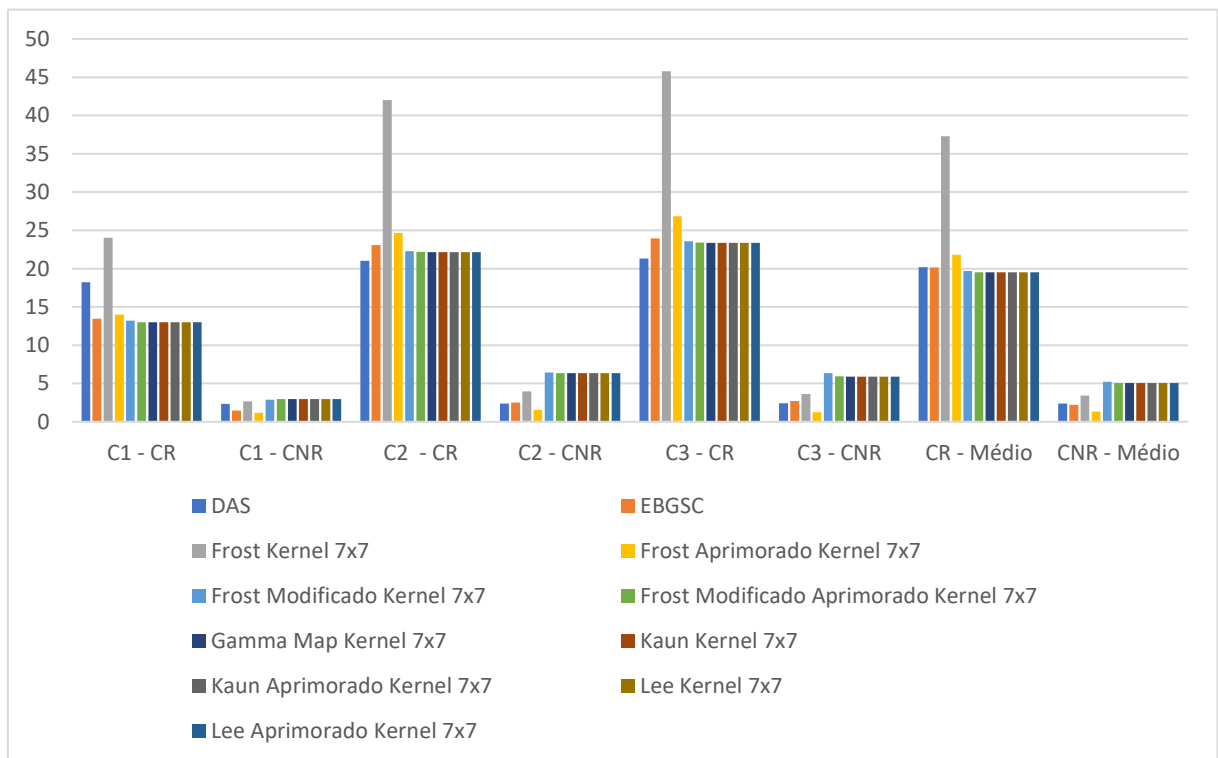
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 14 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 5×5 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com um plano de onda



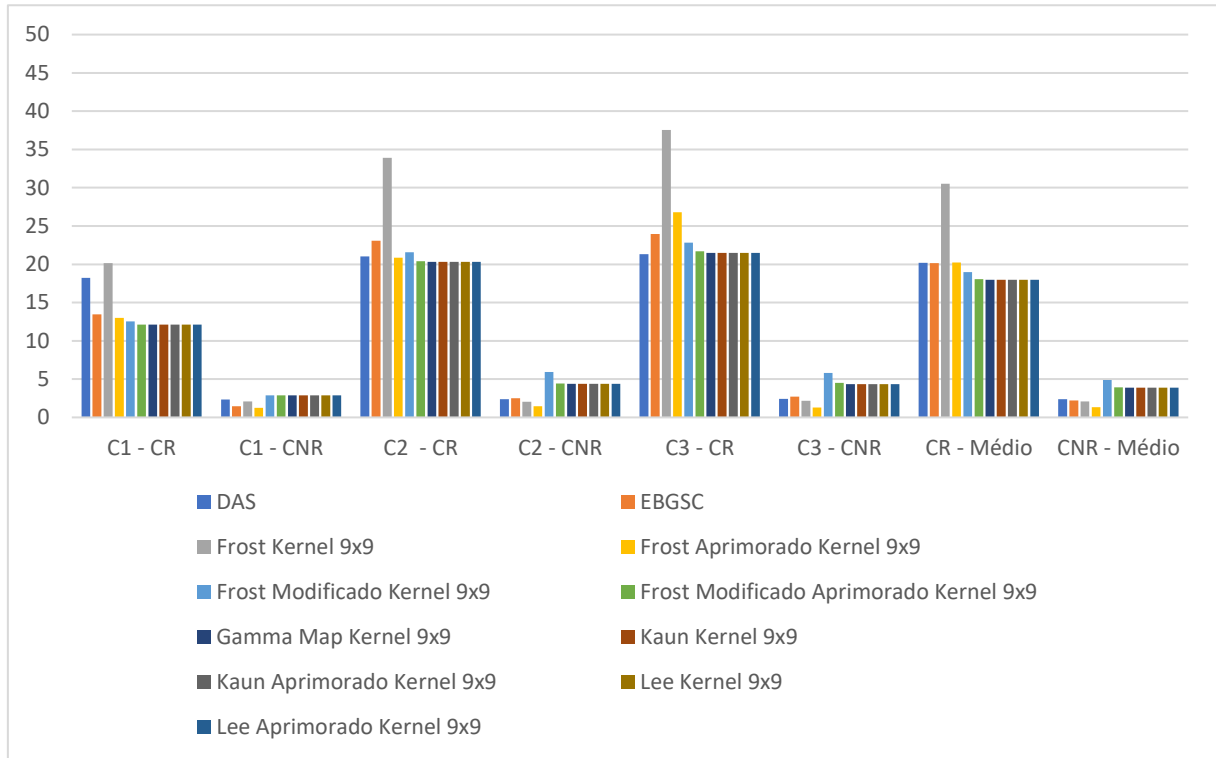
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 15 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 7×7 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com um plano de onda.



Fonte: O autor (2021).

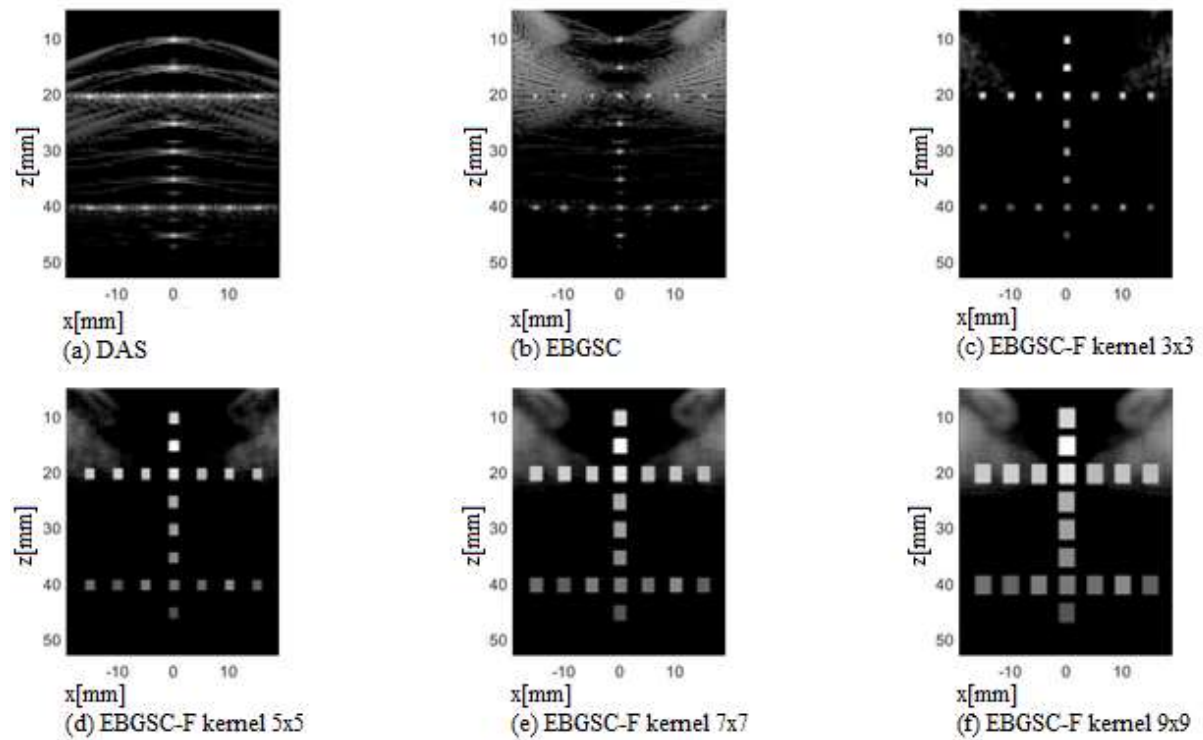
Gráfico 16 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 9×9 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com um plano de onda.



Fonte: O autor (2021).

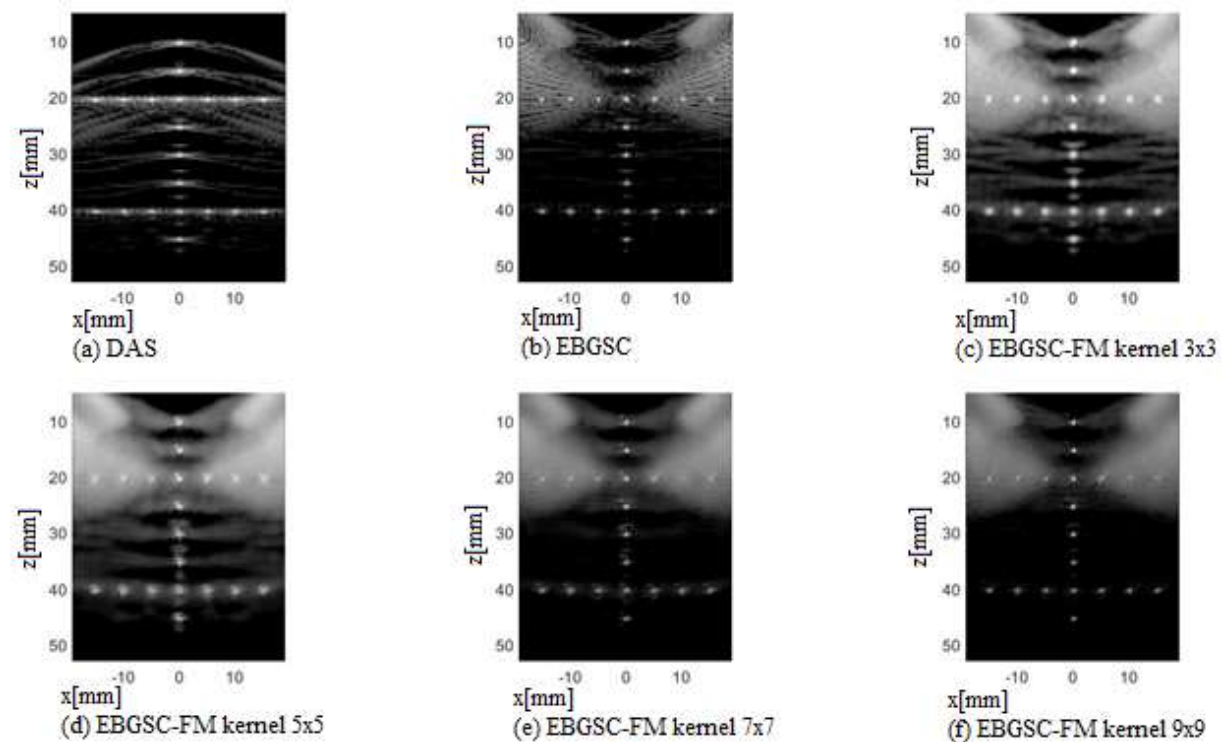
Para a análise da distorção geométrica e resolução foram utilizadas as imagens simuladas com a aplicação dos filtros. Os cálculos da FWHM foram feitos nas regiões R1, R2 e R3. Os resultados dos métodos EBGSC-F, EBGSC-FM, EBGSC-GM, EBGSC-L, EBGSC-K, EBGSC-FA, EBGSC-FMA, EBGSC-LA e EBGSC-KA., podem ser vistos nas Figuras 69 a 77, respectivamente.

Figura 69 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-F *kernel* 3×3, (d) EBGSC-F *kernel* 5×5, (e) EBGSC-F *kernel* 7×7, (f) EBGSC-F *kernel* 9×9.



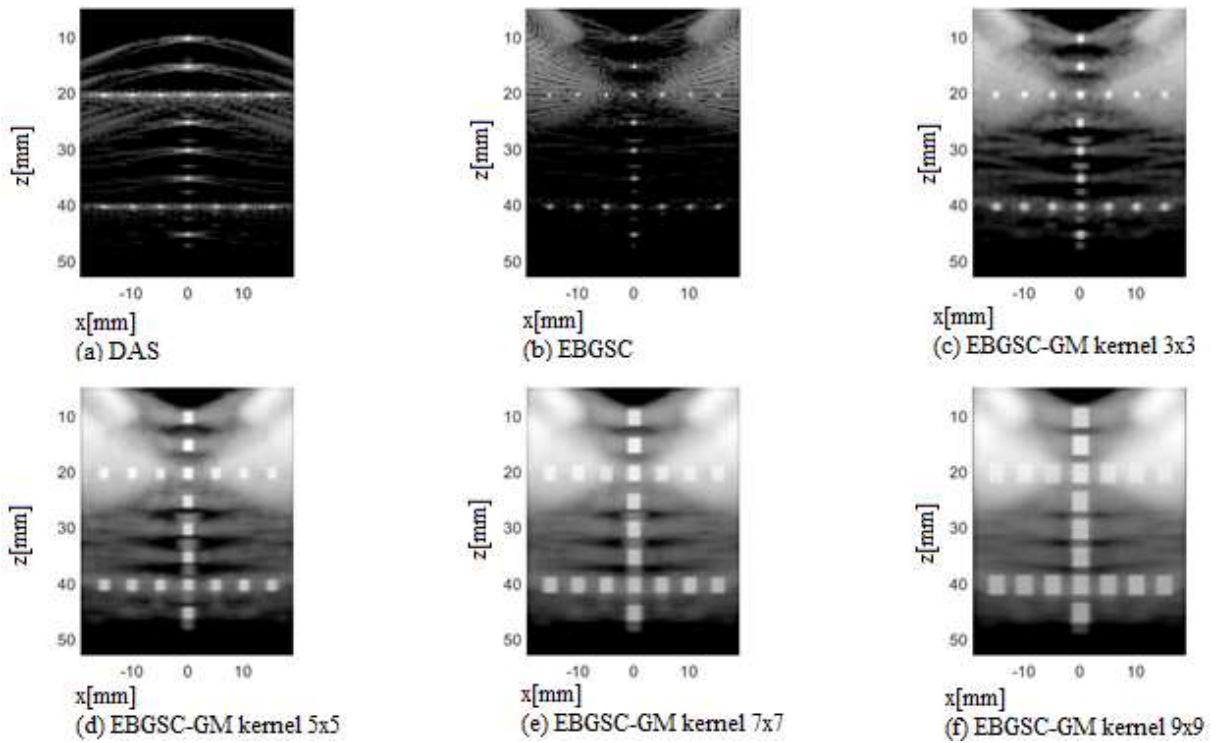
Fonte: O autor (2021).

Figura 70 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FM *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FM *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FM *kernel* 7×7, (f) EBGSC-FM *kernel* 9×9.



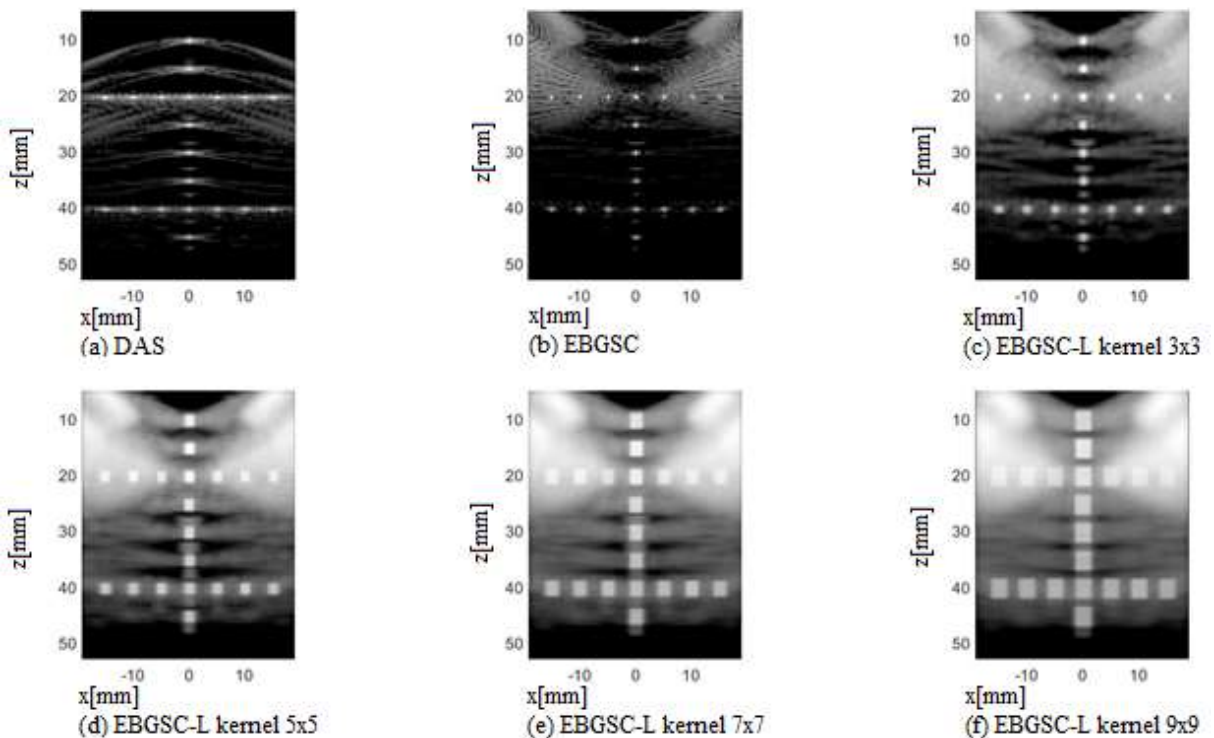
Fonte: O autor (2021).

Figura 71 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-GM *kernel* 3×3, (d) EBGSC-GM *kernel* 5×5, (e) EBGSC-GM *kernel* 7×7, (f) EBGSC-GM *kernel* 9×9.



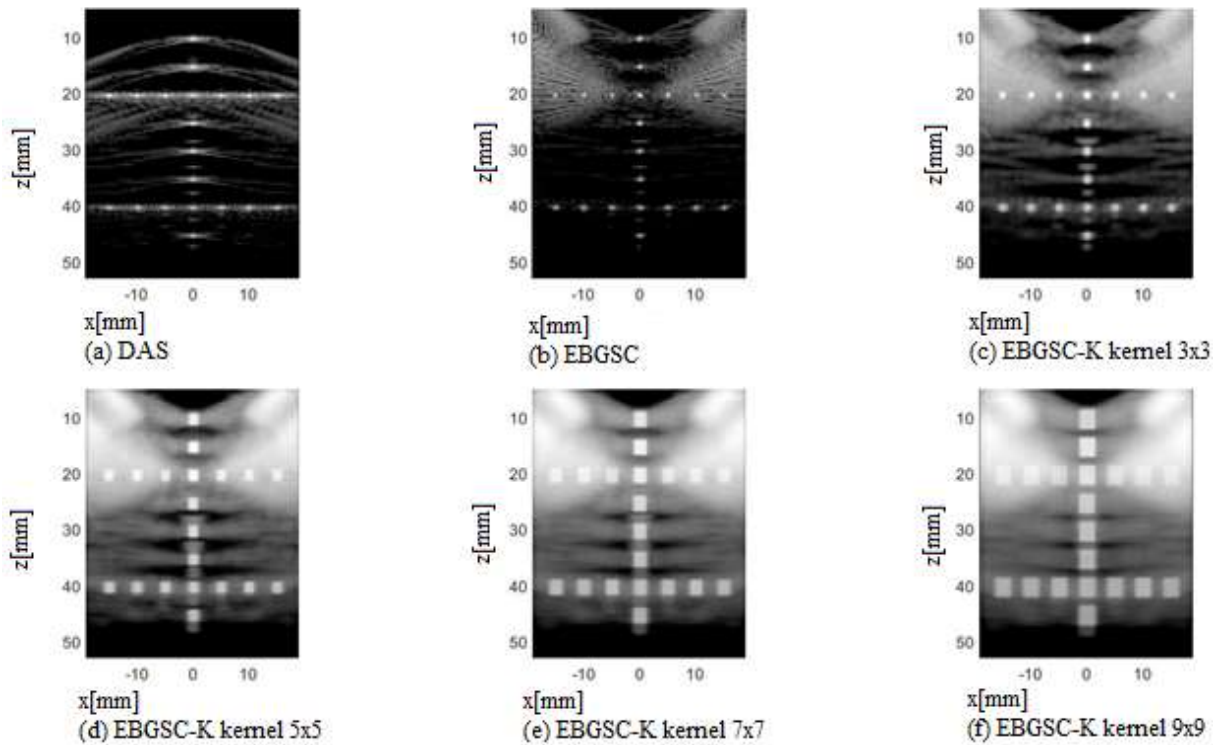
Fonte: O autor (2021).

Figura 72 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-L *kernel* 3×3, (d) EBGSC-L *kernel* 5×5, (e) EBGSC-L *kernel* 7×7, (f) EBGSC-L *kernel* 9×9.



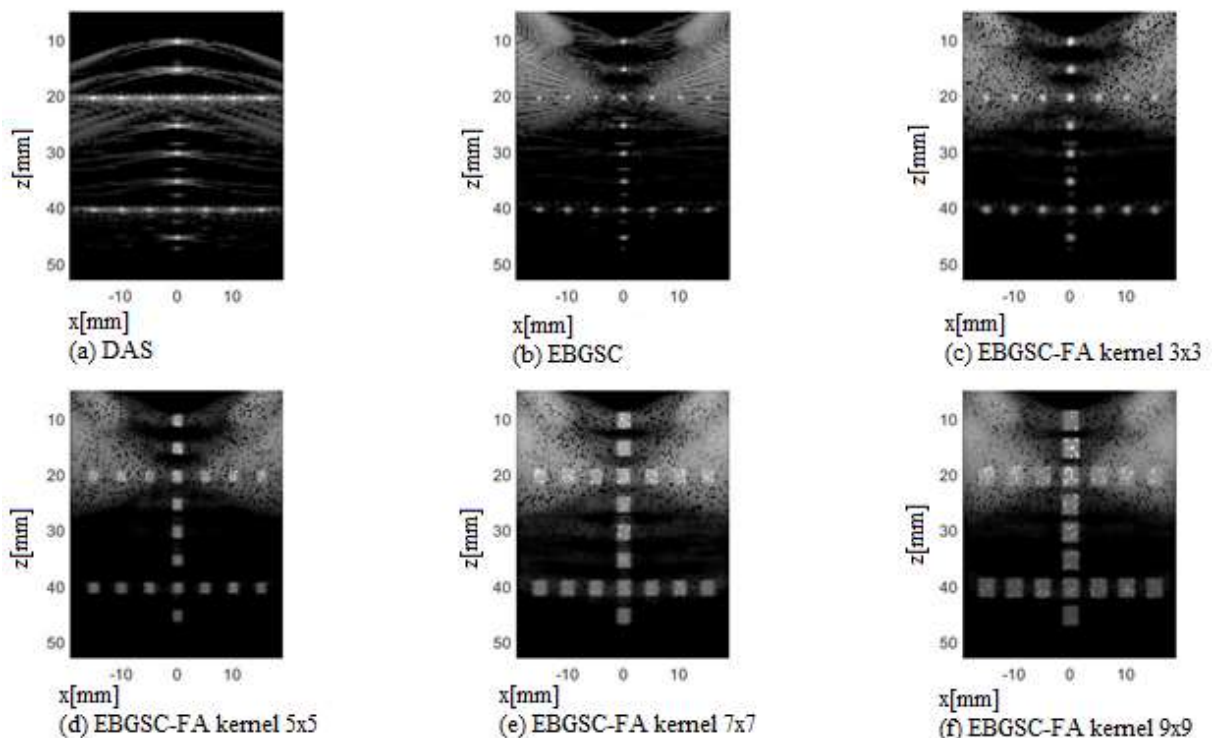
Fonte: O autor (2021).

Figura 73 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-K *kernel* 3×3, (d) EBGSC-K *kernel* 5×5, (e) EBGSC-K *kernel* 7×7, (f) EBGSC K *kernel* 9×9.



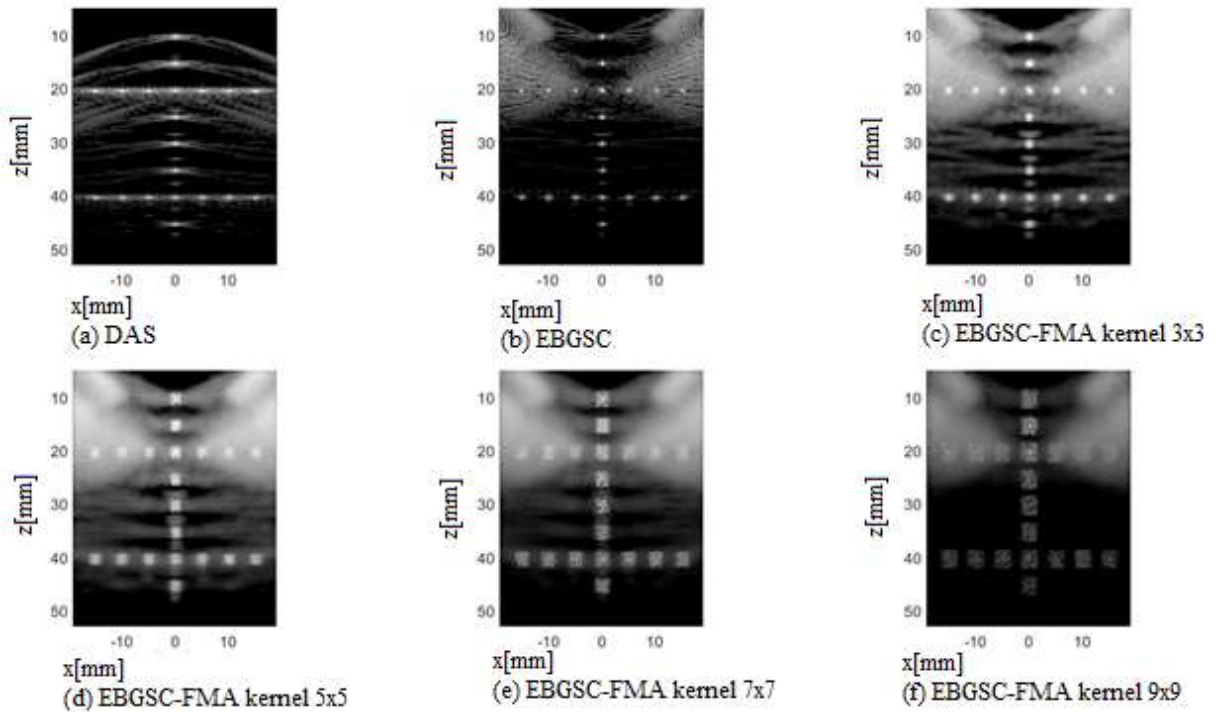
Fonte: O autor (2021).

Figura 74 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FA *kernel* 7×7, (f) EBGSC-FA *kernel* 9×9.



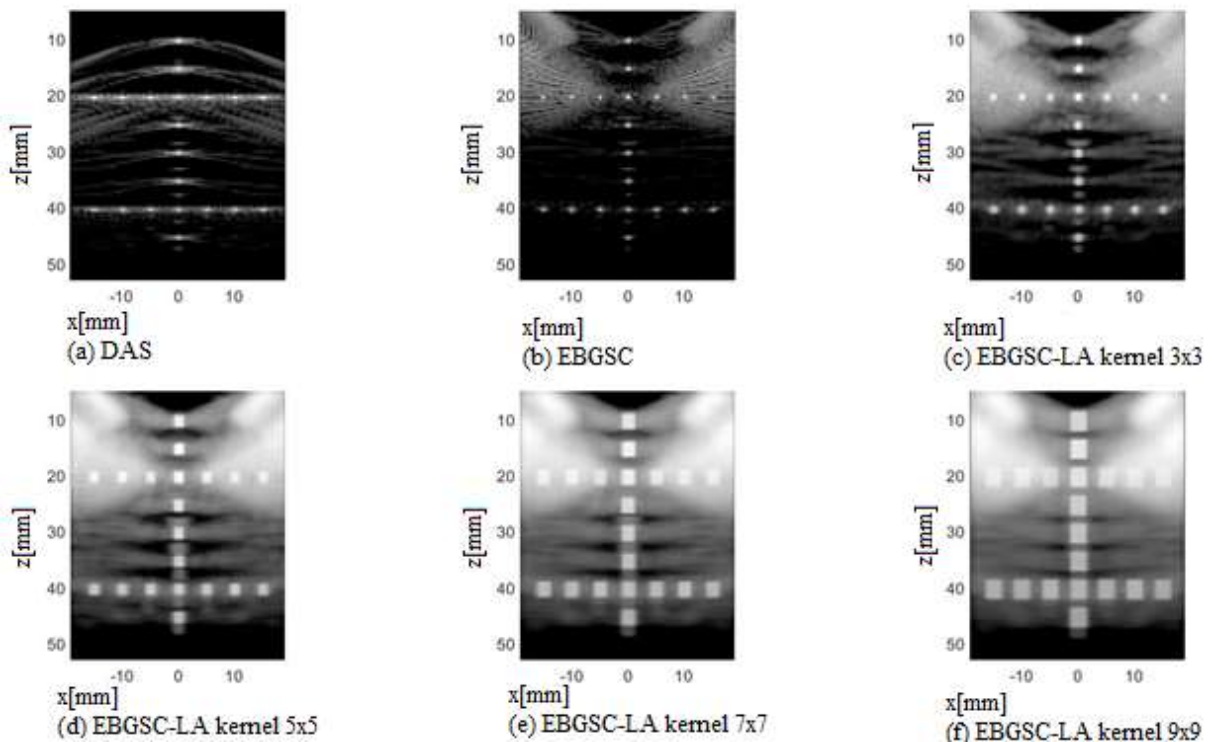
Fonte: O autor (2021).

Figura 75 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FMA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-Frost Modificado Aprimorado *kernel* 9×9.



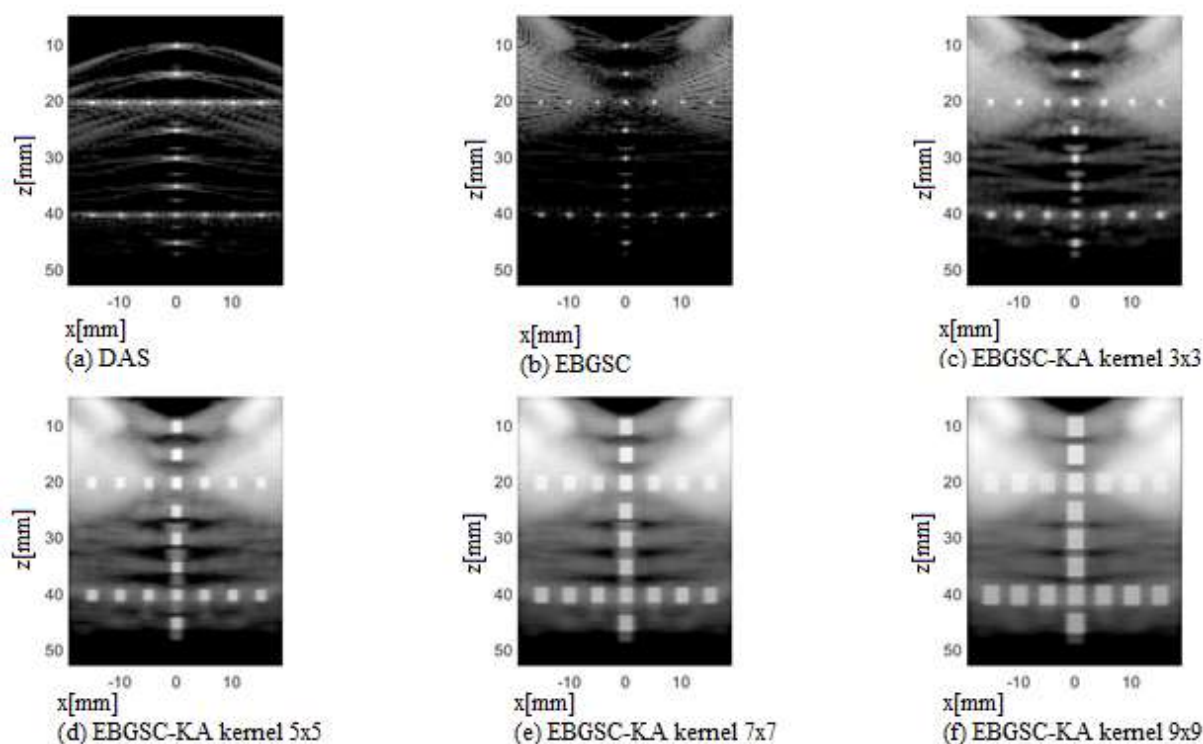
Fonte: O autor (2021).

Figura 76 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-LA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-LA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-LA *kernel* 7×7, (f) EBGSC-LA *kernel* 9×9.



Fonte: O autor (2021).

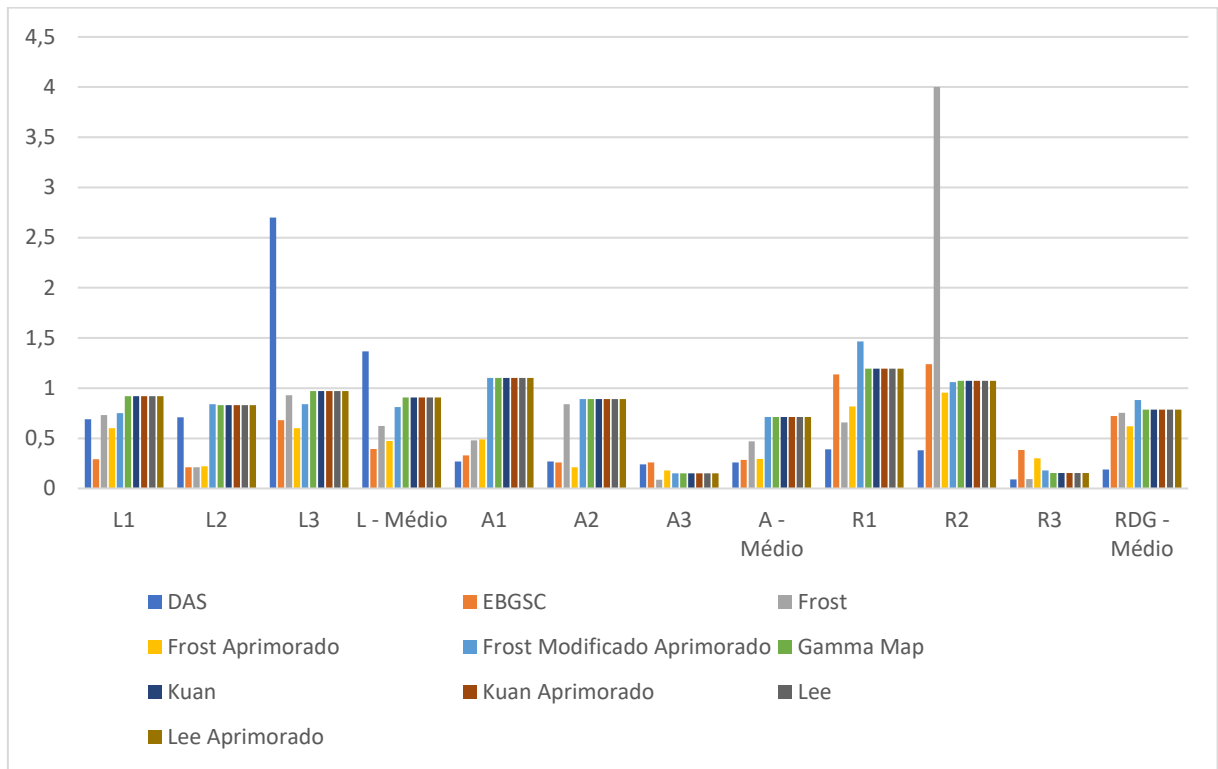
Figura 77 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com um plano de onda. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-KA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-KA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-KA *kernel* 7×7, (f) EBGSC-KA *kernel* 9×9.



Fonte: O autor (2021).

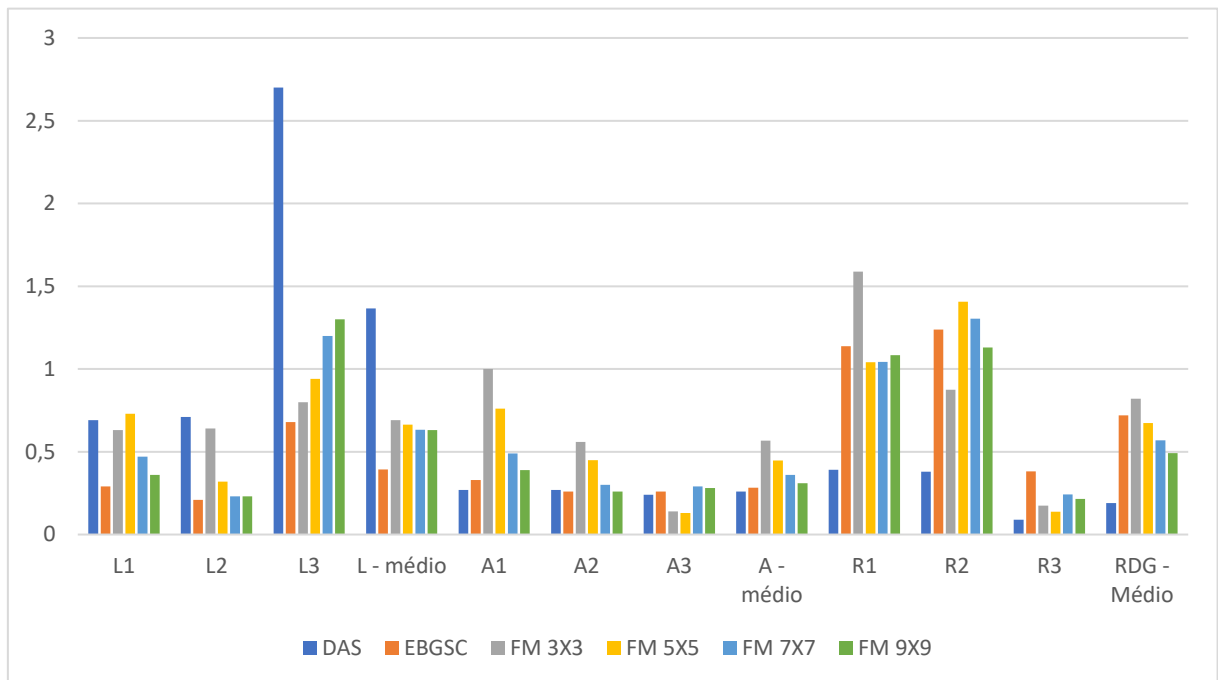
Os resultados para a avaliação da FWHM axial e lateral pode ser visto nas Figuras 114 a 131 do Apêndice C. Como os *beamformers* continuaram a apresentar uma grande distorção na imagem para os *kernels* 5×5, 7×7 e 9×9, novamente foi calculado a FWHM axial e lateral para as regiões R1, R2 e R3 somente para o *kernel* 3×3, Gráfico 17, exceto para o caso do EBGSC-FM, Gráfico 18.

Gráfico 17 – FWHM e RDG para cada região e médio dos filtros adaptativos com *kernel* 3×3 aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com um plano de onda.



Fonte: O autor (2021).

Gráfico 18 – FWHM e RDG para cada região e médio do filtro FM com *kernel* 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados aos sinais ponderados do *beamformer* EBGSC com um plano de onda.



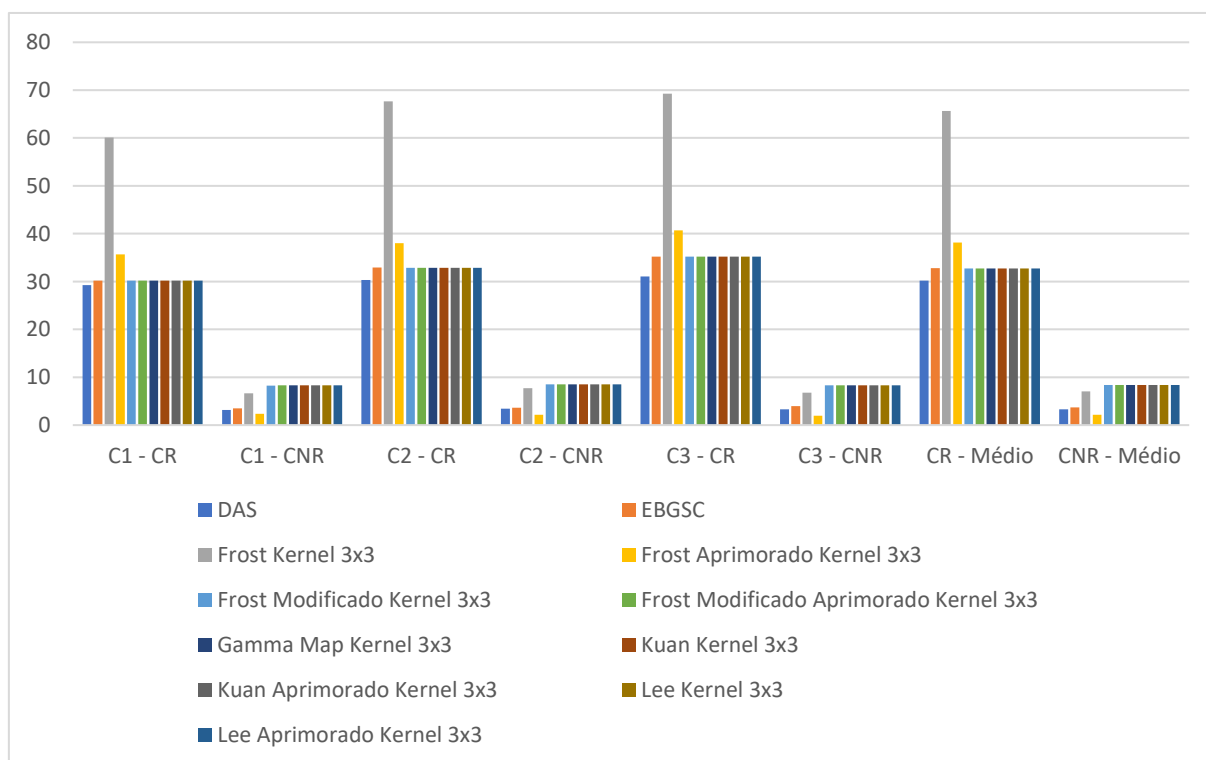
Fonte: O autor (2021).

4.2.2 ANÁLISE DO CONTRASTE E DISTORÇÃO PARA ONZE PLANOS DE ONDAS

O processo foi repetido para onze planos de ondas, as imagens geradas podem ser vistas nos Apêndices A e B. Os resultados são apresentados nos Gráficos 19 para CR e CNR e o *beamformer* EBGSC com o pós-processamento dos filtros e *kernel* 3×3, Gráfico 20 com *kernel* 5×5, Gráfico 21 com *kernel* 7×7 e Gráfico 22 com *kernel* 9×9.

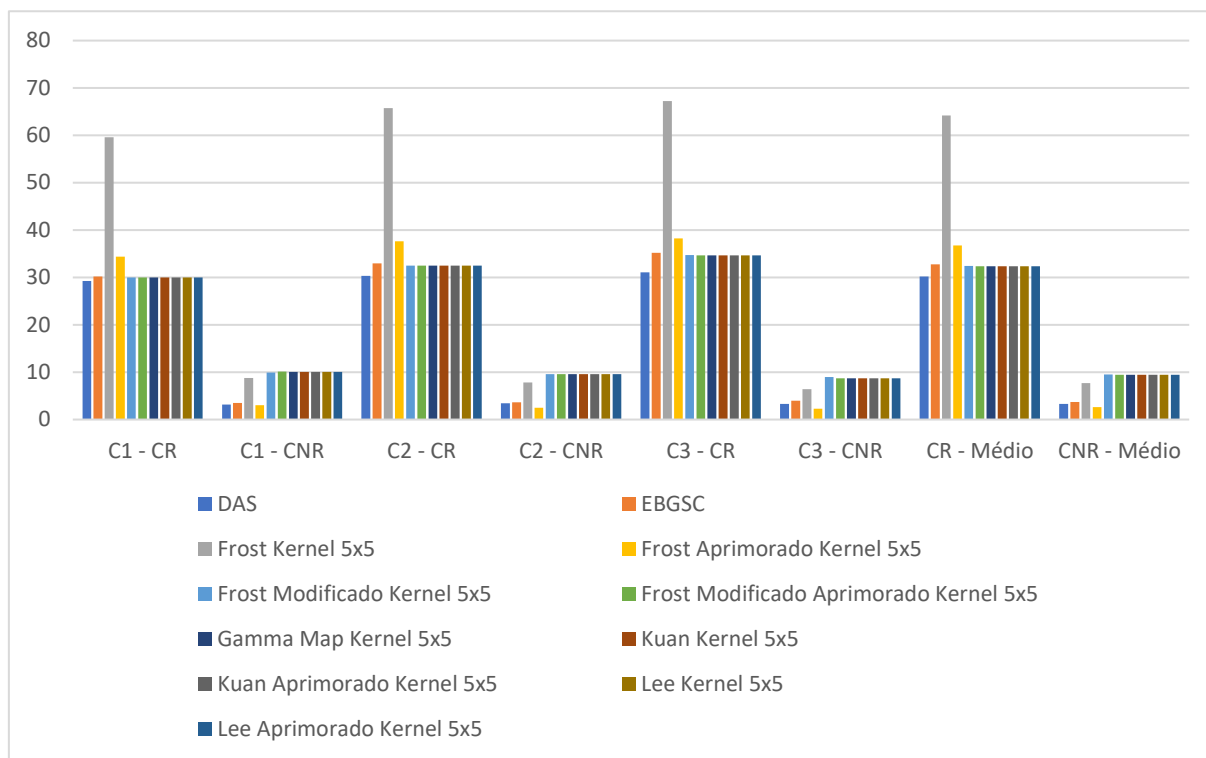
Também foi calculada a FWHM para as regiões R1, R2 e R3 dos filtros utilizando *kernel* 3×3, Gráfico 23, e a resolução para os diferentes *kernel* do EBGSC-FM, Gráfico 24. Os resultados para o processamento dos sinais para esses casos podem ser observados no Apêndice E.

Gráfico 19 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com *kernel* 3×3 aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com onze planos de ondas.



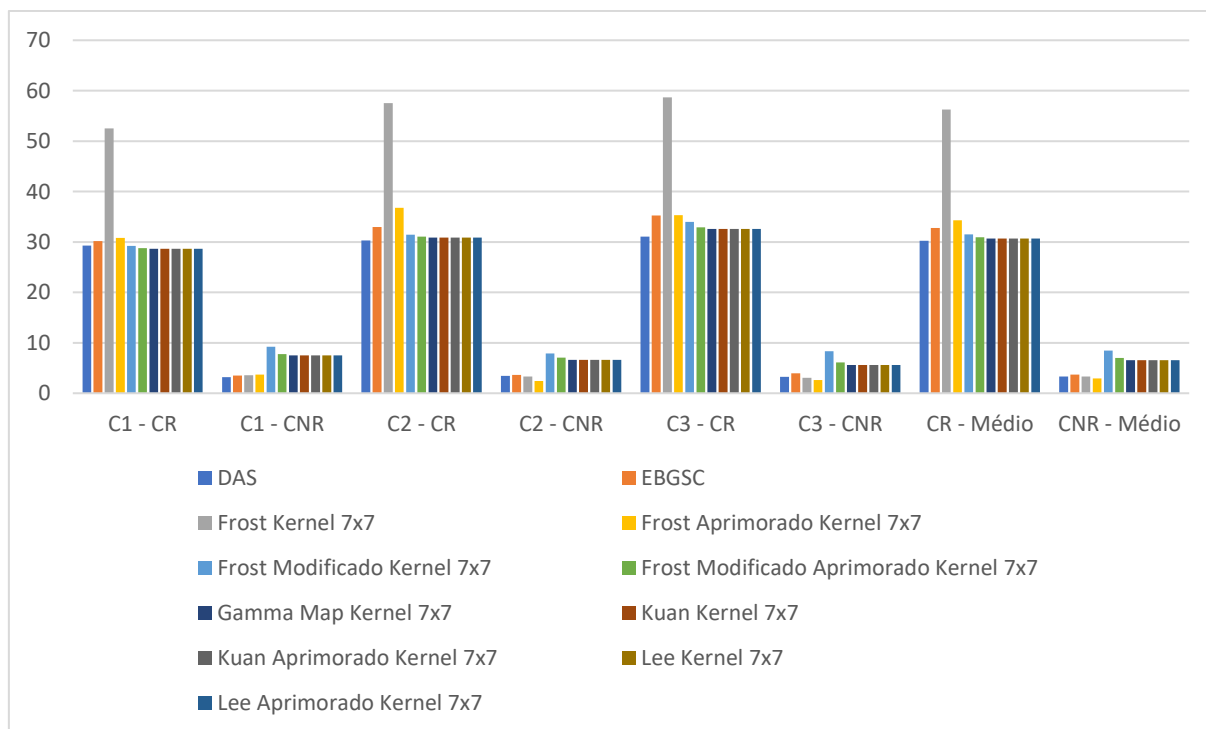
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 20 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 5\times 5$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com onze planos de ondas.



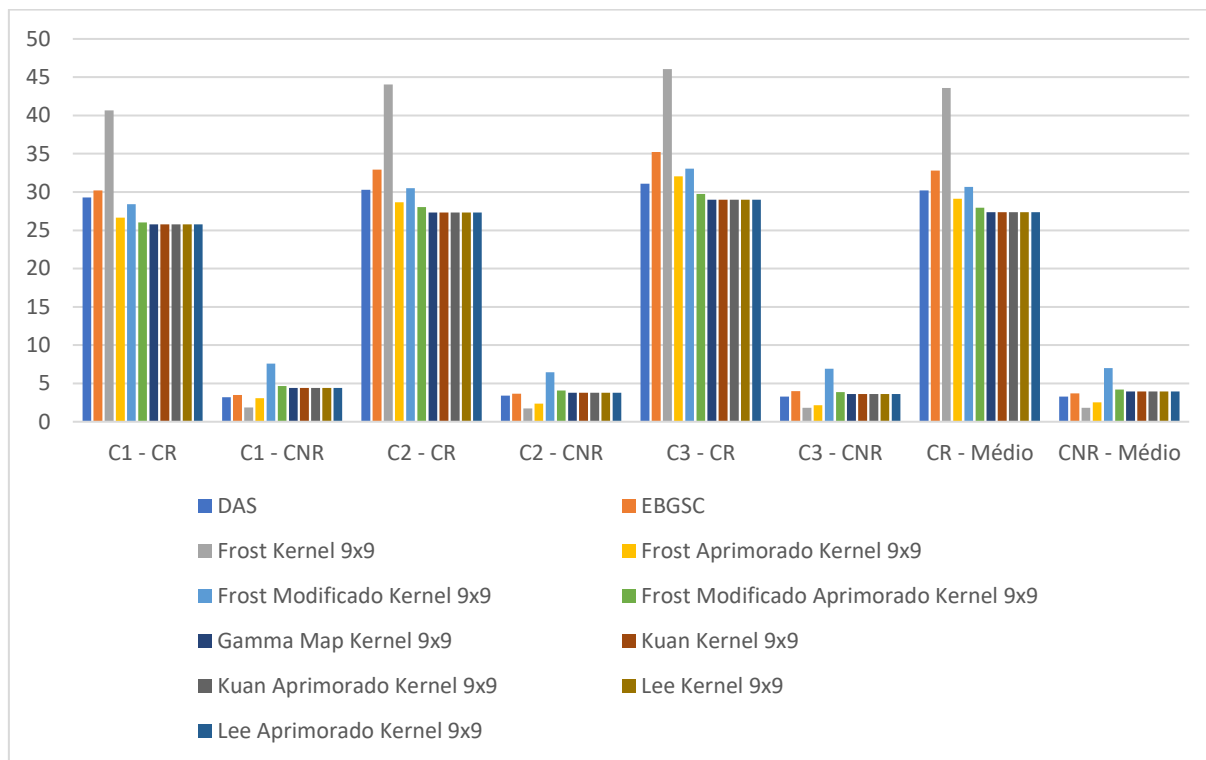
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 21 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 7\times 7$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com onze planos de ondas.



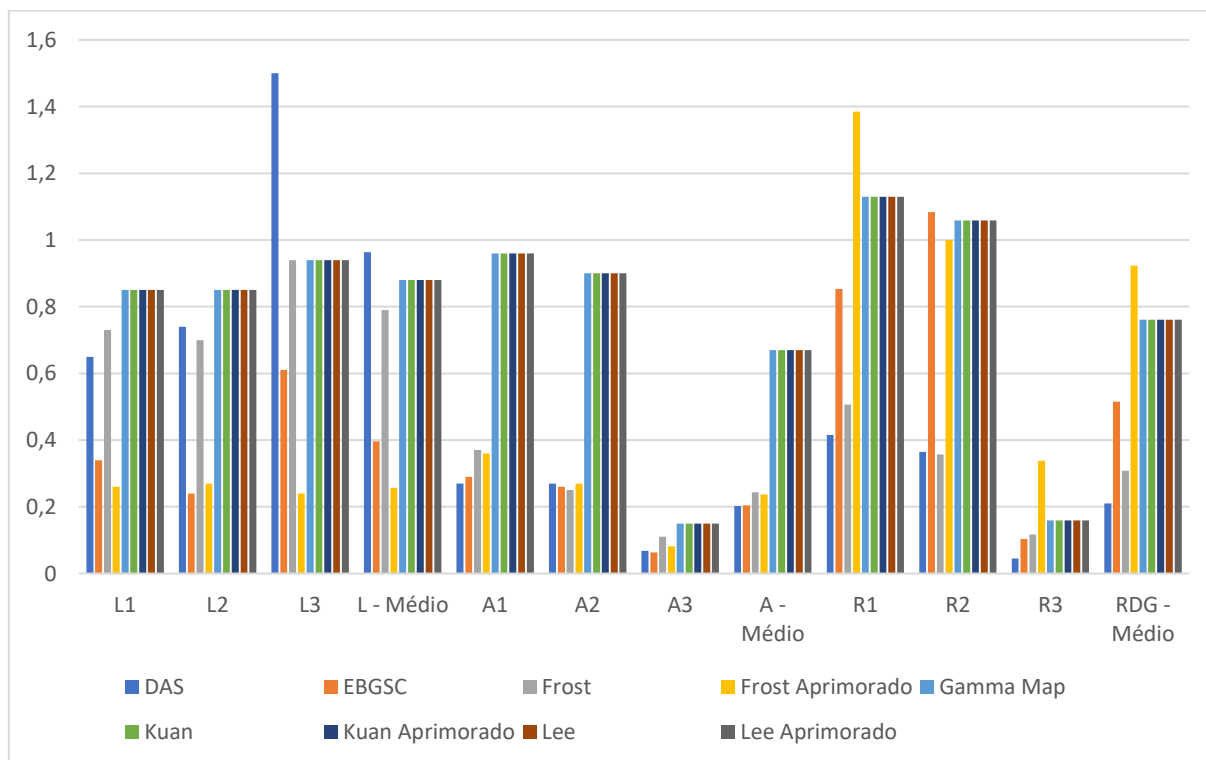
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 22 – CR e CNR das regiões C1, C2 e C3 das imagens dos filtros adaptativos com $kernel\ 9\times 9$ aplicado ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC com onze planos de ondas.



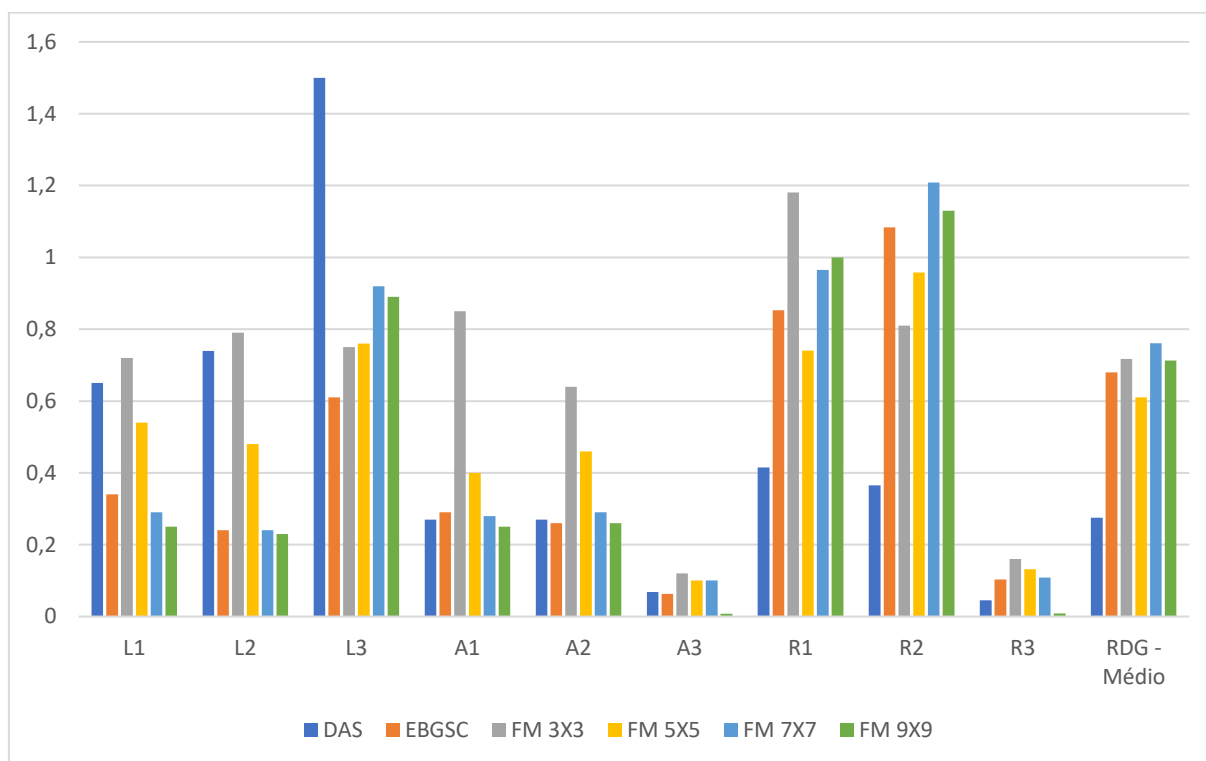
Fonte: O autor (2021).

Gráfico 23 – FWHM e RDG para cada região e médio dos filtros adaptativos com $kernel\ 3\times 3$ aplicados aos sinais ponderados do *beamformer* EBGSC com onze planos de ondas.



Fonte: O autor (2021).

Gráfico 24 – FWHM e RDG para cada região e médio do filtro FM com *kernel* 3×3, 5×5, 7×7 e 9×9 aplicados aos sinais ponderados do *beamformer* EBGSC com onze planos de ondas.



Fonte: O autor (2021).

5 DISCUSSÃO

Os métodos propostos envolvendo a utilização de filtros adaptativos com o sinal ponderado do *beamformer* são relativamente novos e pouco explorados. Apesar de existirem diferentes técnicas para a formação do feixe, esse sinal ponderado não é processado sendo que, normalmente os filtros aplicados nesse trabalho são aplicados diretamente na imagem de ultrassom.

Foi realizado o estudo comparativo entre o número de planos de ondas devido a dois fatores. O primeiro foi devido à qualidade da imagem, pois quanto maior o número de planos de ondas maior qualidade terá a imagem. Porém, quanto maior o número de ondas, maior o recurso computacional para o processamento dos dados e geração da imagem. No computador especificado na seção de materiais e métodos, foram necessários 223,47 segundos para o processamento e geração das imagens utilizando um plano de onda, sem nenhuma angulação, e 2037,98 segundos para o processamento dos dados com onze planos de ondas com cada onda tendo angulações variando de $-2,15^\circ$ com incrementos de $0,43^\circ$ até $+2,15^\circ$.

O método MVGSC-F, usando um plano de onda sem angulação, apresentou um bom desempenho em relação ao contraste quando comparado aos outros métodos. Os contrastes na região C1 foi de 18,23, 13,39, 27,95, 16,23, 13,49, 13,47, 13,47, 13,47, 13,47 e 13,47 para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA, respectivamente, utilizando *kernel* de 3×3 nos filtros adaptativos. Em relação ao método DAS, o método MVGSC-F com *kernel* 3×3 teve um desempenho 53% melhor e 108% melhor que o *beamformer* MVGSC. Comparado com os outros métodos desenvolvidos nesse trabalho utilizando *kernel* 3×3 seu desempenho foi 72% melhor que o método MVGSC-FA e 107% acima dos métodos MVGSC-FM, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L, MVGSC-LA. Na relação contraste-ruído (CNR) da região C1 novamente, comparando o próprio *beamformer* MVGSC e os métodos usando seu sinal ponderado com *kernel* 3×3 , quem teve o maior valor de CNR foi o método MVGSC-F com 2,663. Os outros métodos tiveram um desempenho similar com valor de 2,635 para o método MVGSC-FM, 2,651 para MVGSC-FMA e 2,652 para os métodos MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA. O método MVGSC-FA teve o pior desempenho com 0,7079 e o valor de CNR para a região de C1 do *beamformer* somente foi de 1,472.

Para a região C2 os valores de CR foram de 21,04, 22,91, 45,46, 27,47, 22,72, 22,72, 22,73, 22,73, 22,73, 22,73 e 22,73 e os valores CNR foram 2,371, 2,535, 4,811, 0,9554, 5,757, 5,581, 5,593, 5,593, 5,593, 5,593 e 5,593 para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FM, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA utilizando *kernel* 3×3, respectivamente. Entre esses métodos quem teve maior desempenho em CR foi o método MVGSC-F com aumento no contraste de 116% em relação ao método DAS e 98% ao *beamformer* MVGSC. Os métodos que apresentaram os maiores valores de CNR para a região C2 foram MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA, porém os outros métodos ainda mostraram um aumento significado comparado ao DAS e o MVGSC.

Na região C3, o CR do método MVGSC-F foi de 47,89, 124% maior que o *beamformer* não adaptativo DAS e 101% maior que o método MVGSC. Comparando com os outros métodos utilizando *kernel* 3×3 e um plano de onda seu desempenho foi 95% maior em média. A CNR na região C3 também apresentou significativa melhora com os filtros adaptativos aplicados ao sinal ponderado do *beamformer*, com destaque para o MVGSC-FM com CNR de 5,83, enquanto o método DAS gerou uma CNR de 2,44.

Utilizando onze planos de ondas, com angulação variando de -2.15° a $+2.15^\circ$ e intervalos de $0,43^\circ$, os filtros adaptativos aplicados, com *kernel* de 3×3, ao sinal ponderado do *beamformer* adaptativo MVGSC geraram um CR médio de 65,4, 37,39, 32,65, 32,65, 32,64 32,64 32,64 32,64 e 32,64 para MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FM, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA, respectivamente. Enquanto o método DAS geraram um CR médio de 30,2 e o MVGSC de 32,69. Para CNR os valores gerados foram de 3,29, 3,8, 7,28, 1,72, 8,35, 8,36, 8,37, 8,37, 8,37, 8,37 e 8,37 para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FM, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA, respectivamente. Os métodos MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L e MVGSC-LA tiveram um desempenho 150% melhor em CNR médio que o método DAS e 120% maior que MVGSC, 10% maior que MVGSC-F e apenas 0,2% maior que MVGSC-FM.

Utilizando outros tamanhos de *kernels*, os filtros adaptativos aplicados aos sinais ponderados dos *beamformers* MVGSC e EBGSC se mostraram promissores no aumento de CR e CNR nas regiões C1, C2 e C3, tanto para um plano de onda como para onze planos de ondas. Porém, no teste de resolução aplicado as regiões R1, R2 e R3 esses métodos geraram grande distorção nas imagens, sendo necessário um novo estudo para ver seu desempenho em imagens

in vivo e em imagens com maiores dimensões. Exceto pelo método MVGSC-FM, esse método apresentou o melhor desempenho com *kernel* 5×5 sem distorcer a imagem. O CR médio gerado por esse método com *kernel* 5×5 e um plano de onda, foi de 19,93 e 5,352 para CNR médio. E com onze planos de ondas, o CR gerado foi de 32,36 e CNR de 9,497 gerando o maior valor para CNR sem distorcerem a imagem.

Os filtros adaptativos, com *kernel* de 3×3 , aplicados aos sinais ponderados do *beamformer* EBGSC com um plano de onda geraram um aumento no CR e CNR nas regiões C1, C2 e C3. O método EBGSC-F teve um CR médio de 41,06 enquanto o *beamformer* EBGSC gerou um CR de 20,16. Os outros métodos com os filtros geraram um valor de CR de 20,25, aproximadamente. O maior CNR médio, com *kernel* 3×3 , gerado foi o dos métodos EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L e EBGSC-LA de 4,632, o método EBGSC gerou um CNR médio de 2,27. Os métodos EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FM e EBGSC-FMA geraram um CNR médio de 3,2826, 0,992, 4,618 e 4,628, respectivamente.

Utilizando onze planos de ondas, os filtros adaptativos, com *kernel* de 3×3 , aplicados ao sinal ponderado do *beamformer* EBGSC gerou um CR médio de 30,21, 32,79, 65,66, 38,12, 32,76, 32,77 32,77 32,77 32,77 e 32,77 para os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FM, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L e EBGSC-LA, respectivamente. Para CNR os valores gerados foram, 3,29, 3,709, 7,056, 2,157, 8,368, 8,391, 8,393, 8,393, 8,393, 8,393 e 8,393 para os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FM, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L e EBGSC-LA, respectivamente. Os métodos EBGSC-FM, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L e EBGSC-LA tiveram um desempenho 154% melhor em CNR médio que o método DAS, 126% maior que EBGSC, 18% maior que MVGSC-F.

A FWHM lateral média dos métodos utilizando *kernel* 3×3 e um plano de onda foram de 1,36, 0,36, 0,573, 0,26, 0,84, 0,923, 0,923, 0,923, 0,923, 0,923, 0,39, 0,623, 0,473, 0,81, 0,906, 0,906, 0,906, 0,906 e 0,906 para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L, MVGSC-LA, EBGSC, EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L, EBGSC-LA, respectivamente. O método que gerou a FWHM mais próxima do valor real do alvo de 0,1mm foi o MVGSC-FA, em seguida os *beamformers* MVGSC e EBGSC. Apesar dos outros métodos não possuírem um desempenho tão bom, ainda tem um desempenho melhor que o método DAS, em termos de FWHM.

Para a FWHM axial média foi gerado os seguintes valores: 0,26, 0, 28, 0,57, 0,17, 0,76, 0,76, 0,76, 0,76, 0,28, 0,46, 0,29, 0,71, 0,71, 0,71, 0,71, 0,71 e 0,71, para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L, MVGSC-LA, EBGSC, EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L, EBGSC-LA, respectivamente. Os valores médios da FWHM axial se aproximaram mais do valor real do alvo de 0,1mm que a FWHM lateral. Ainda assim, os *beamformer* MVGSC e EBGSC geraram os valores mais próximos do real. A RDG dos métodos propostos neste trabalho teve seu valor mais próximo de 1, que os métodos DAS, MVGSC e EBGSC, apresentando uma FWHM axial e lateral parecidas.

Os métodos MVGSC-FM e EBGSC-FM geraram imagens sem distorção com outros *kernels*. Entre os *kernels* aplicados de 3×3 , 5×5 , 7×7 e 9×9 nos dois métodos, o que apresentou o tamanho mais próximo do alvo real, com um plano de onda, foi o MVGSC-FM, com uma FWHM axial de 0,44 e lateral de 0,66.

Usando onze planos de ondas, com angulações diferentes, os métodos MVGSC e EBGSC geraram uma FWHM axial e lateral mais próxima do valor real, do que os métodos com os filtros adaptativos aplicados aos sinais ponderados, porém os valores gerados foram mais próximos do que com uma frente de onda. Os valores para FWHM axiais gerados foram de 0,20, 0,23, 0,32, 0,23, 0,51, 0,69, 0,69, 0,69, 0,69, 0,69, 0,20, 0,24, 0,23, 0,67, 0,67, 0,67, 0,67 e 0,67 para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L, MVGSC-LA, EBGSC, EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L, EBGSC-LA, respectivamente. Para as FWHM axiais os valores foram de 0,96, 0,38, 0,71, 0,57, 0,87, 0,87, 0,87, 0,87, 0,87, 0,87, 0,39, 0,79, 0,25, 0,88, 0,88, 0,88, 0,88 e 0,88 para os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F, MVGSC-FA, MVGSC-FMA, MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L, MVGSC-LA, EBGSC, EBGSC-F, EBGSC-FA, EBGSC-FMA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L, EBGSC-LA, respectivamente.

Os métodos MVGSC-FA, EBGSC-FA, EBGSC-FMA e EBGSC-FMA não se mostraram promissores em comparação aos outros pós-filtros estudados, pela geração de ruído indesejado na imagem.

Dentre todos os métodos desenvolvidos, os métodos MVGSC-FM e EBGSC-FM, apesar de ter CR para as regiões C1, C2 e C3 com valores próximos dos *beamformers* sem os filtros, seus valores de CNR com o *kernel* 5×5 foram os maiores dentre os métodos

desenvolvidos neste trabalho e também possuindo as FWHM axial e lateral mais próximas dos valores reais do alvo entre os métodos.

Os métodos MVGSC-F e EBGSC-F com apenas um plano de onda sem angulação, foi capaz de gerar imagens com maior valor de CR para as regiões C1, C2 e C3 que os métodos DAS, MVGSC e EBGSC utilizando onze planos de ondas, economizando 1814,55 segundos de processamento.

Os *beamformers* MVGSC-GM, MVGSC-L, MVGSC-LA, MVGSC-K, MVGSC-KA, EBGSC-GM, EBGSC-L, EBGSC-LA, EBGSC-K, EBGSC-KA tiveram todos valores muito próximos entre eles em CR, CNR, FWHM axial e FWHM lateral para os respectivos *kernel*. Em geral, seu desempenho não se destacou tanto em CR para as regiões C1, C2 e C3, porém os CNRs desses métodos foram superiores diminuindo o ruído das imagens.

Os métodos desenvolvidos neste trabalho se mostraram promissores para a formação de imagens médicas de ultrassom, comparando com o trabalho correlato de Neves (2020), em que os filtros Lee, Kuan e Wiener foram aplicados no cálculo da ponderação do sinal, os valores gerados de CR médio com onze planos de ondas foram de 32,56, 24,18 e 51,3 para a ponderação do *beamformer* EBGSC com Lee, Kuan e Wiener, respectivamente, e com CNR médio de 3,67, 2,351 e 2,813, respectivamente. Com exceção dos métodos MVGSC-FA e EBGSC-FA, os outros métodos tiveram um desempenho superior para CNR. O CR médio do filtro Wiener aplicado à ponderação do sinal teve um desempenho melhor que os filtros desenvolvidos neste trabalho aplicados ao sinal ponderado, com exceção do método EBGSC-F e MVGSC-F.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho propôs uma melhoria na geração de imagens de ultrassom com ondas planas através da combinação de dois diferentes *beamformer* (MVGSC e EBGSC) e a utilização de filtros adaptativos no sinal ponderado para a formação da imagem.

Os pós-filtros aplicados aos *beamformers* MVGSC e EBGSC não apresentaram grande diferença em contraste se compararmos a mesma técnica com o mesmo tamanho de *kernel* porém aplicado aos sinais ponderados diferentes dos *beamformers*.

Os métodos MVGSC-F e EBGSC-F com uma frente de onda foram capazes de gerar uma imagem com valores de CR tão bons quantos os valores de CR do DAS, MVGSC e EBGSC utilizando onze planos de ondas, sendo esses dois os métodos estudados que mais se destacaram em relação aos outros em relação ao aumento do contraste e conseguindo melhorar a imagem com menor recurso computacional.

O MVGSC-FA e EBGSC-FA foi o método que apresentou os maiores erros nesse trabalho. Apesar de melhorar o CR, sua utilização gerou ruídos indesejados nas imagens diminuindo o CNR se demonstrando inviável.

Os outros métodos estudados não se destacaram em CR, tendo C1-CR, C2-CR e C3-CR próximos aos próprios *beamformer* sem a utilização dos pós-filtros ao sinal ponderado. Entretanto, seus desempenhos foram superiores em C1-CNR, C2-CNR e C3-CNR, mostrando a diminuição dos ruídos nas imagens.

Com exceção do MVGSC-FM e EBGSC-FM, todos os outros métodos desenvolvidos apresentaram grande distorção para os *kernels* 5×5 , 7×7 e 9×9 para a imagem de 128×128 pixels. Os métodos MVGSC-FM e EBGSC-FM tiveram um comportamento semelhante tendo a FWHM lateral mais próxima ao valor real do alvo que o método DAS, porém os métodos MVGSC e o EBGSC se aproximaram mais de 0,1mm. Para a FWHM axial foram menos precisos que os três *beamformer*, contudo os métodos propostos apresentaram os melhores RDG.

O grande destaque no parâmetro da resolução foram os *beamformer* MVGSC-FM e EBGSC-FM, principalmente utilizando o *kernel* 9×9 , que apresentou uma FWHM axial mais precisa dentre todos os outros métodos e uma FWHM lateral muito próxima do que os *beamformers* MVGSC e EBGSC, como também, tendo um melhor desempenho no RDG.

Os métodos MVGSC-GM, MVGSC-K, MVGSC-KA, MVGSC-L, MVGSC-LA, EBGSC-GM, EBGSC-K, EBGSC-KA, EBGSC-L e EBGSC-LA se mostraram promissores para a formação de imagens de ultrassom. Os destaques foram os métodos MVGSC-Frost e EBGSC-F que obtiveram um grande ganho de contraste e os métodos MVGSC-FM e EBGSC-FM que alcançaram os melhores desempenhos de resolução.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros, sugere-se:

- Pesquisar e comparar os *beamformers* com filtros adaptativos em imagens adquiridas *in vivo*;
- Pesquisar, implementar e aplicar outros *beamformers* com os filtros adaptativos estudados;
- Pesquisar, implementar e aplicar outros filtros adaptativos aos *beamformers* MVGSC e EBGSC;
- Avaliar o desempenho dos métodos em imagens maiores que 128x128 pixels;
- Implementar *kernel* adaptativo nos filtros adaptativos ao sinal ponderado;
- Aplicar o conceito de regiões homogêneas e heterogêneas nos *beamformers*;
- Pesquisar o desempenho dos filtros adaptativos espaciais com o *beamformer Dominant Mode Rejection*;
- Pesquisar o desempenho dos filtros adaptativos espaciais em outros modos de transmissão diferente do *Plane Wave Compounding* (PWC) como por exemplo, *Sythetic Transmit Apertura* (STA), *Focused Transmit Apertura* (FTA), *Diverging Wave Compounding* (DWC), *Retrospective Transmit Aperture* (RTA) entre outras;
- Implementar os métodos desenvolvidos em Unidades de Processamento Gráfico para avaliar seu desempenho na execução deles em tempo real.

REFERÊNCIAS

- ALLEMAN, G.; PELT, M. M. J. M.; GROVES, R. M. **Air-Coupled Ultrasound For Damage Detection In CFRP Using Lamb Waves And Ultrasonic Verification**. 2014, 25th International Conference on Adaptive Structures and Technologies. Hague, Holand.
- ANGELSEN, B. **Ultrasound Imaging: Waves, Signals, and Signal Processing**. 1.ed. Trondhei, Noruega. Elsevier Inc, 2000.
- 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.
- BAFARAJ, A. S. **Performance Analysis of Best Speckle Filter for Noise Reduction in Ultrasound Medical Images**. 2019. International Journal of Applied Engineering Research. vol 4, no6, pp 1340-1351. 2019.
- BENES, R.; RIHA, K. **Medical Image Denoising by Improved Kuan Filter**. Advances in Electrical and Electronic Engineering. 2012.
- BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems**. 3.ed. Boca Raton: CRC Press 2006.
- ENSMINGER, D.; BOND, L. J. **Ultrasonics: Fundamentals, Technologies, and Applications**. 3.ed. Boca Raton: CRC Press, 24 de outubro de 2011.
- 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.
- HEDRICK, W. R.; HYKES, D. L.; STARCHMAN, D. E. **Ultrasound Physics and Instrumentation**. Missouri: Mosby Inc., 382. 1995.
- IOWA STATE UNIVERSITY. **Nondestructive Evaluation Techniques**. Disponível em: <<https://www.nde-ed.org/NDETechniques/Ultrasonics/EquipmentTrans/radiatedfields.xhtml>> Acesso em 30 de junho de 2021.
- JAPREET, K.; JASDEEP, K.; MANPREET, K. **Survey of Despeckling Techniques for Medical Ultrasound Images**. International Journal of Computer Technology and Applications, vol 2, pp1003-1007. 2011.
- 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.; 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.
- JINXIN, Z.; YUANYUAN, W.; JINHUA, Y.; WEI, G.; TIANJIE, L.; YONG-PING, Z.; **Subarray Coherence Based Postfiler for Eigspace Based Minimum Variance Beamformer in Ultrasound Plane-Wave Imaging**. Ultrasonics, Elsevier, vol 65, p23-33, 2016

- KUAN, D. T.; SAWCHUK, A. A.; STRAND, T. C.; CHAVEL, P. **Adaptive Restoration of Images with Speckle**. 1987, IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol ASSP-35, no10. 1987.
- KUTRUFF, H. **Ultrasonics Fundamentals and Applications**. London, Elsevier Applied Science LTD, 1991.
- LIEBGOTT, G.; RODRIGUEZ-MOLARES, A.; CERVENANSKY, F.; JENSEN, J. A.; BERNARD, O. **Plane-Wave Imaging Challenge in Medical Ultrasound**. 2016 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), p1-4, 2016.
- LOPES, A.; TOUZI, R.; NEZRY, E. **Adaptive Speckle Filters and Scene Heterogeneity**. 1990, IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, vol 28, no6, pp 992-100. 1990.
- MACCALLUM, K. **Pros and Cons of Two Popular Ultrasound Signal Processing Techniques**. StarFish Medical, 2021. Disponível em: <<https://starfishmedical.com/blog/pros-cons-two-popular-ultrasound-signal-processing-techniques/>>. Acesso em: 30 de junho de 2021.
- MAIA, J. M. **Apostila de Ultrassom**. 2004.
- MONTALDO, G.; TANTER, M.; BERCOFF, J.; BENECH, N.; FINK, M. **Coherent Plane-Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography and Transient Elastography**. 2009, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. Vol 56, no53. 2009.
- MURTAZA, A.; DAVE M.; UDAYAN D. **Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging**. Dallas, Texas. Texas Instruments Incorporated. 2008.
- NEVES, L.C. **Implementação de *beamformer* adaptativo combinado com generalized sidelobe canceller e filtros para geração de imagens de ultrassom com ondas planas**. Dissertação (Mestrado) - - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 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/>. Acesso em 30 de agosto de 2021.
- SCHIEFLER JUNIOR, N.T. **Geração de Imagens por Ultrassom Utilizando as Técnicas Sparse Arrays e Plane Wave**. 2018. 126 f. Tese (Doutorado) – Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2018.
- SHUNG, K. K. **Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements**. 2006.
- SIVAKUMAR, R.; GAYATHRI, M. K.; NEDUMARAN, D. **Speckle Filtering of Ultrasound B-Scan Images: A comparative Study Between Spatial and Diffusio Filters**. 2010, IEEE Conference on Open Systems. 2010.
- SUN, Z.; ZHANG, Z.; CHEN, Y.; LIU, S.; SONG, Y. **Frost Filtering Algorithm of SAR Images With Adaptive Windowing and Adaptive Tuning Factor**. 2019, IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters. 2019.
- SYNNEVAG, J. F.; AUSTENG, A.; HOLM, S. **Adaptive *Beamformer* Applied to Medical Ultrasound Imaging**. 2007, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol 54, no8. 2007.

SZASZ T. **Advanced *beamformer* techniques in ultrasound imaging and the associated inverse problems.** 2016. 170. Medical Imaging. Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier), 2016.

WANG, P.; LI, N.; LUO, H.; ZHU, Y. K.; CUI, S. G. **Generalized Sidelobe Canceller *Beamformer* Method for Ultrasound Imaging.** The Journal of the Acoustical Society of America 141. 2017)

WEBB, S. **The physics of medical imaging.** CRC Press, p. 633, 1988.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation – Application and Design.** 4th. Ed. John Wiley & Sons, Inc, 2010.

WELLS, P. **Biomedical Ultrasonics.** London, Academic Press Inc, 1977.

WONSEOK, L.; YONGRAE, R. **Ultrasonic Transducers for Medical Diagnostic Imaging.** Korean Society of medical and Biological Engineering, 2017.

YANG, D. M. **Plane Wave Ultrasound Imaging Using Synthetic Apertura Image Reconstruction Techniques.** 2013. Thesis Master Of Science in the Program of Biomedical Physics, University of Western Ontario, London, Ontario, Canada, 2013.

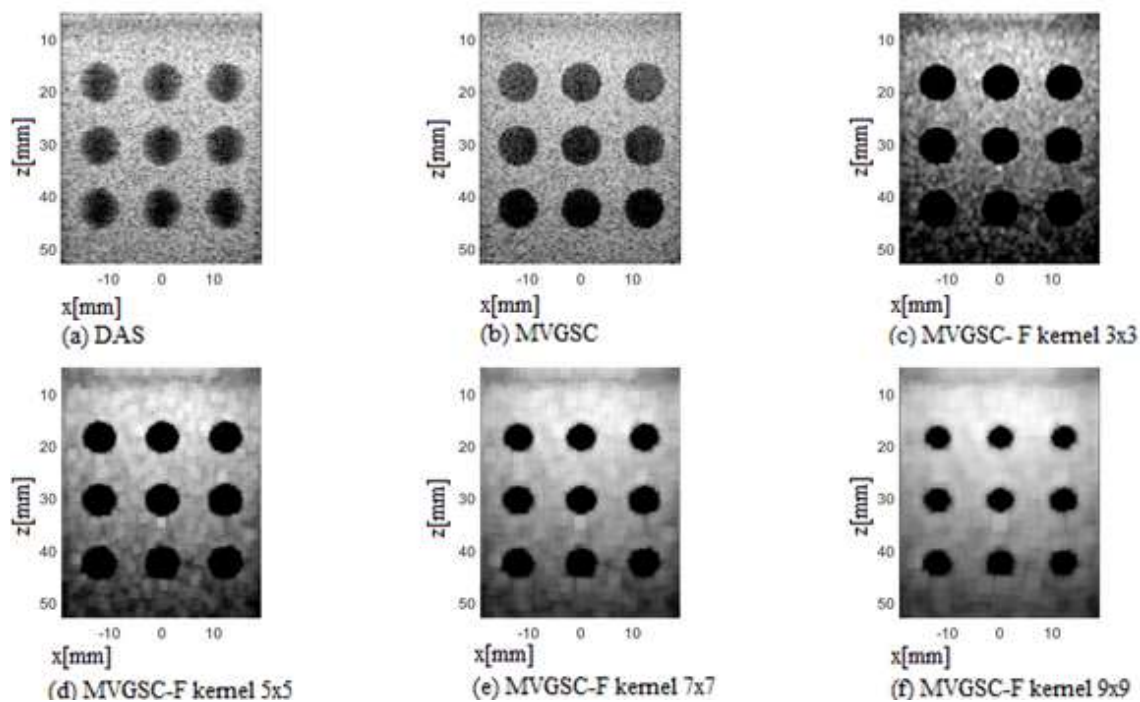
ZAGZEBSKI, J. A. **Physics and Instrumentation in Doppler and B-mode Ultrasonography.** Radiology Key: Fastest Radiology Insight Engine, 2016. Disponível em: <<https://radiologykey.com/physics-and-instrumentation-in-doppler-and-b-mode-ultrasonography/>>. Acessado em: 30 de junho de 2021.

ZIMBICO, A. J.; GRANDO, D. W.; SCHNEIDER, F. K.; MAIA, J. M.; ASSEF, A. A.; JUNIOR, N. S.; COSTA, E. T. **Eigenspace Generalized Sidelobe Canceller Combined with SNR Dependent Coherence Factor for Plane Wave Imaging.** BioMedical Engineering OnLine. 2018.

APÊNDICES

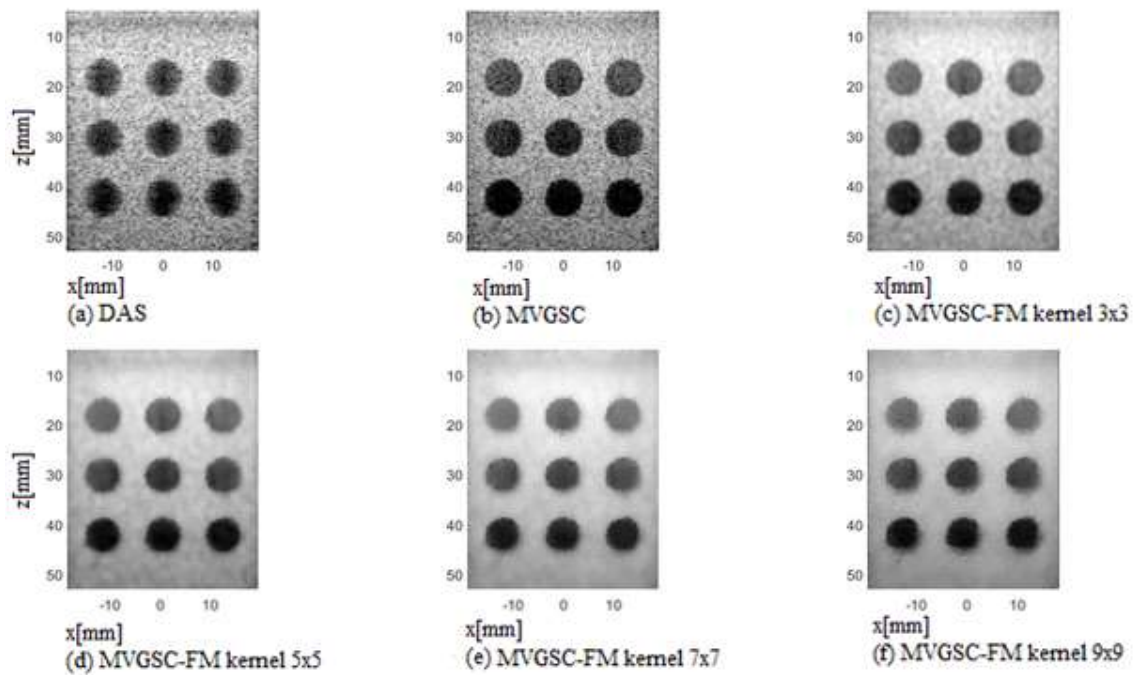
APÊNDICE A - RESPOSTA DO *BEAMFORMER* MVGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS EM SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS PARA ANÁLISE DE CONTRASTE E RESOLUÇÃO

Figura 78 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-F *kernel* 3×3, (d) MVGSC-F *kernel* 5×5, (e) MVGSC-F *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-F *kernel* 9×9



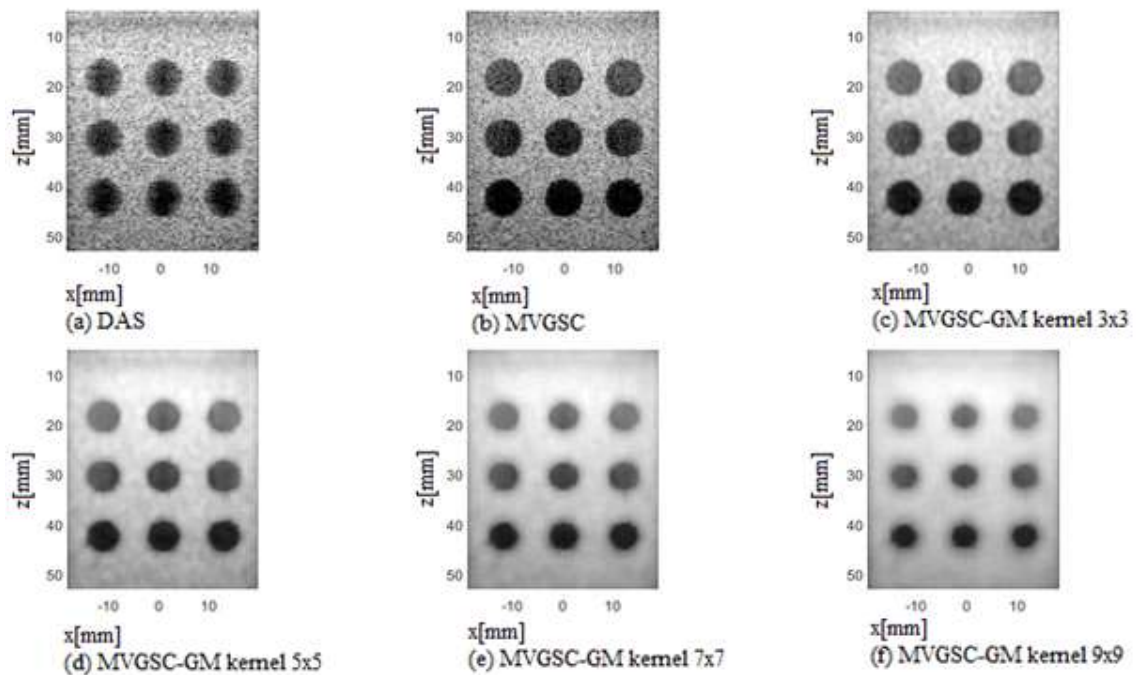
Fonte: O autor (2021).

Figura 79 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FM *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-FM *kernel* 9×9



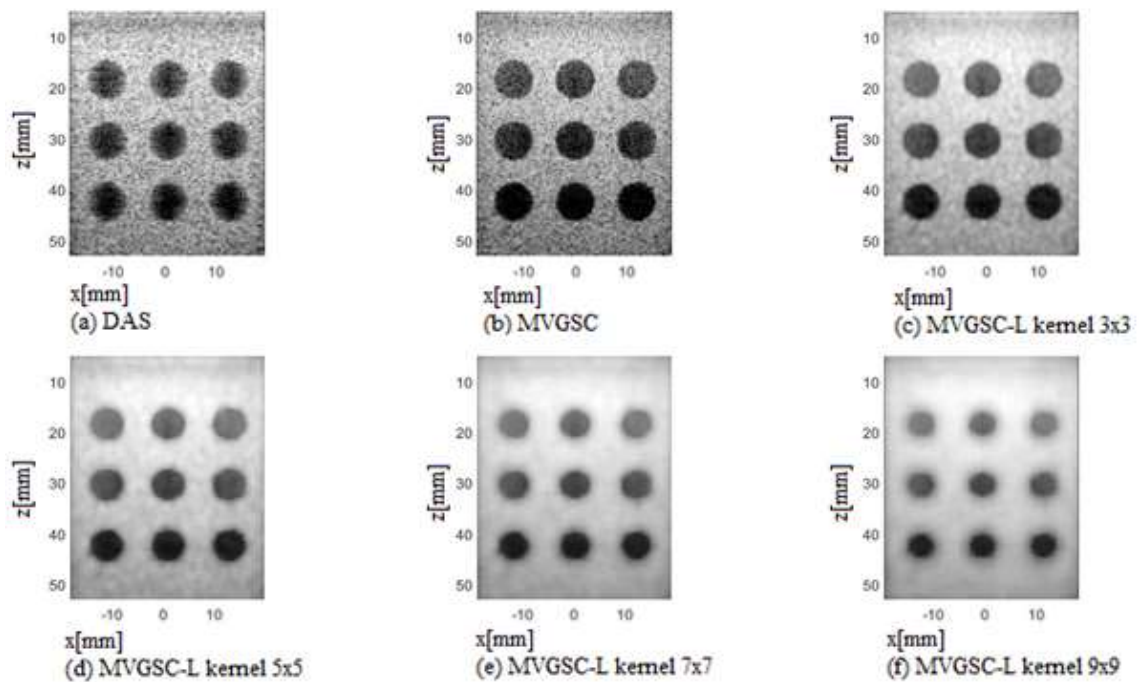
Fonte: O autor (2021).

Figura 80 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-GM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-GM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-GM *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-GM *kernel* 9×9



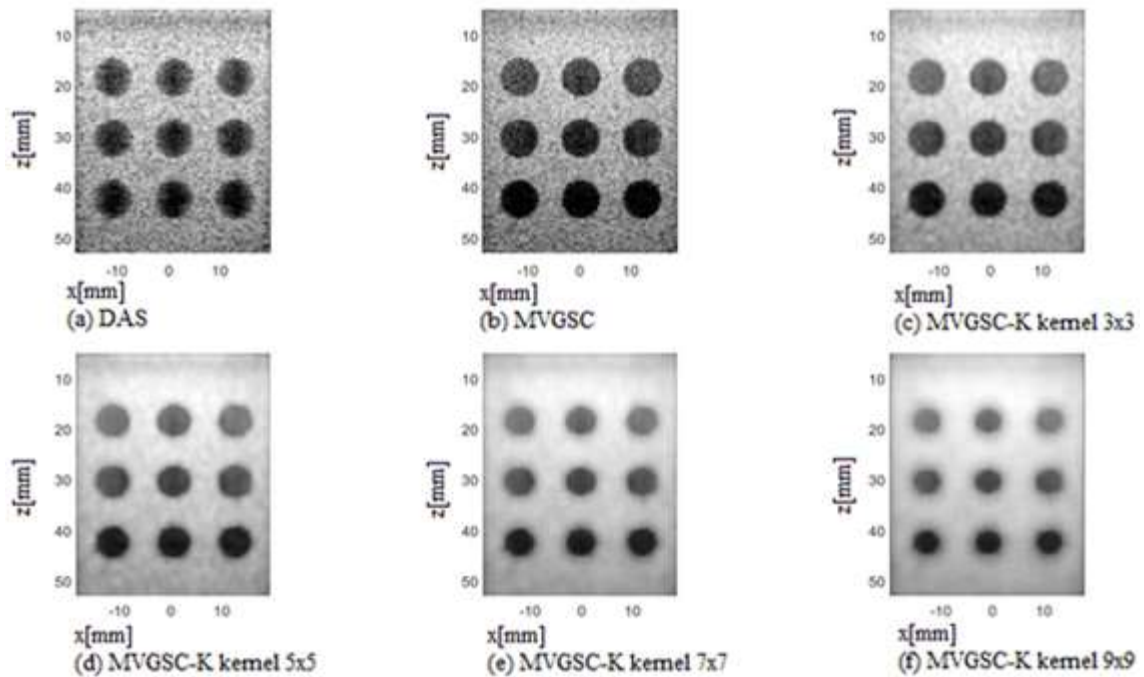
Fonte: O autor (2021).

Figura 81 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-L *kernel* 3x3, (d) MVGSC-L *kernel* 5x5, (e) MVGSC-L *kernel* 7x7 e (f) MVGSC-L *kernel* 9x9



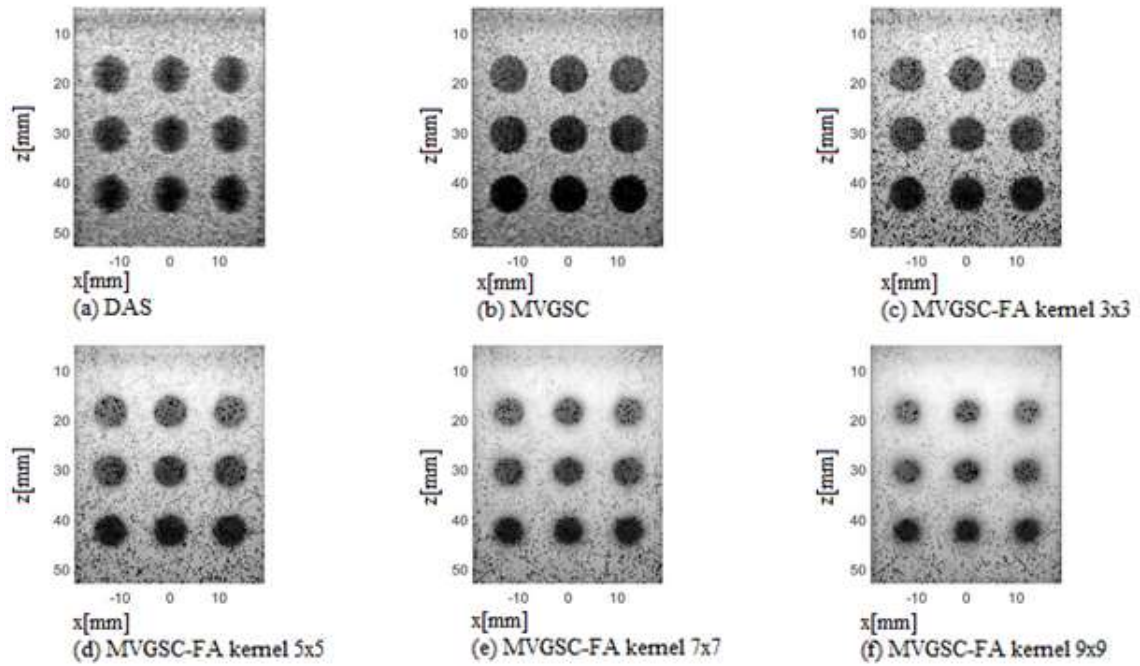
Fonte: O autor (2021).

Figura 82 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-K *kernel* 3x3, (d) MVGSC-K *kernel* 5x5, (e) MVGSC-K *kernel* 7x7 e (f) MVGSC-K *kernel* 9x9



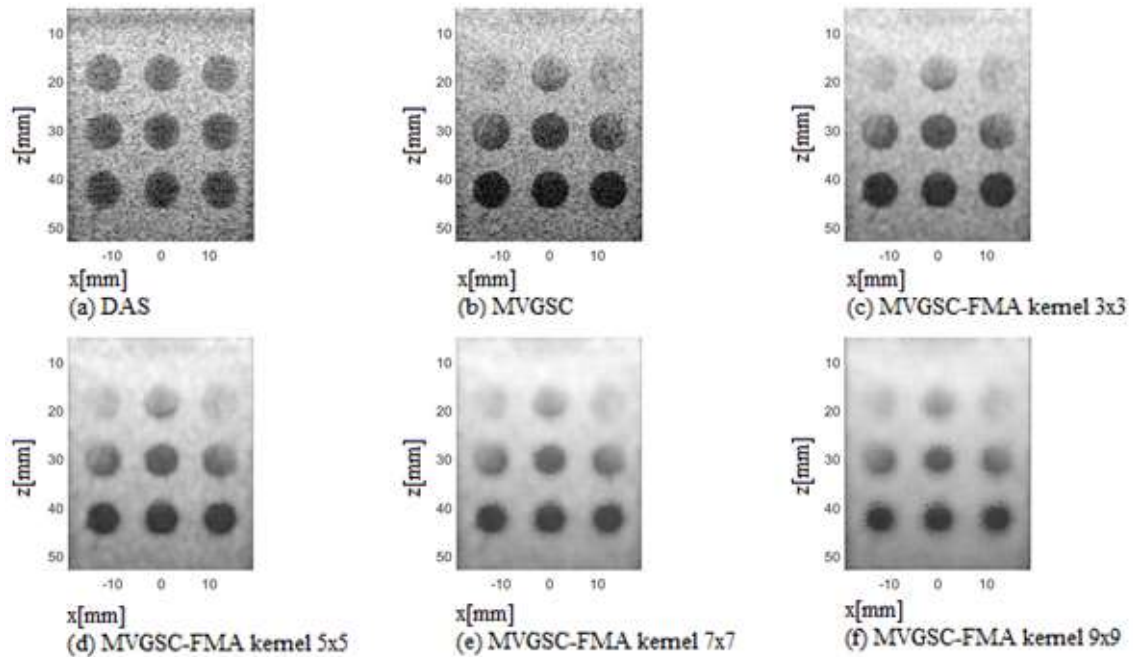
Fonte: O autor (2021).

Figura 83 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-FA *kernel* 9×9



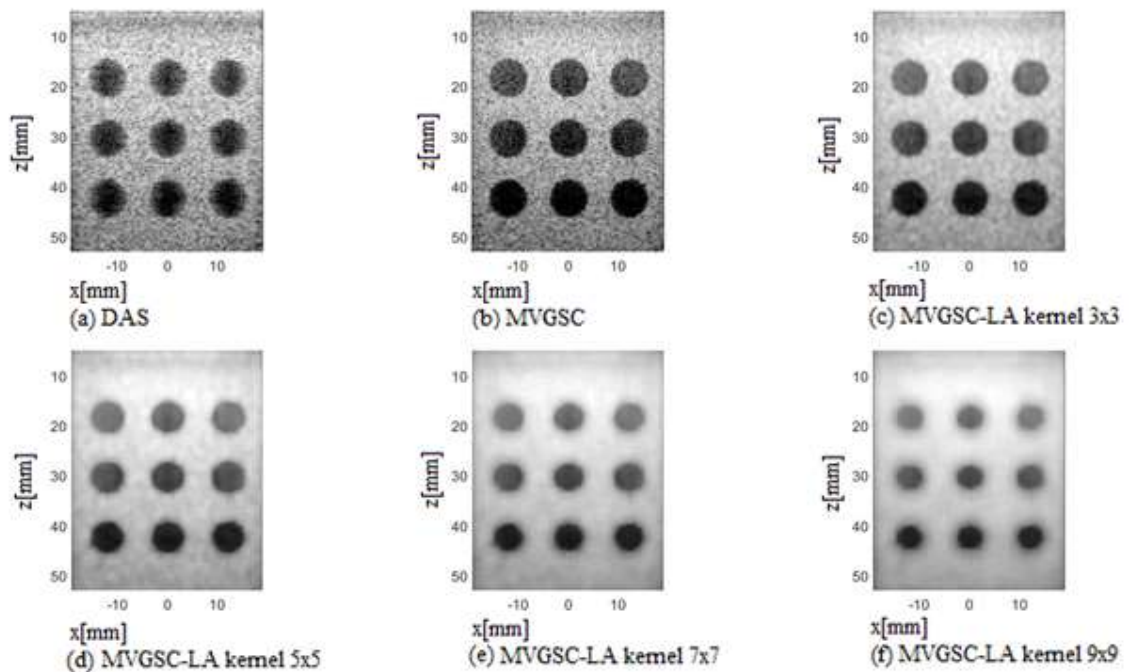
Fonte: O autor (2021).

Figura 84 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FMA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC-FMA *kernel* 9×9



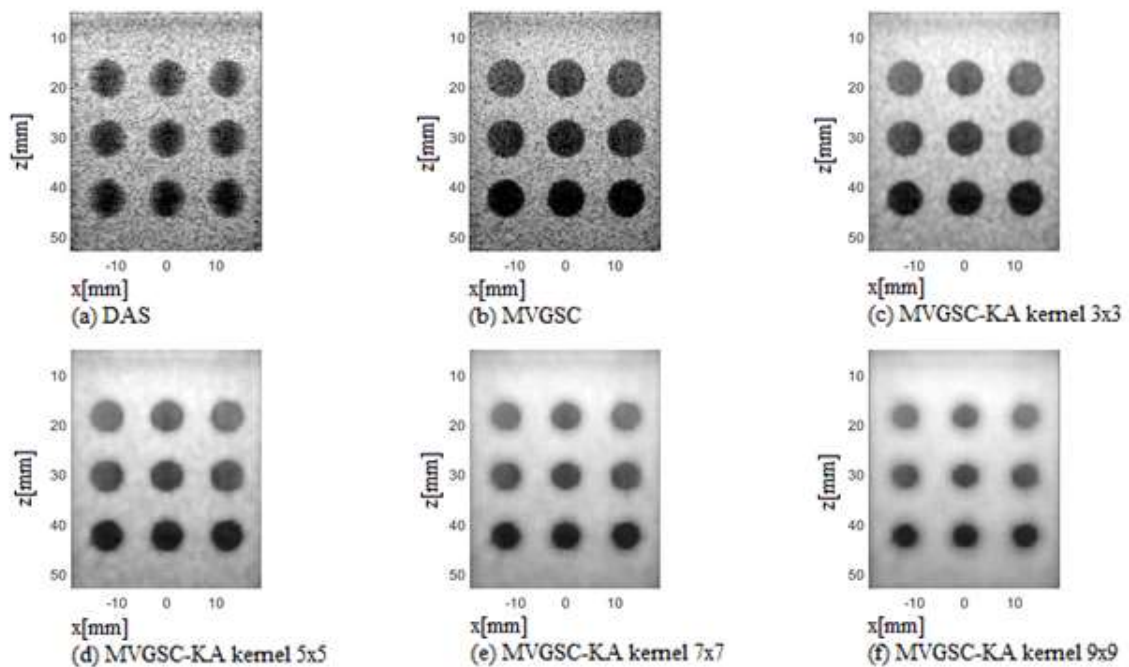
Fonte: O autor (2021).

Figura 85 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–LA *kernel* 3×3, (d) MVGSC–LA *kernel* 5×5, (e) MVGSC–LA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC–LA *kernel* 9×9



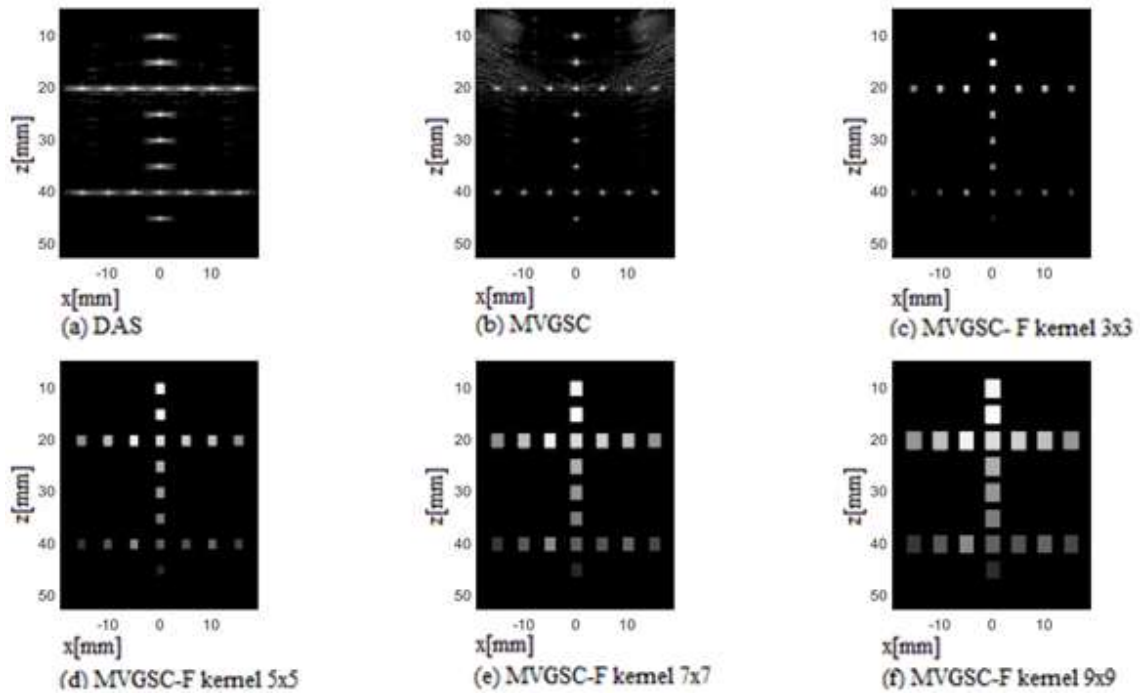
Fonte: O autor (2021).

Figura 86 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–KA *kernel* 3×3, (d) MVGSC–KA *kernel* 5×5, (e) MVGSC–KA *kernel* 7×7 e (f) MVGSC–KA *kernel* 9×9



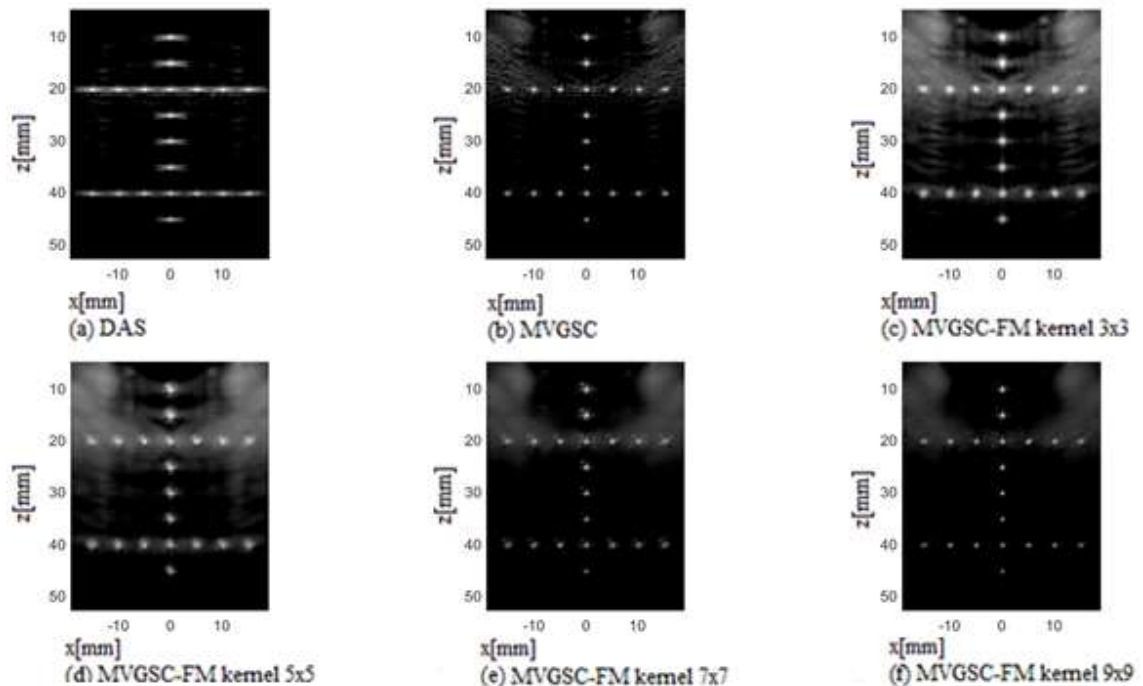
Fonte: O autor (2021).

Figura 87 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-F *kernel* 3×3, (d) MVGSC-F *kernel* 5×5, (e) MVGSC-F *kernel* 7×7, (f) MVGSC-F *kernel* 9×9



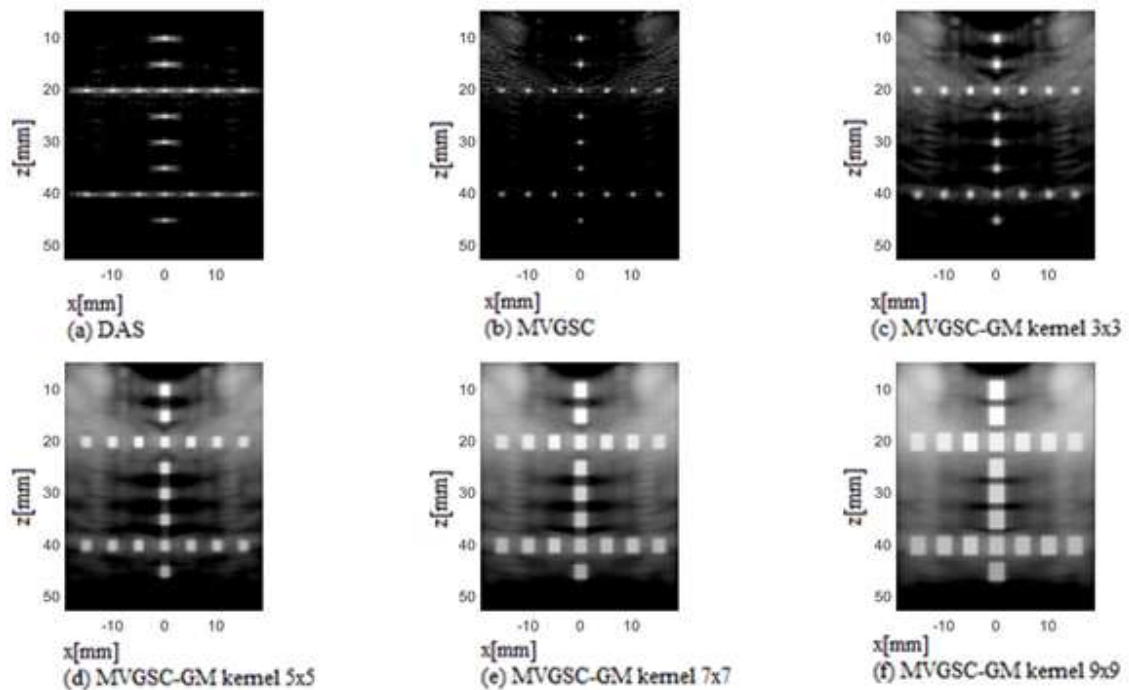
Fonte: O autor (2021).

Figura 88 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FM *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FM *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FM *kernel* 7×7, (f) MVGSC-FM *kernel* 9×9



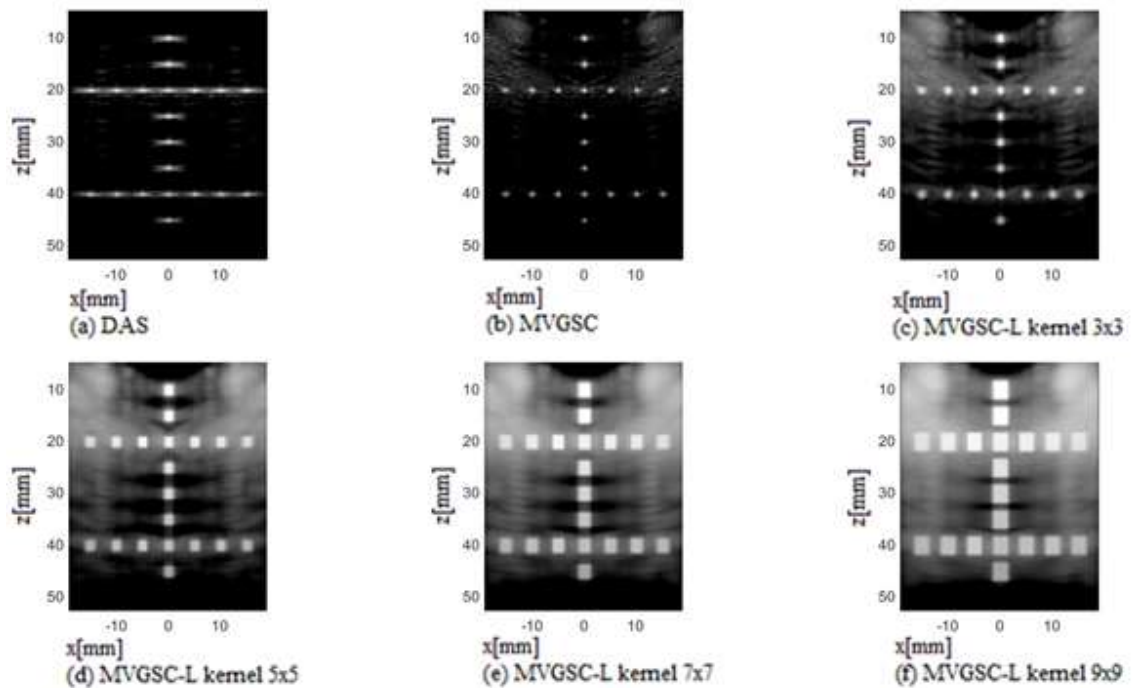
Fonte: O autor (2021).

Figura 89 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção em 1 planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–GM *kernel* 3×3, (d) MVGSC– GM *kernel* 5×5, (e) MVGSC GM *kernel* 7×7, (f) MVGSC–GM *kernel* 9×9



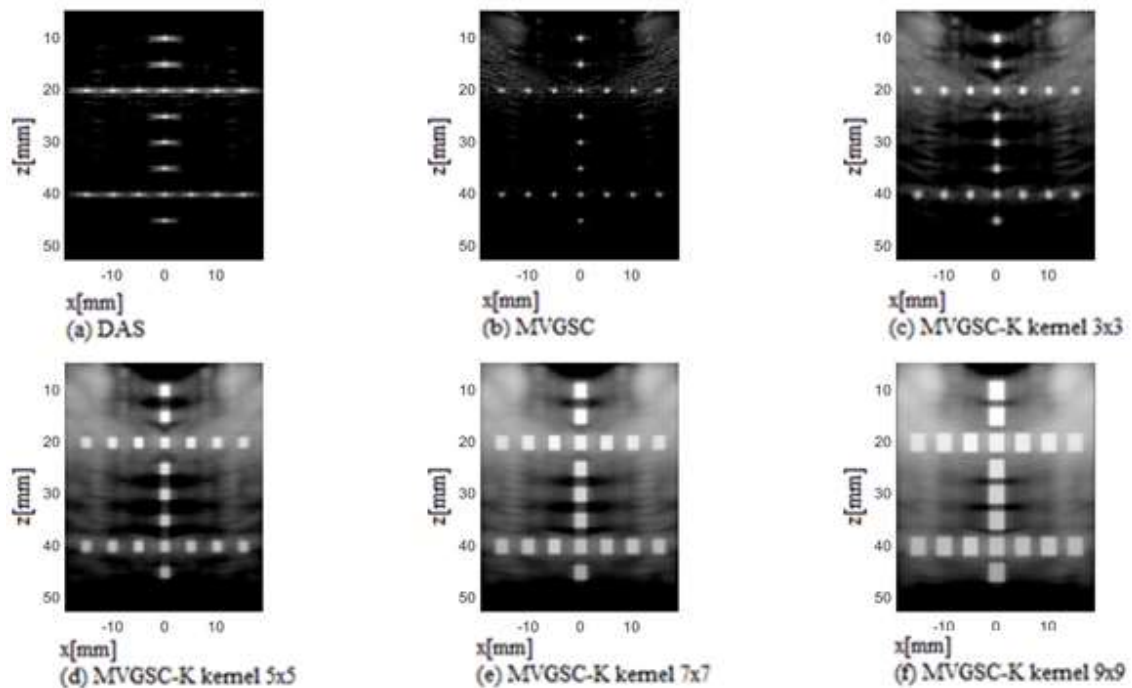
Fonte: O autor (2021).

Figura 90 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de onda. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–L *kernel* 3×3, (d) MVGSC– L *kernel* 5×5, (e) MVGSC– L *kernel* 7×7, (f) MVGSC–L *kernel* 9×9



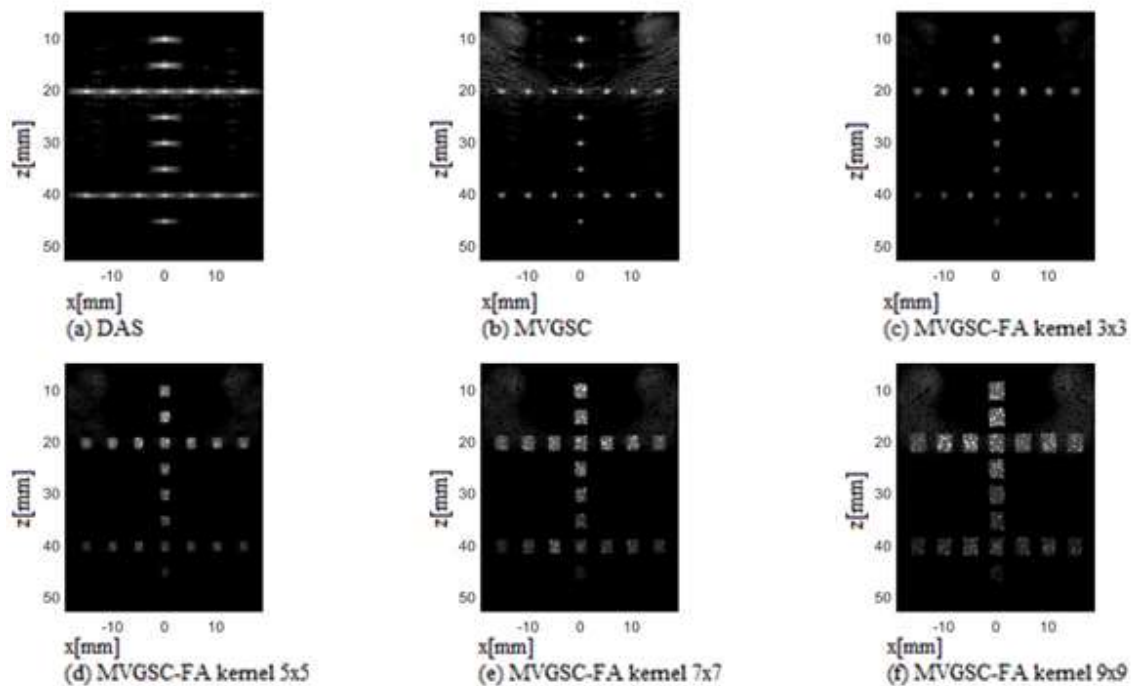
Fonte: O autor (2021).

Figura 91 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–K *kernel* 3×3, (d) MVGSC–K *kernel* 5×5, (e) MVGSC–K *kernel* 7×7, (f) MVGSC–K *kernel* 9×9



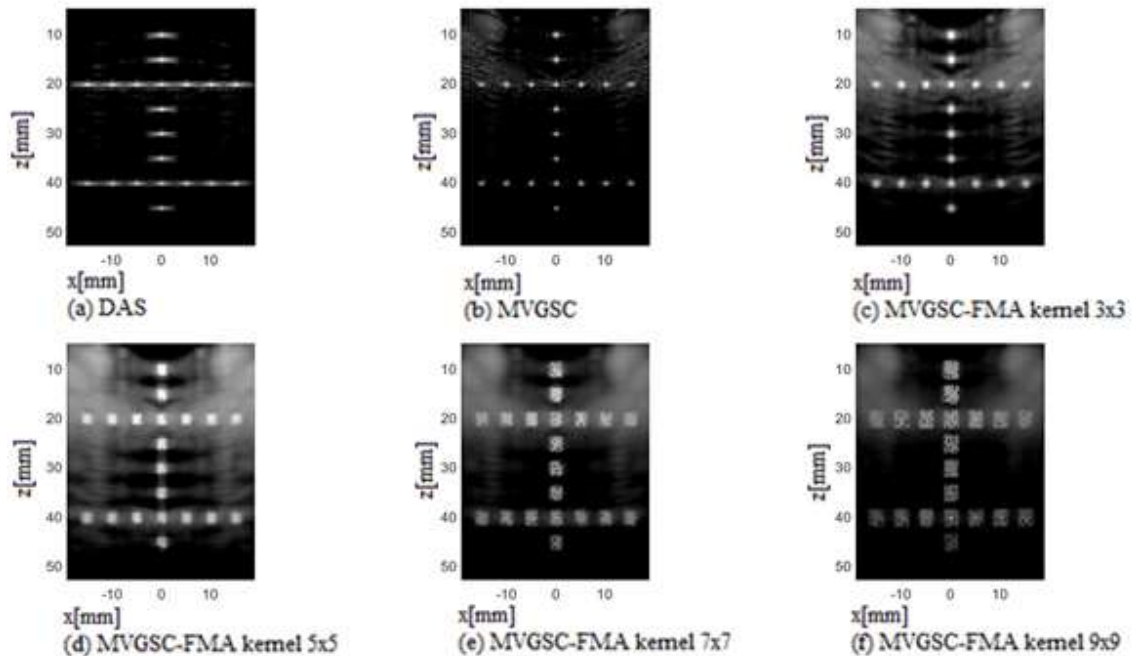
Fonte: O autor (2021).

Figura 92 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–FA *kernel* 3×3, (d) MVGSC–FA *kernel* 5×5, (e) MVGSC–FA *kernel* 7×7, (f) MVGSC–FA *kernel* 9×9



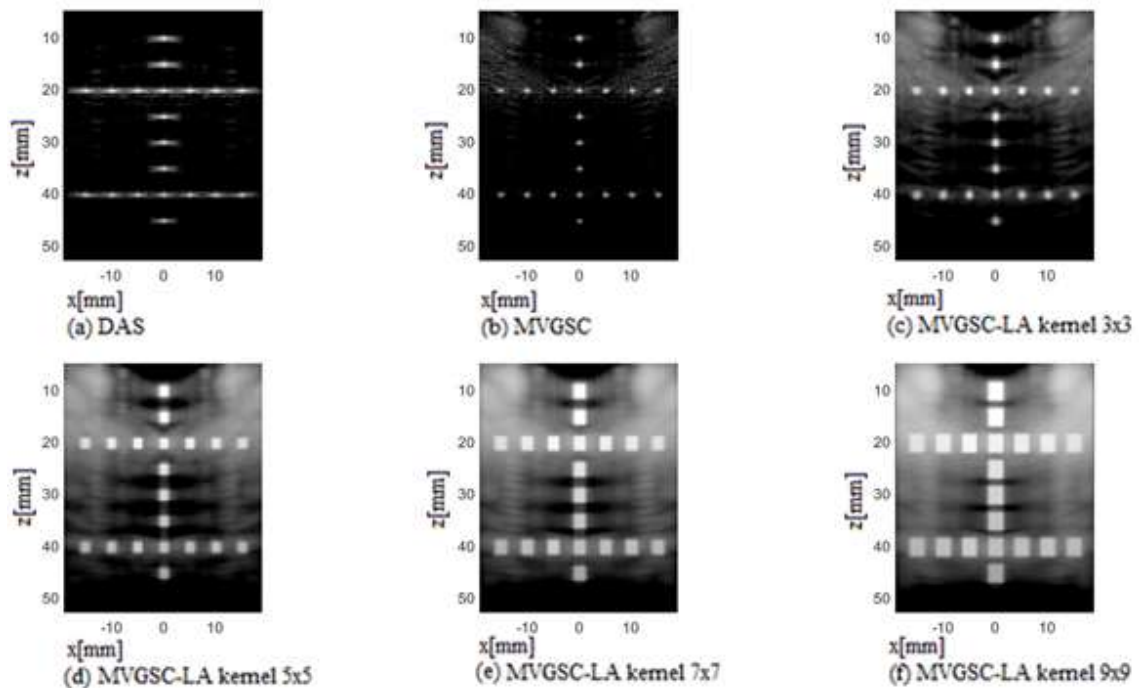
Fonte: O autor (2021).

Figura 93 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-FMA *kernel* 7×7, (f) MVGSC-FMA *kernel* 9×9



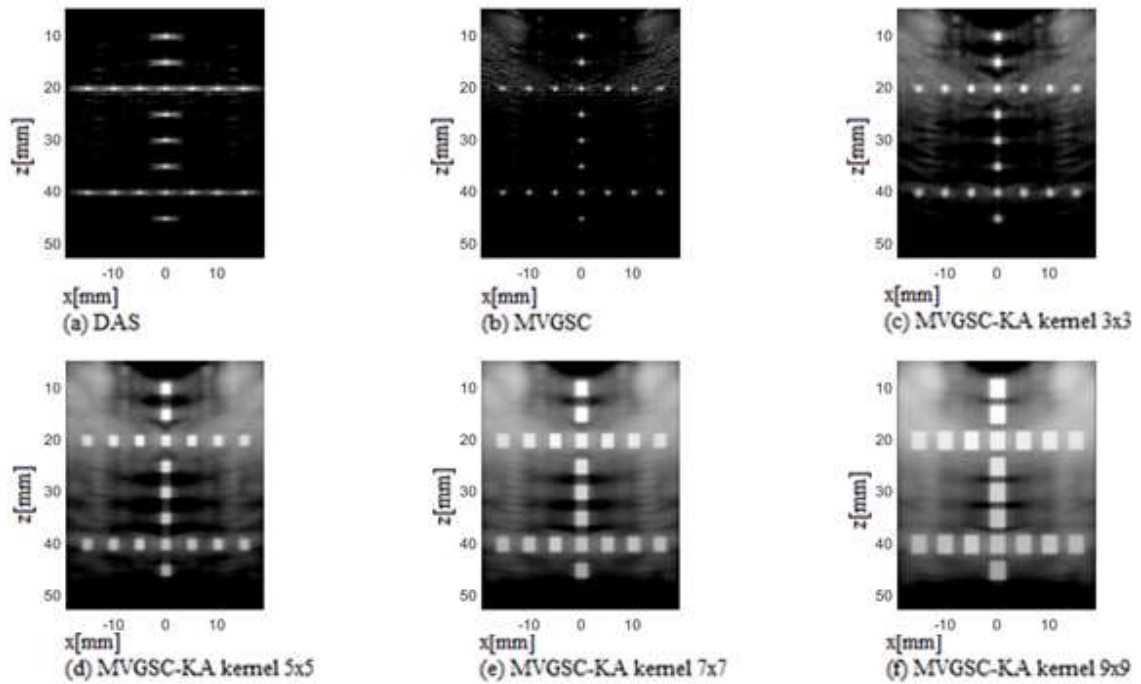
Fonte: O autor (2021).

Figura 94 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC-LA *kernel* 3×3, (d) MVGSC-LA *kernel* 5×5, (e) MVGSC-LA *kernel* 7×7, (f) MVGSC-LA *kernel* 9×9



Fonte: O autor (2021).

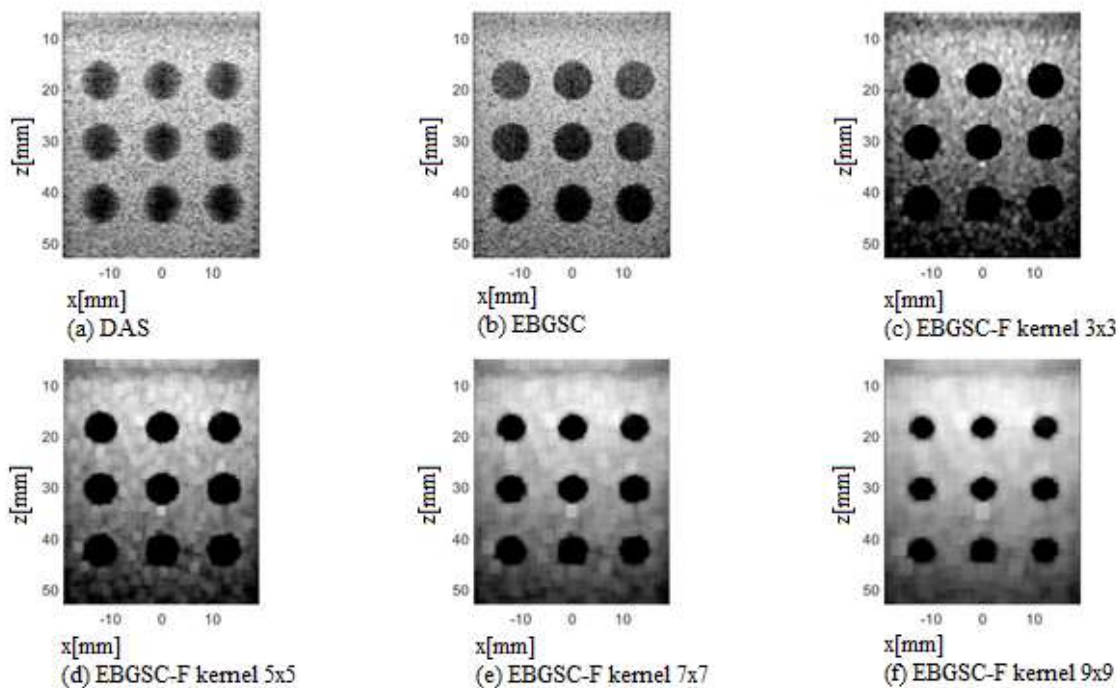
Figura 95 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) MVGSC, (c) MVGSC–KA *kernel* 3×3, (d) MVGSC–KA *kernel* 5×5, (e) MVGSC–KA *kernel* 7×7, (f) MVGSC–KA *kernel* 9×9



Fonte: O autor (2021).

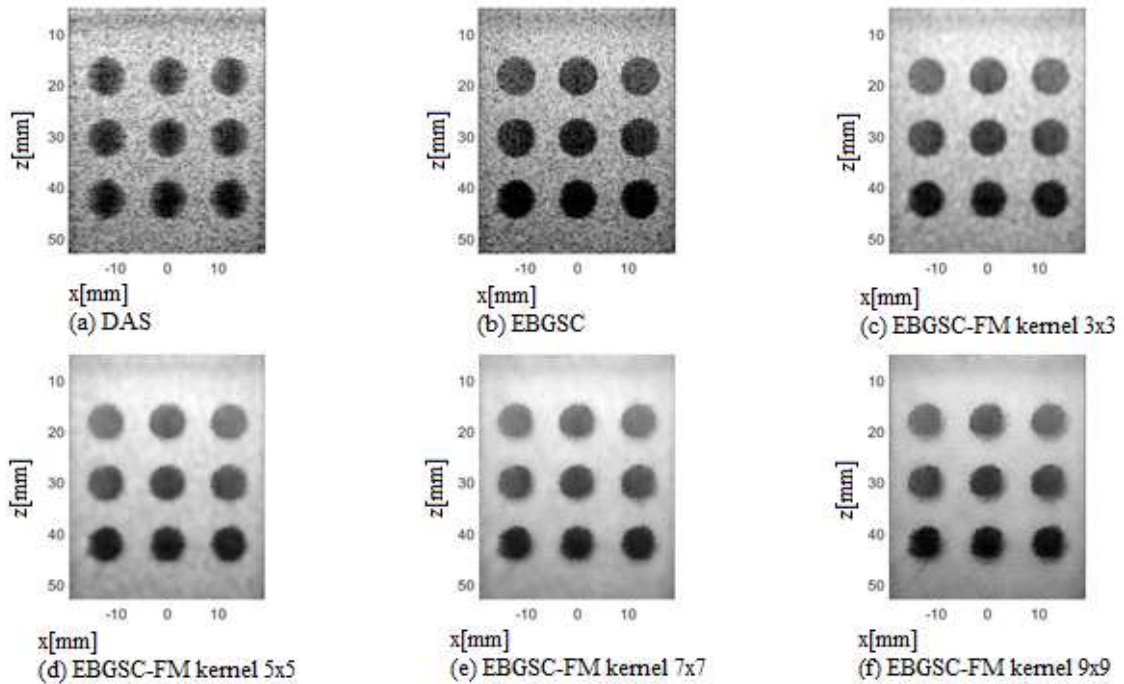
APÊNDICE B – RESPOSTA DO *BEAMFORMER* EBGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS EM SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS PARA ANÁLISE DE CONTRASTE E RESOLUÇÃO

Figura 96 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-F *kernel* 3×3, (d) EBGSC-F *kernel* 5×5, (e) EBGSC-F *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-F *kernel* 9×9.



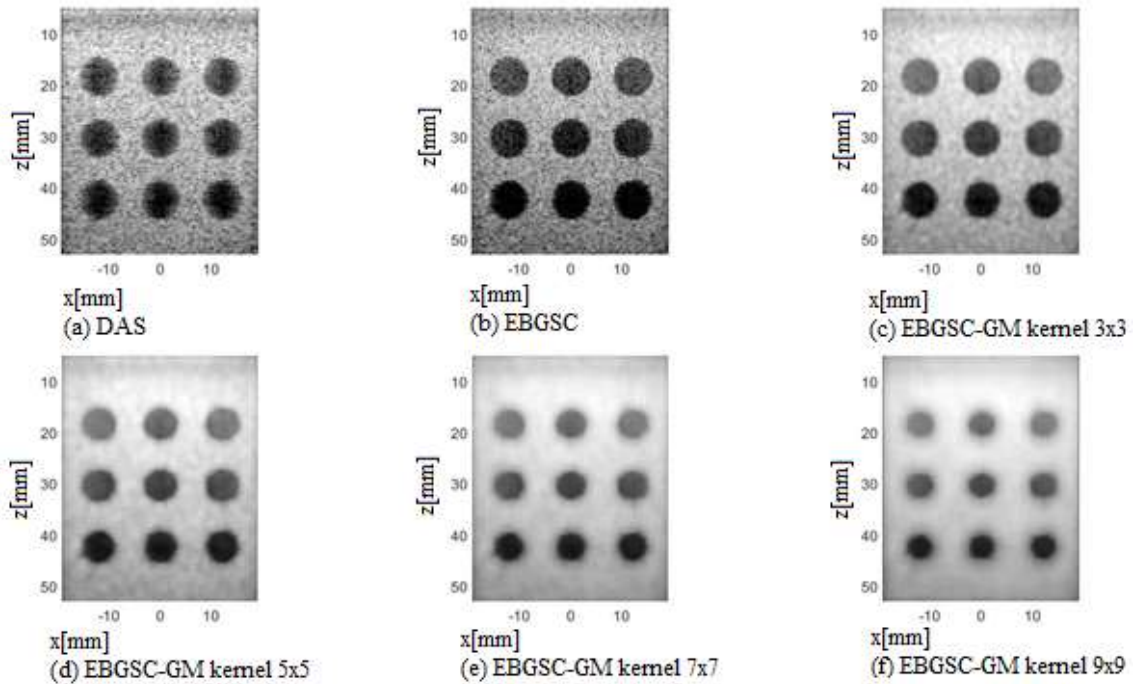
Fonte: O autor (2021).

Figura 97 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FM *kernel* 3×3, (d) EBGSC–FM *kernel* 5×5, (e) EBGSC–FM *kernel* 7×7 e (f) EBGSC–FM *kernel* 9×9



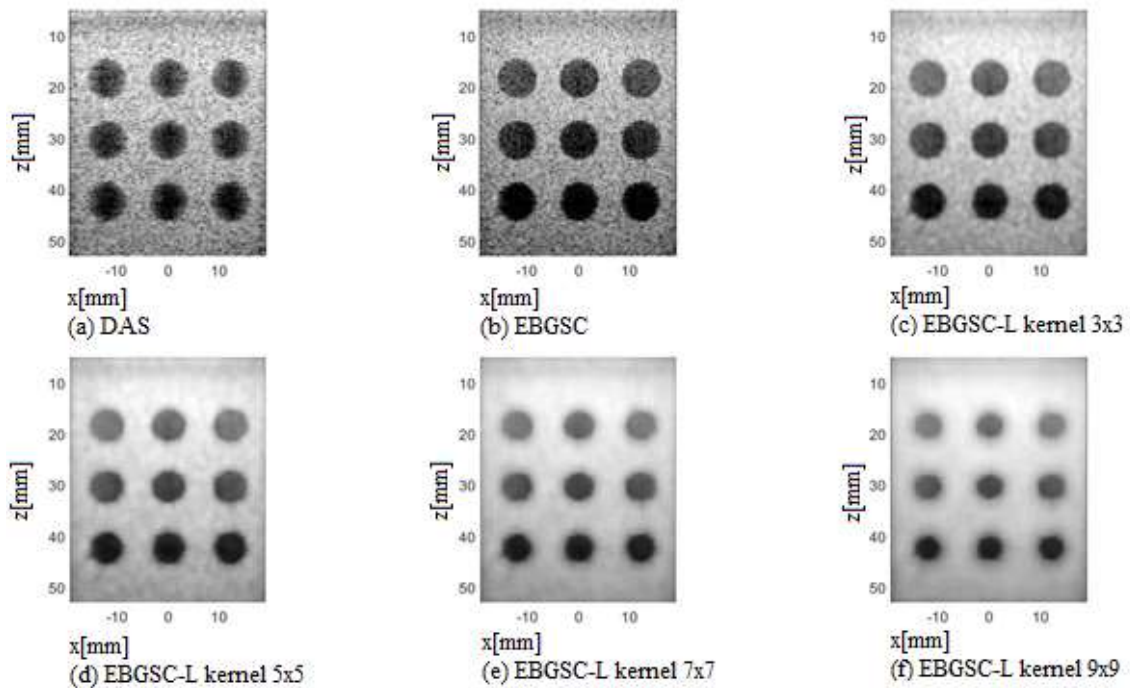
Fonte: O autor (2021).

Figura 98 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–GM *kernel* 3×3, (d) EBGSC–GM *kernel* 5×5, (e) EBGSC–GM *kernel* 7×7 e (f) EBGSC–GM *kernel* 9×9



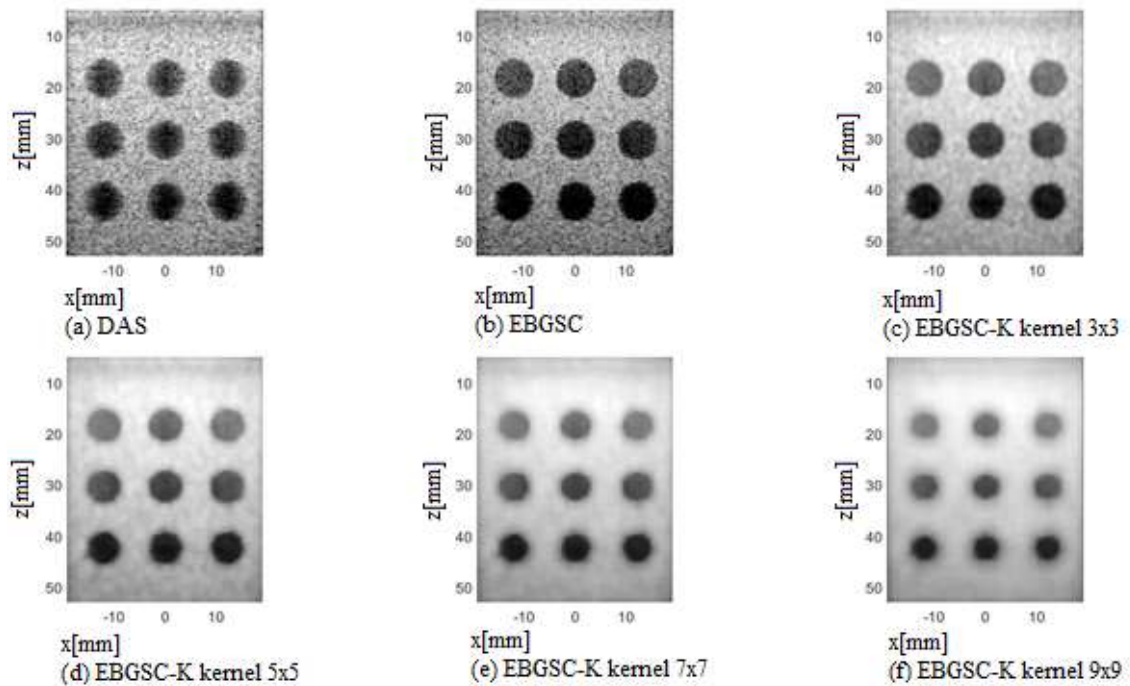
Fonte: O autor (2021).

Figura 99 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-L kernel 3×3, (d) EBGSC-L kernel 5×5, (e) EBGSC-L kernel 7×7 e (f) EBGSC-L kernel 9×9



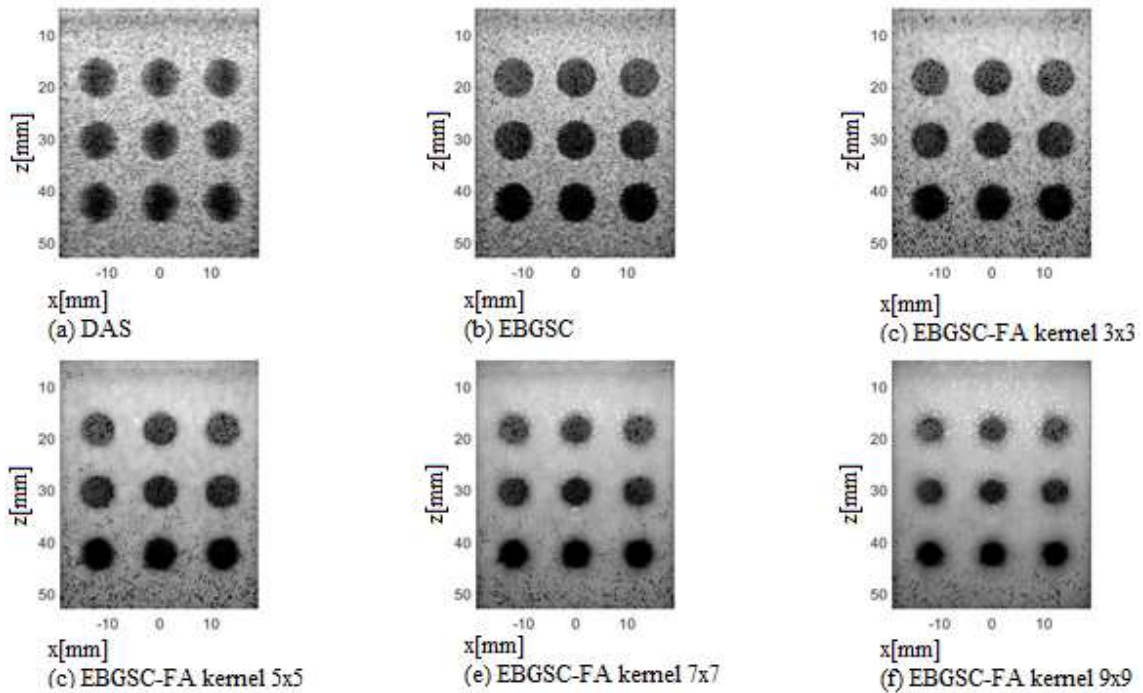
Fonte: O autor (2021).

Figura 100 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-K kernel 3×3, (d) EBGSC-K kernel 5×5, (e) EBGSC-K kernel 7×7 e (f) EBGSC-K kernel 9×9



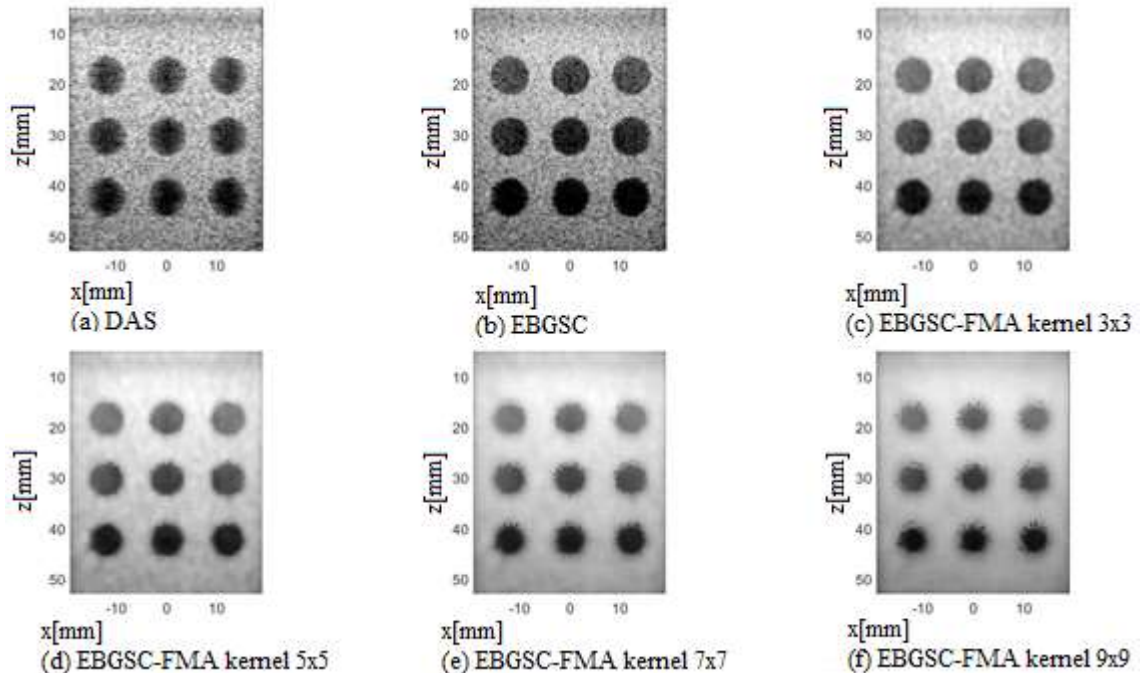
Fonte: O autor (2021).

Figura 101 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-FA *kernel* 9×9



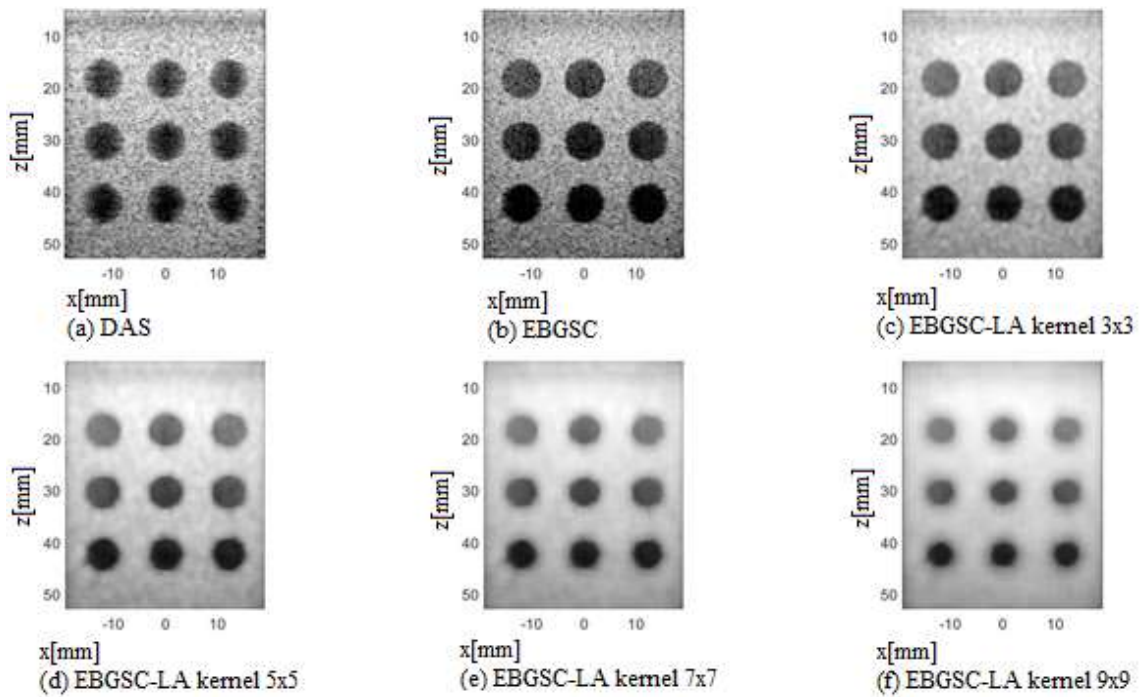
Fonte: O autor (2021).

Figura 102 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FMA *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FMA *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FMA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC-FMA *kernel* 9×9.



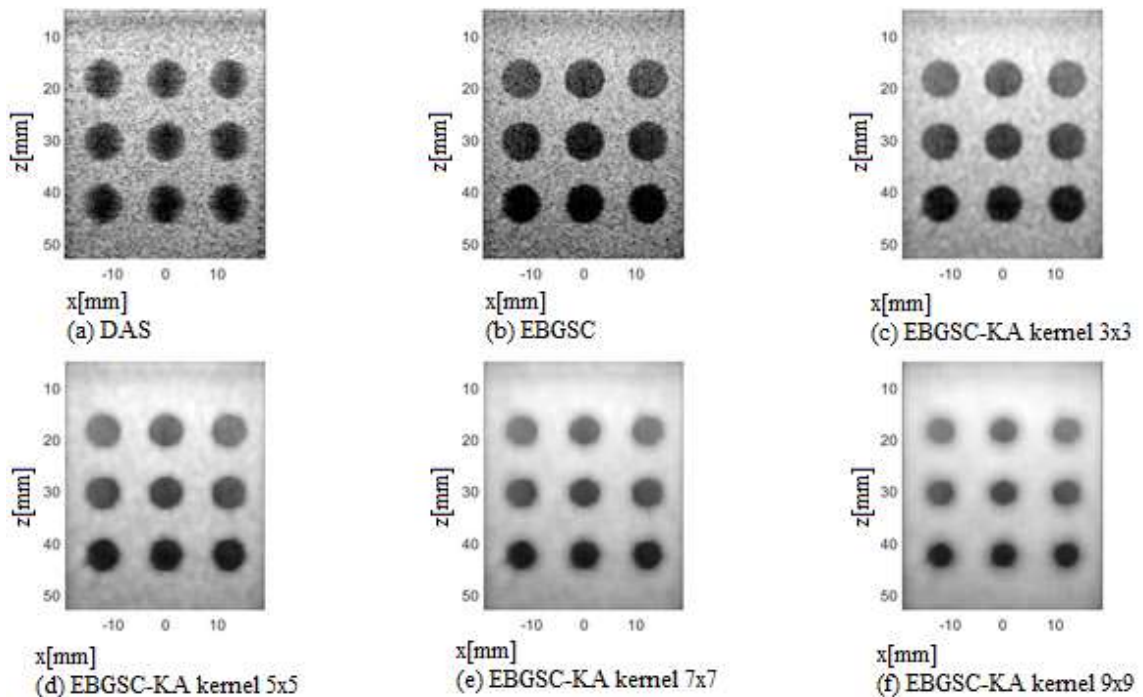
Fonte: O autor (2021).

Figura 103 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–LA *kernel* 3×3, (d) EBGSC–LA *kernel* 5×5, (e) EBGSC–LA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC–LA *kernel* 9×9.



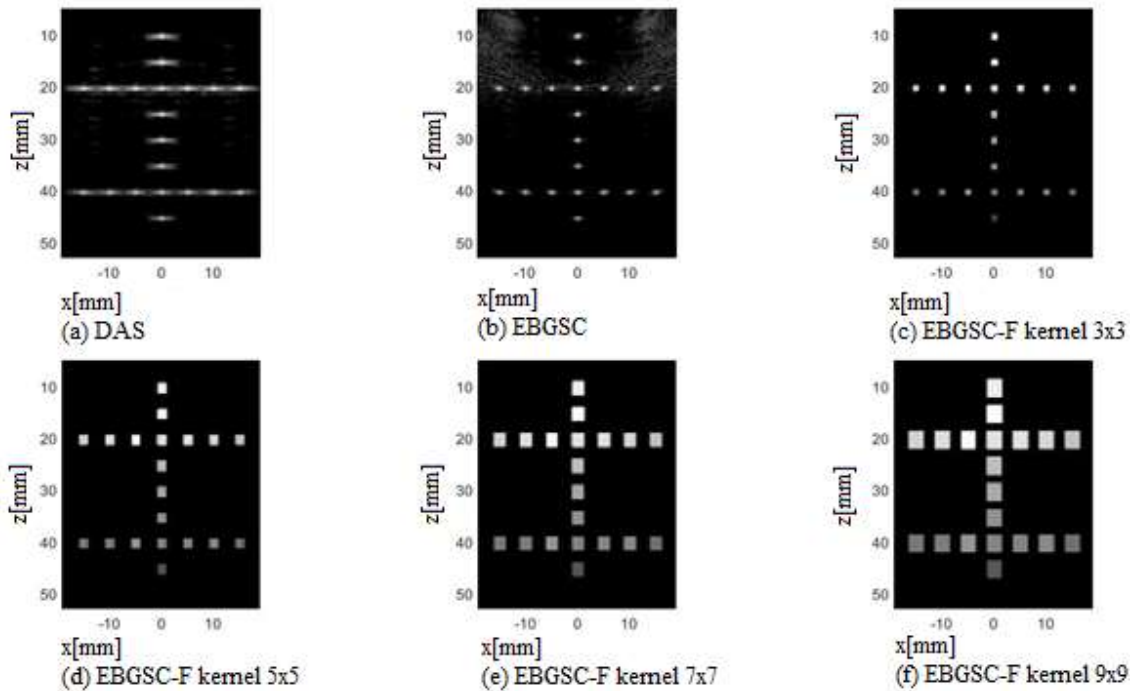
Fonte: O autor (2021).

Figura 104 – Resposta dos *beamformers* em simulação com onze planos de ondas para análise de contraste em (a) DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–KA *kernel* 3×3, (d) EBGSC–KA *kernel* 5×5, (e) EBGSC–KA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC–KA *kernel* 9×9.



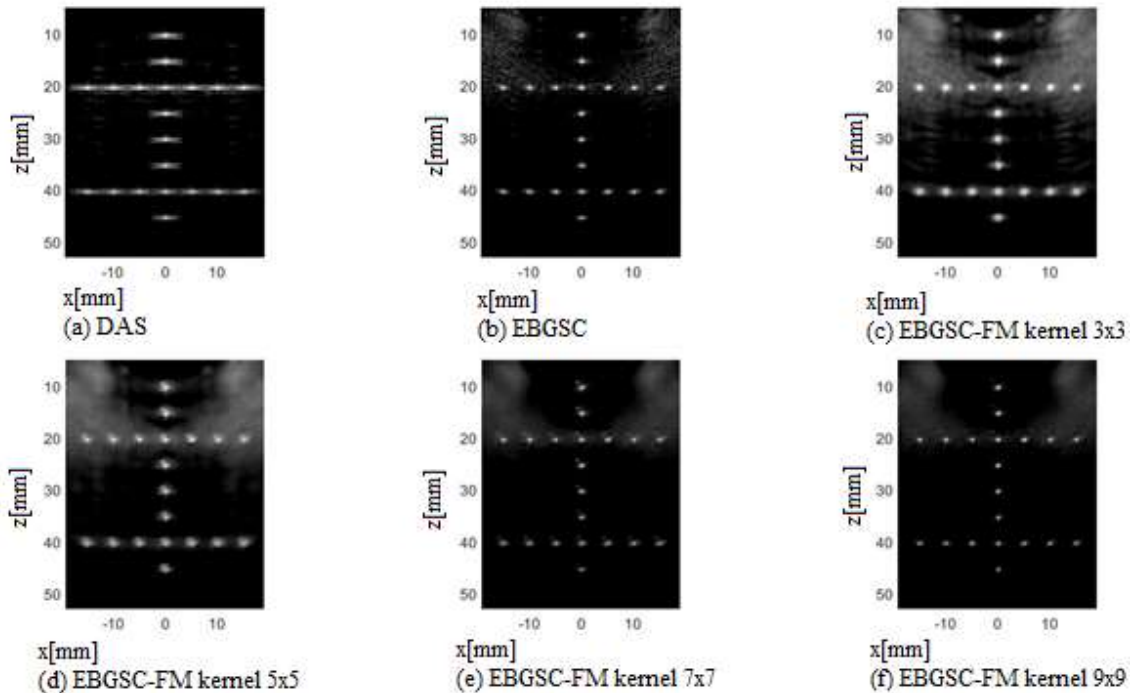
Fonte: O autor (2021).

Figura 105 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-F *kernel* 3×3, (d) EBGSC-F *kernel* 5×5, (e) EBGSC-F *kernel* 7×7, (f) EBGSC-F *kernel* 9×9.



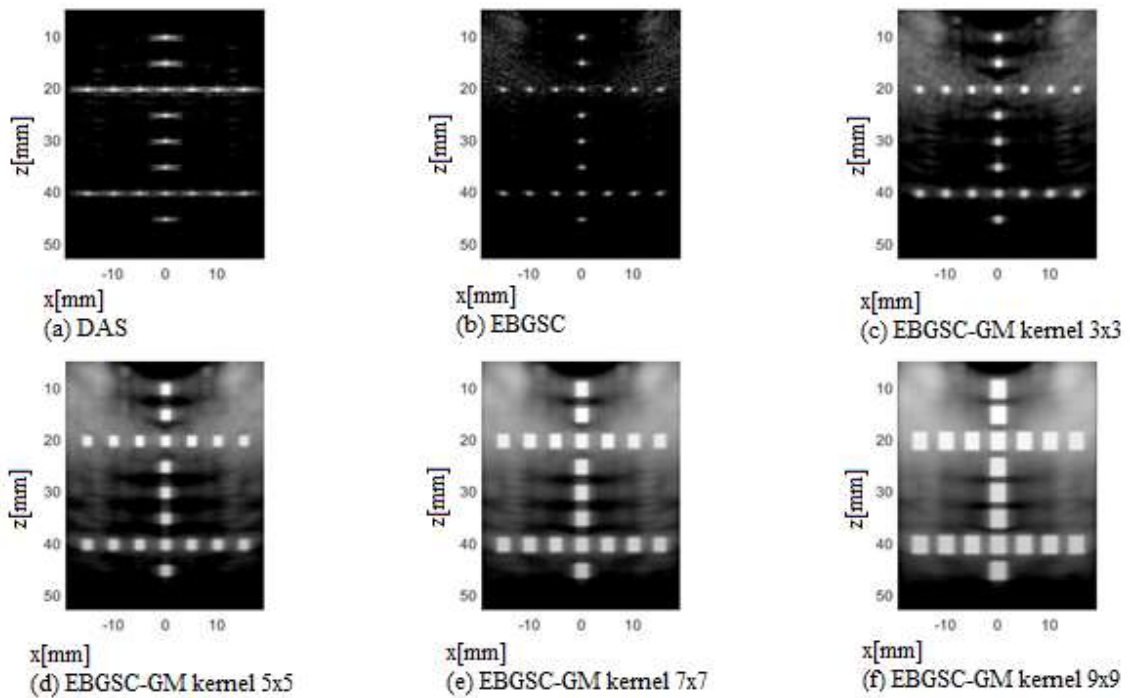
Fonte: O autor (2021).

Figura 106 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC-FM *kernel* 3×3, (d) EBGSC-FM *kernel* 5×5, (e) EBGSC-FM *kernel* 7×7, (f) EBGSC-FM *kernel* 9×9.



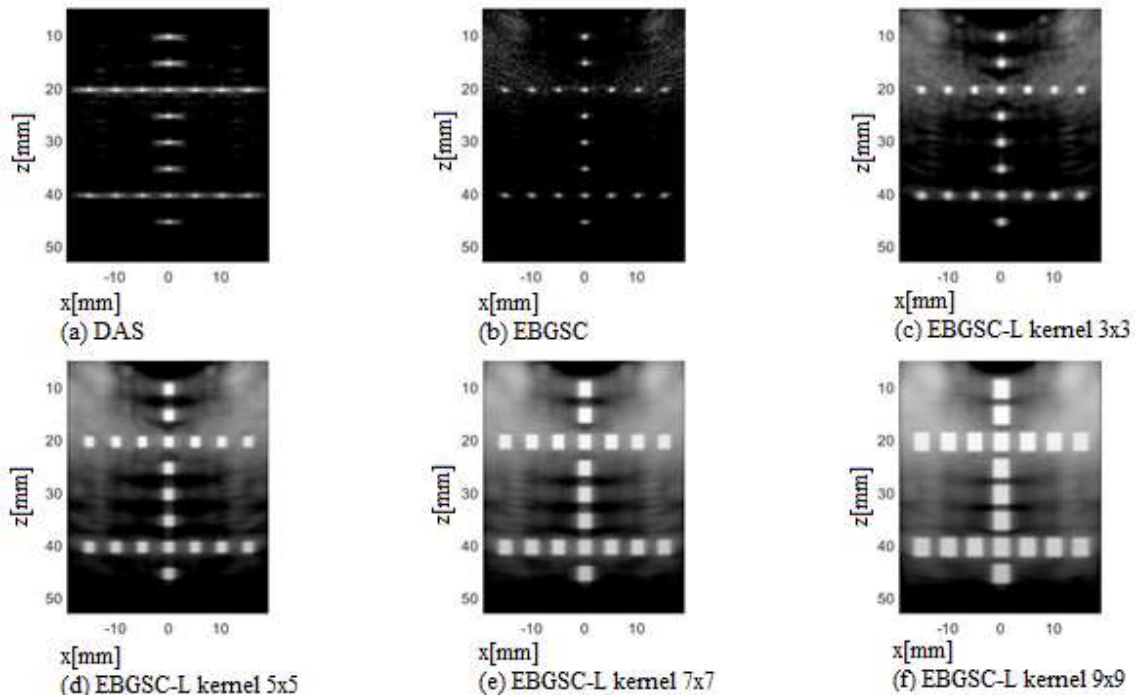
Fonte: O autor (2021).

Figura 107 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–GM *kernel* 3×3, (d) EBGSC–GM *kernel* 5×5, (e) EBGSC–GM *kernel* 7×7, (f) EBGSC–GM *kernel* 9×9.



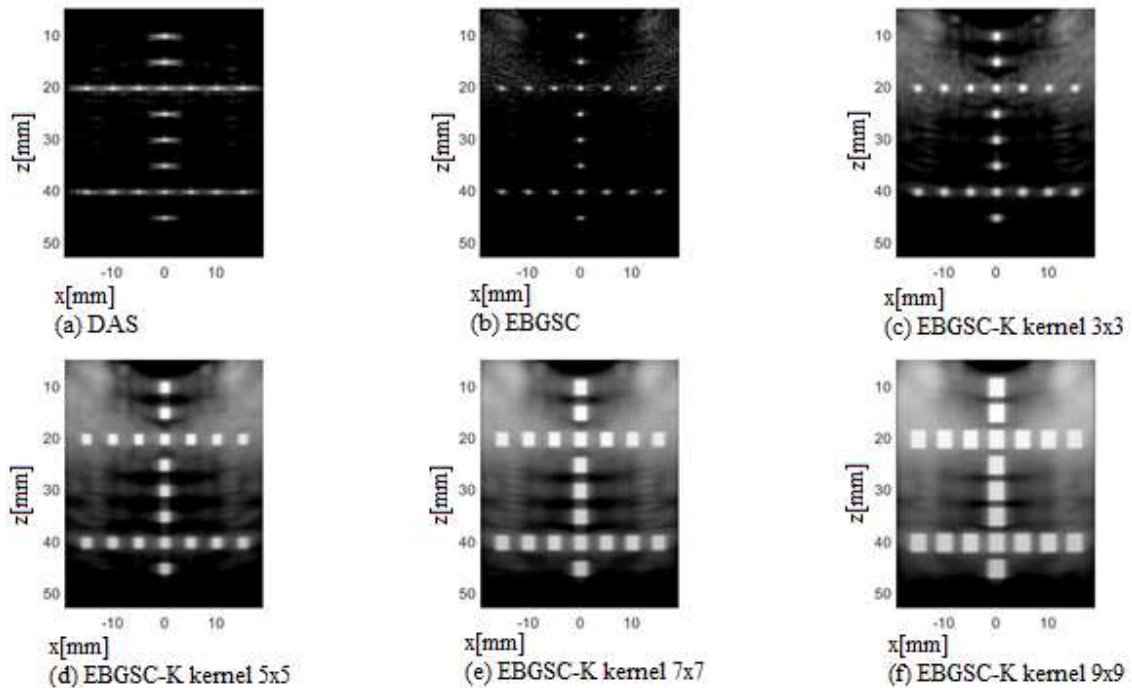
Fonte: O autor (2021).

Figura 108 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–L *kernel* 3×3, (d) EBGSC–L *kernel* 5×5, (e) EBGSC–L *kernel* 7×7, (f) EBGSC–L *kernel* 9×9.



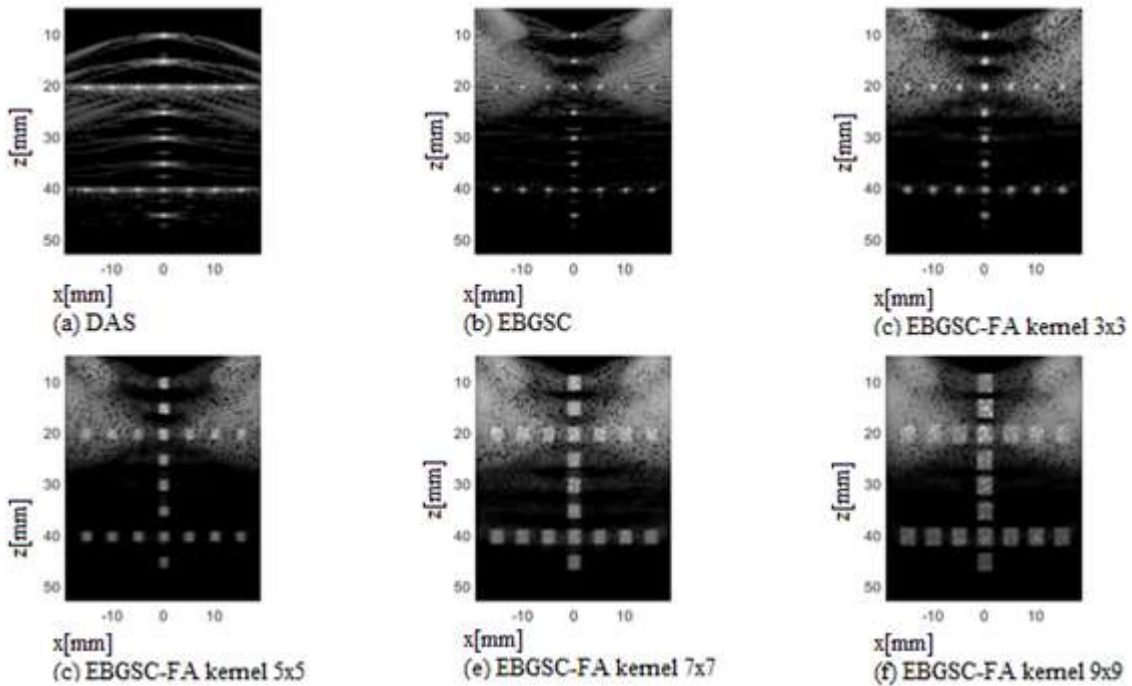
Fonte: O autor (2021).

Figura 109 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–K *kernel* 3×3, (d) EBGSC–K *kernel* 5×5, (e) EBGSC–K *kernel* 7×7, (f) EBGSC K *kernel* 9×9.



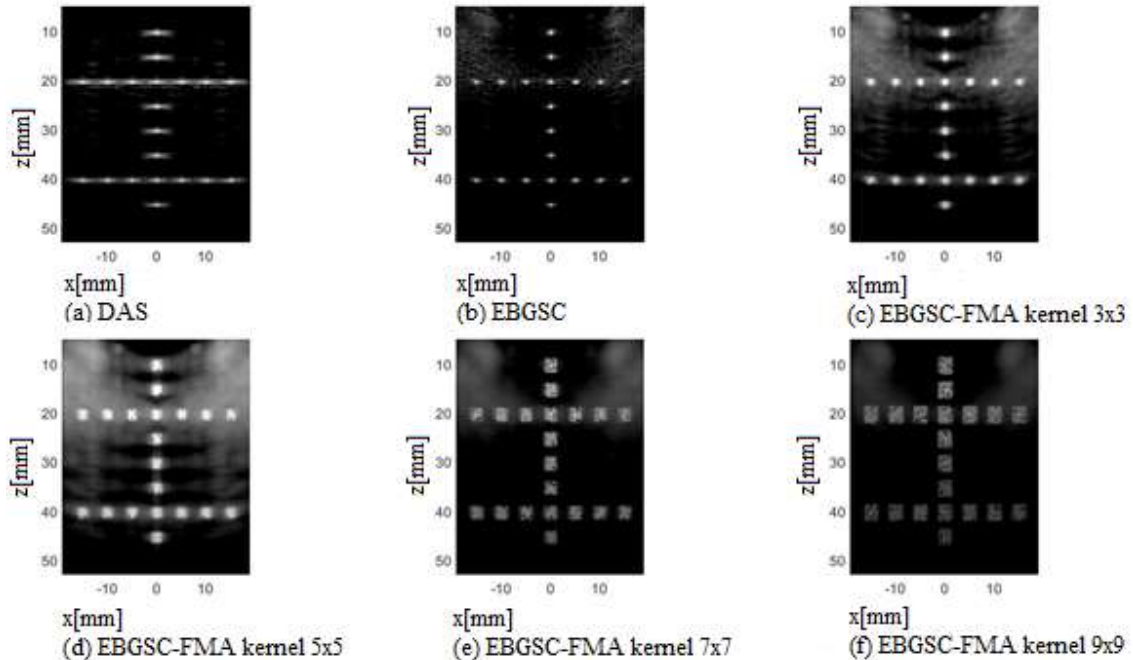
Fonte: O autor (2021).

Figura 110 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FA *kernel* 3×3, (d) EBGSC–FA *kernel* 5×5, (e) EBGSC–FA *kernel* 7×7, (f) EBGSC–FA *kernel* 9×9.



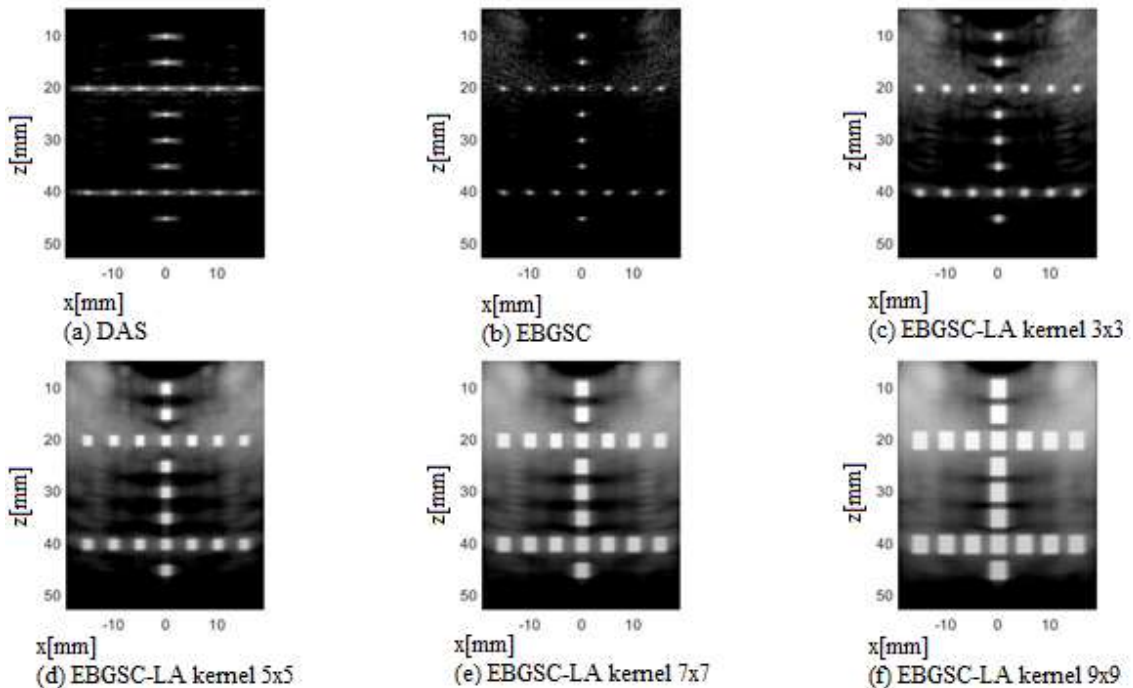
Fonte: O autor (2021).

Figura 111 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–FMA *kernel* 3×3, (d) EBGSC–FMA *kernel* 5×5, (e) EBGSC–FMA *kernel* 7×7 e (f) EBGSC–Frost Modificado Aprimorado *kernel* 9×9.



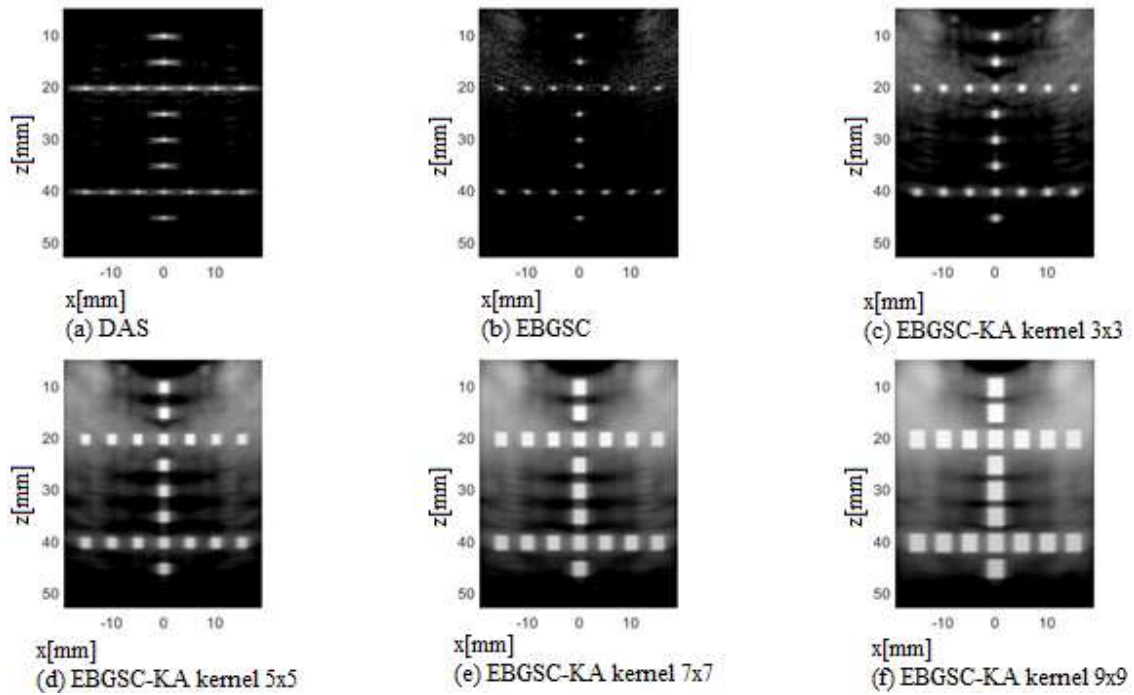
Fonte: O autor (2021).

Figura 112 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–LA *kernel* 3×3, (d) EBGSC–LA *kernel* 5×5, (e) EBGSC–LA *kernel* 7×7, (f) EBGSC–LA *kernel* 9×9.



Fonte: O autor (2021).

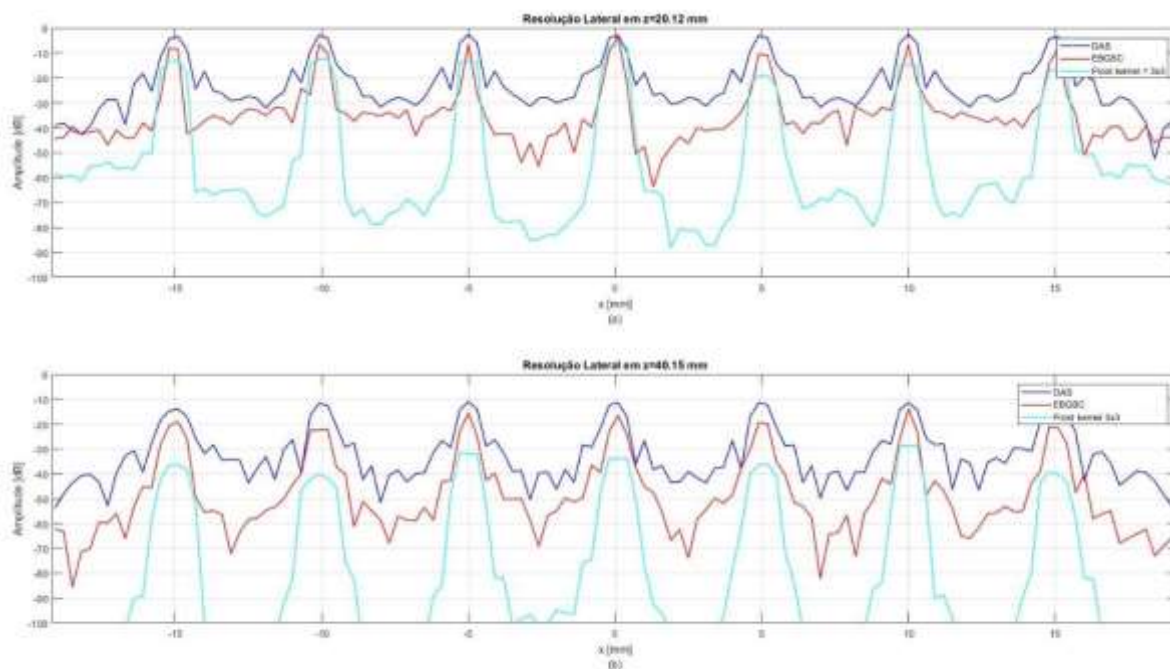
Figura 113 – Resposta dos *beamformers* para análise de distorção com onze planos de ondas. (a) técnicas DAS, (b) EBGSC, (c) EBGSC–KA *kernel* 3×3, (d) EBGSC–KA *kernel* 5×5, (e) EBGSC–KA *kernel* 7×7, (f) EBGSC–KA *kernel* 9×9.



Fonte: O autor (2021)

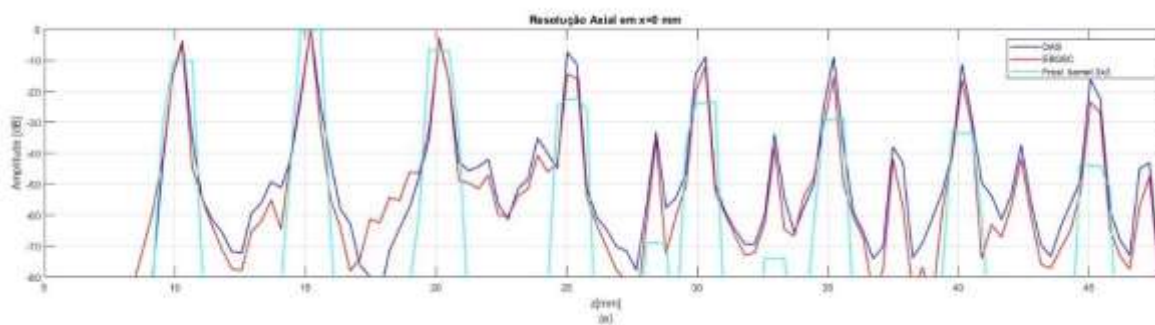
APÊNDICE C – COMPORTAMENTO DO SINAL NO EIXO LATERAL E AXIAL PARA SIMULAÇÃO COM UM PLANO DE ONDA DOS *BEAMFORMERS* E EBGSC ALIADOS AOS PÓS-FILTROS

Figura 114 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-F com *kernel* 3×3



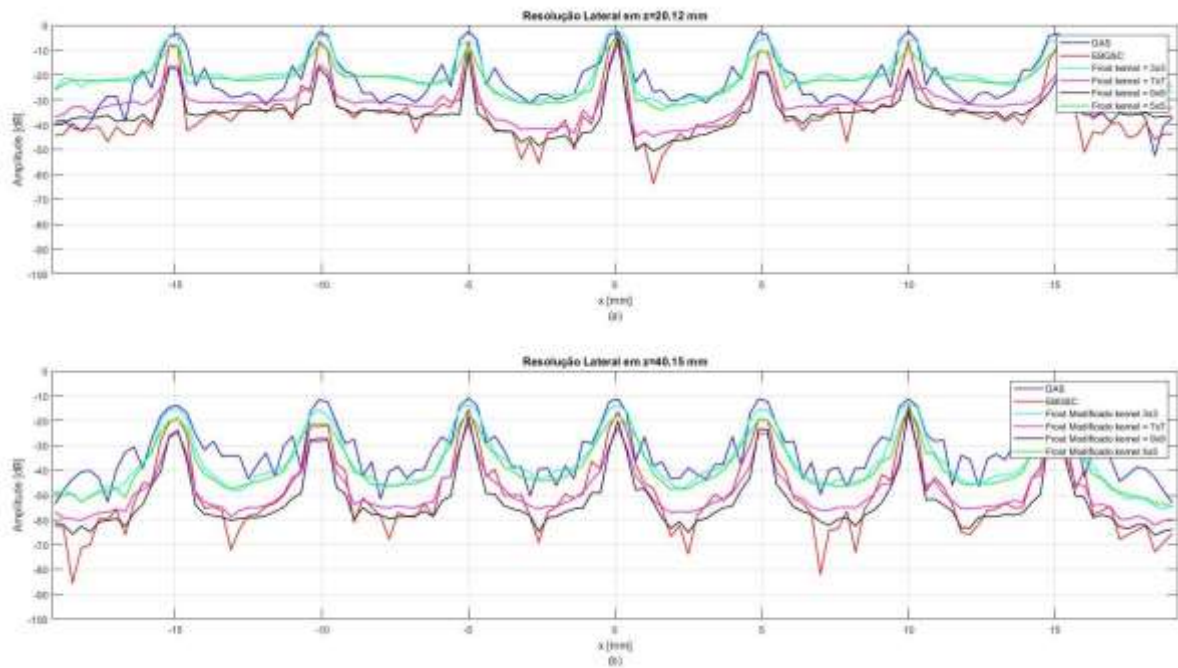
Fonte: O autor (2021).

Figura 115 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-F *kernel* 3×3



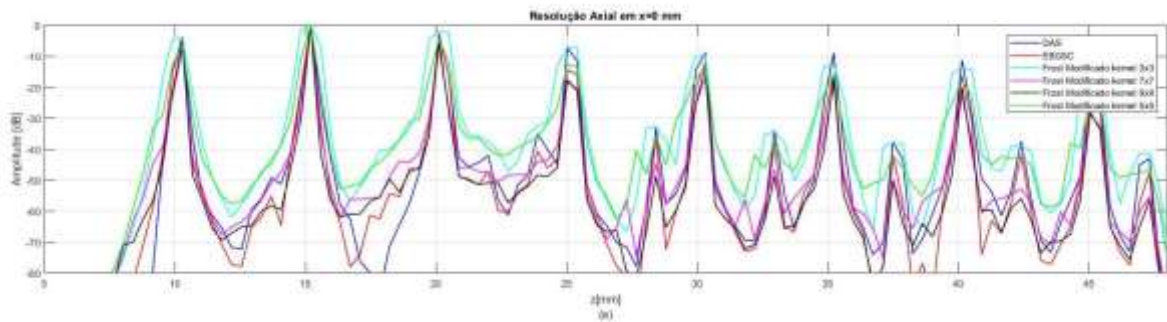
Fonte: O autor (2021).

Figura 116 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-FM com $kernel\ 3\times 3, 5\times 5, 7\times 7$ e 9×9 .



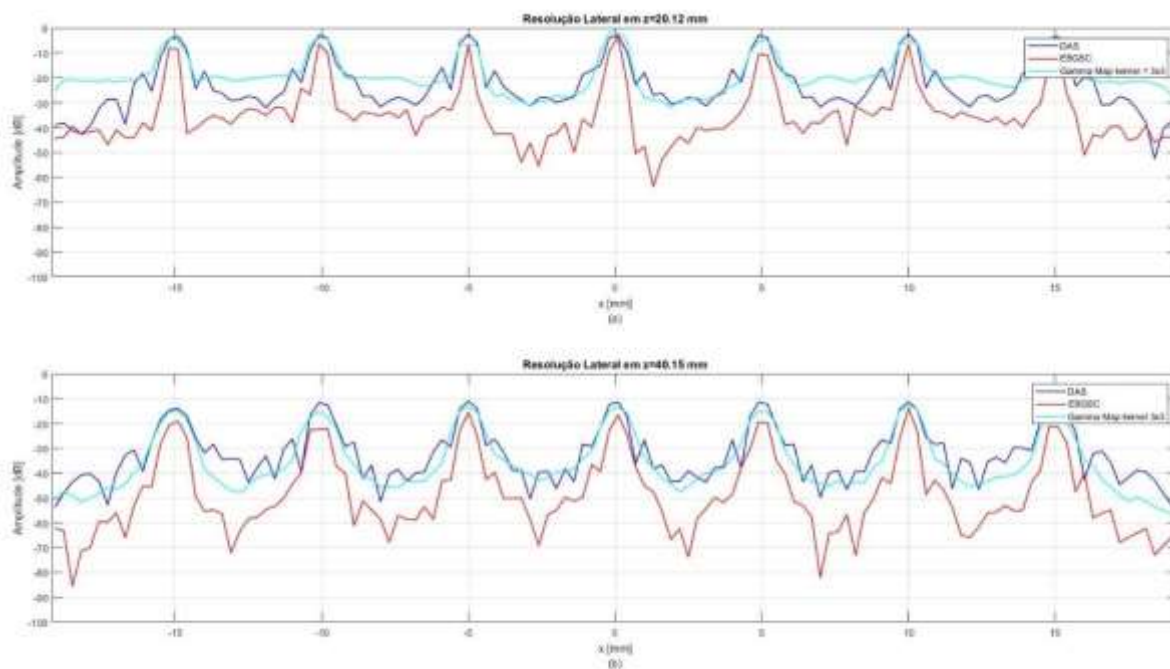
Fonte: O autor (2021).

Figura 117 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-F $kernel\ 3\times 3, 5\times 5, 7\times 7$ e 9×9



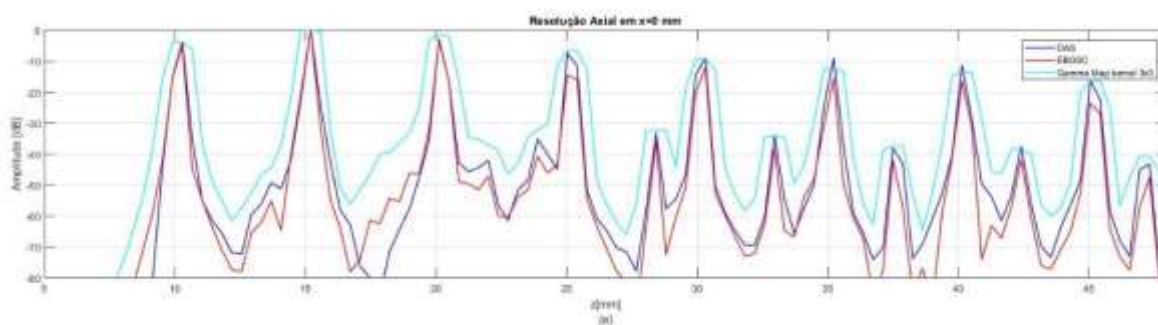
Fonte: O autor (2021).

Figura 118 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–GM com $\text{kernel } 3 \times 3$



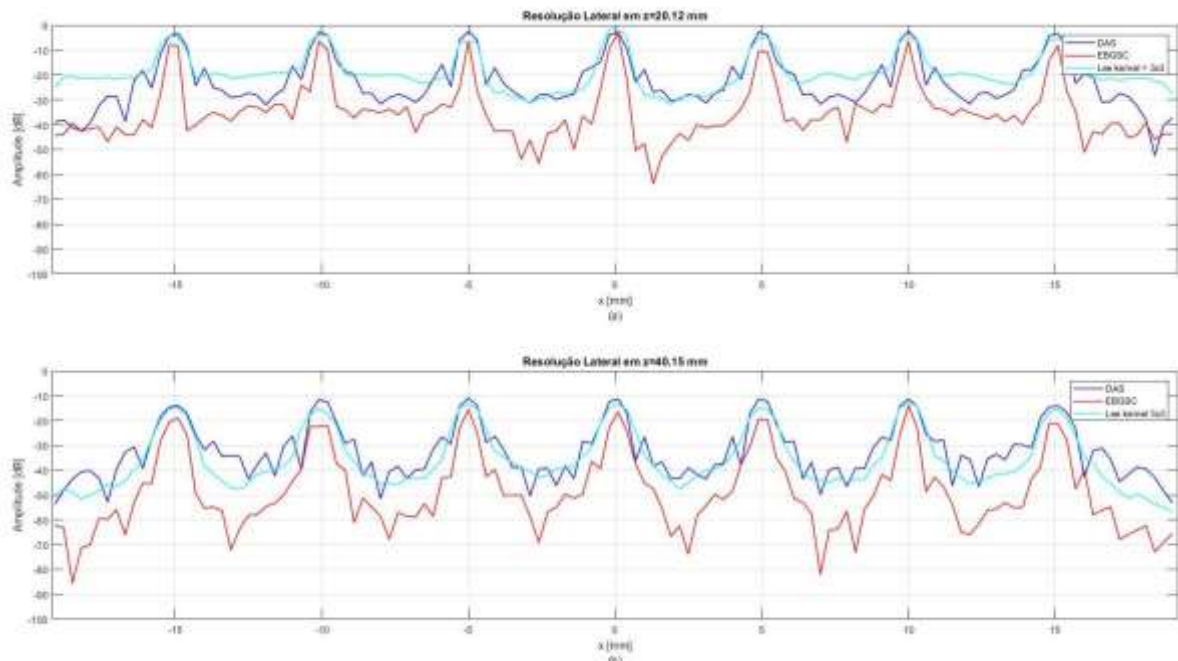
Fonte: O autor (2021).

Figura 119 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –GM $\text{kernel } 3 \times 3$



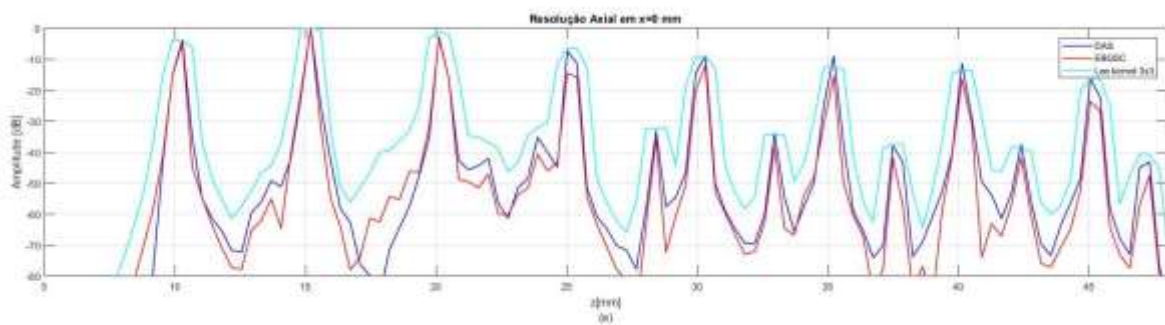
Fonte: O autor (2021).

Figura 120 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-L com $\text{kernel } 3 \times 3$



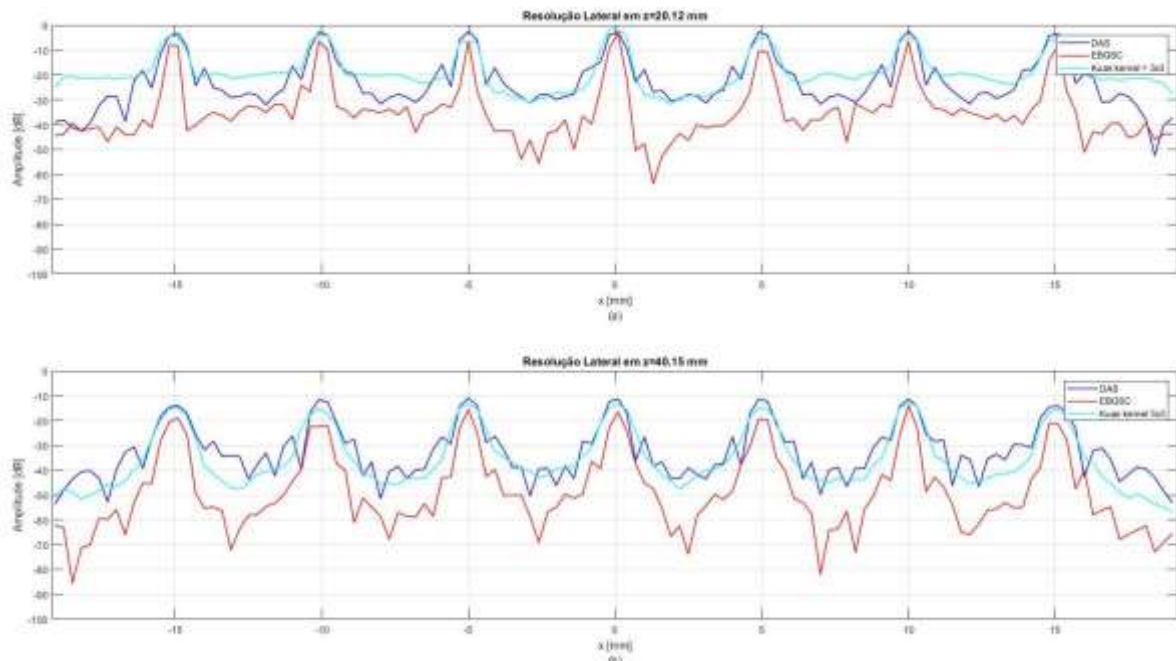
Fonte: O autor (2021).

Figura 121 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-L $\text{kernel } 3 \times 3$



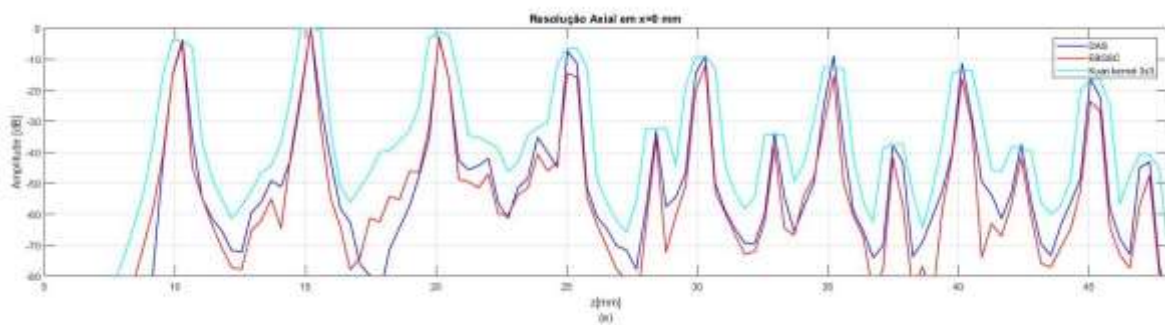
Fonte: O autor (2021).

Figura 122 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–K com $\text{kernel } 3 \times 3$



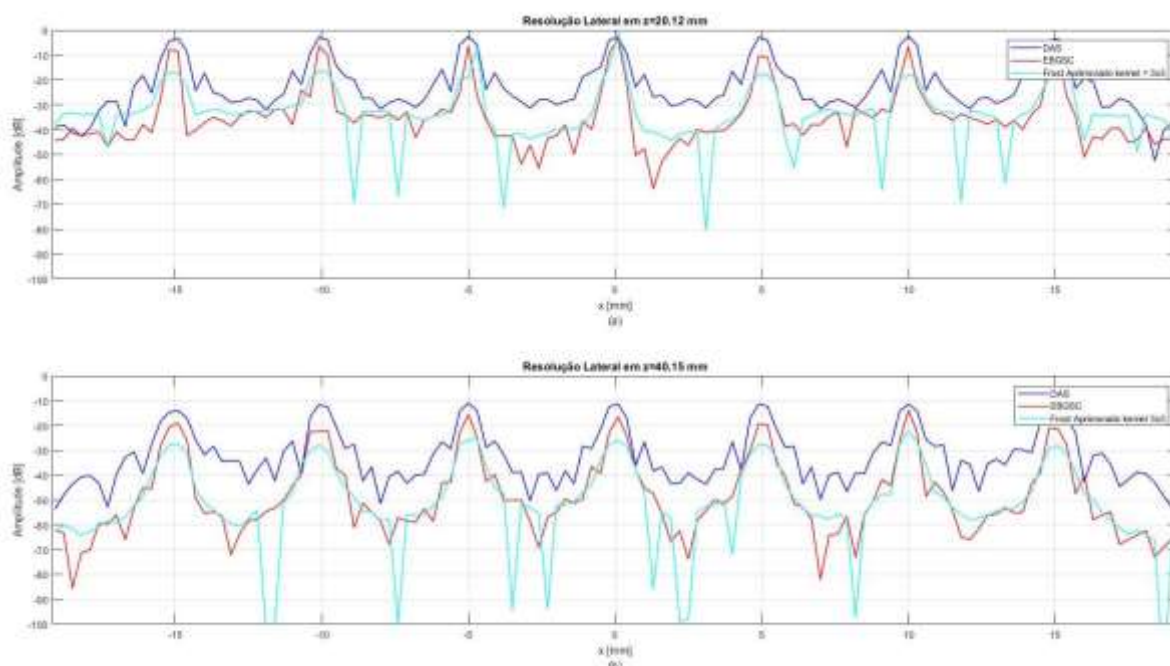
Fonte: O autor (2021).

Figura 123 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC–K $\text{kernel } 3 \times 3$



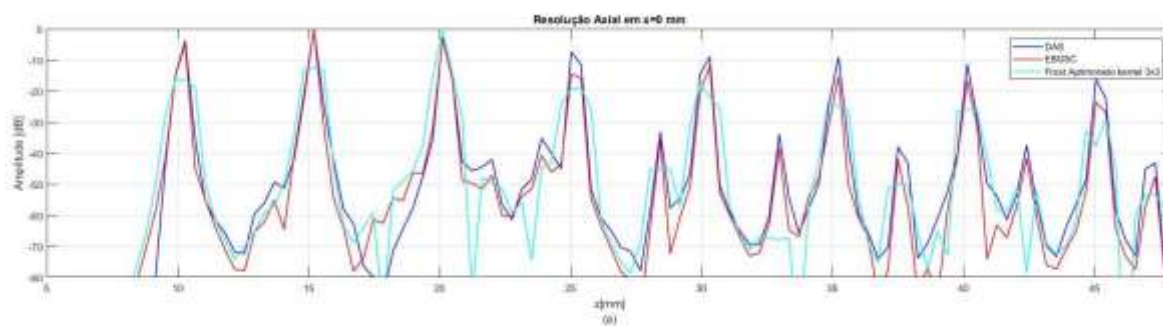
Fonte: O autor (2021).

Figura 124 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-FA com $\text{kernel } 3 \times 3$



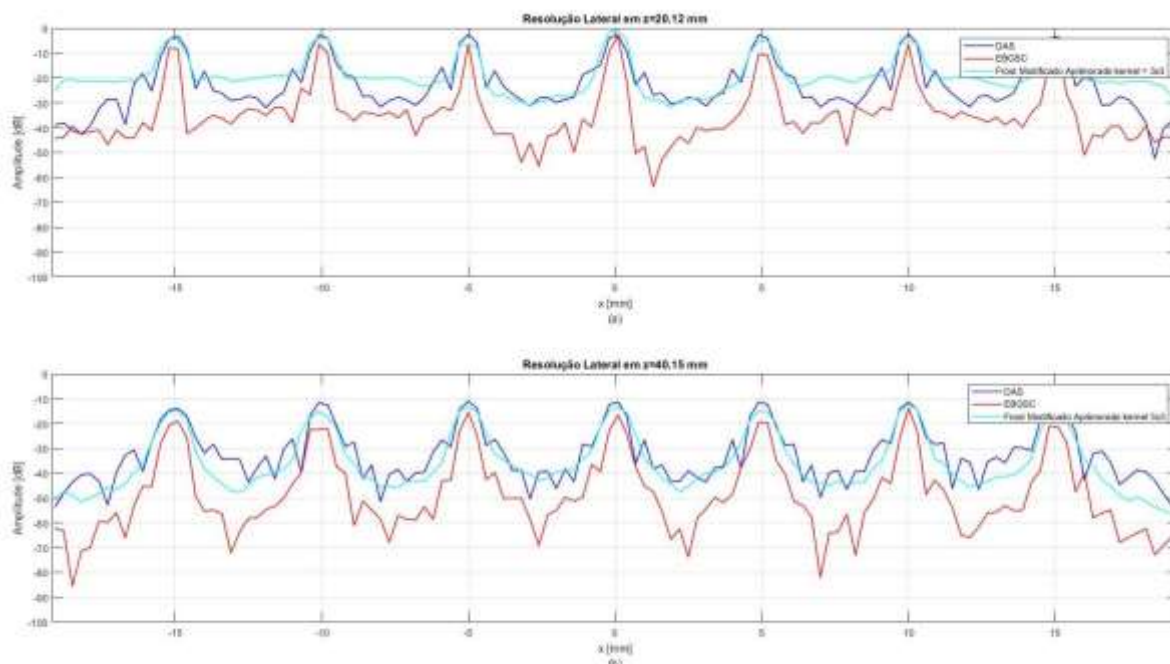
Fonte: O autor (2021).

Figura 125 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-FA $\text{kernel } 3 \times 3$



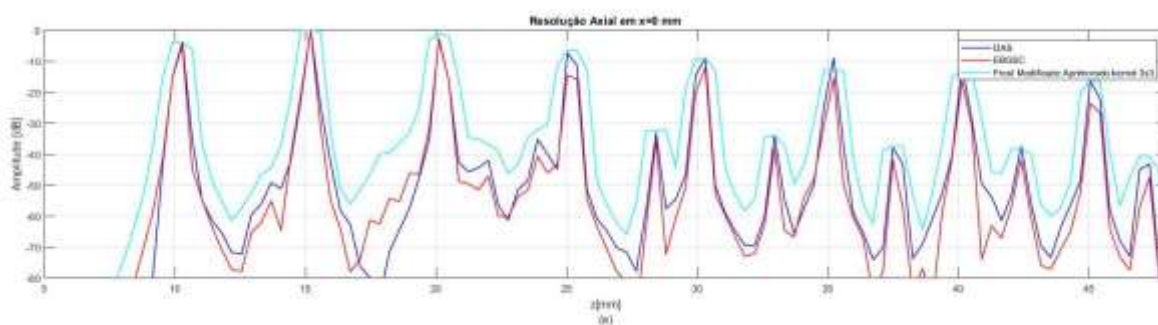
Fonte: O autor (2021).

Figura 126 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FMA com $\text{kernel } 3 \times 3$



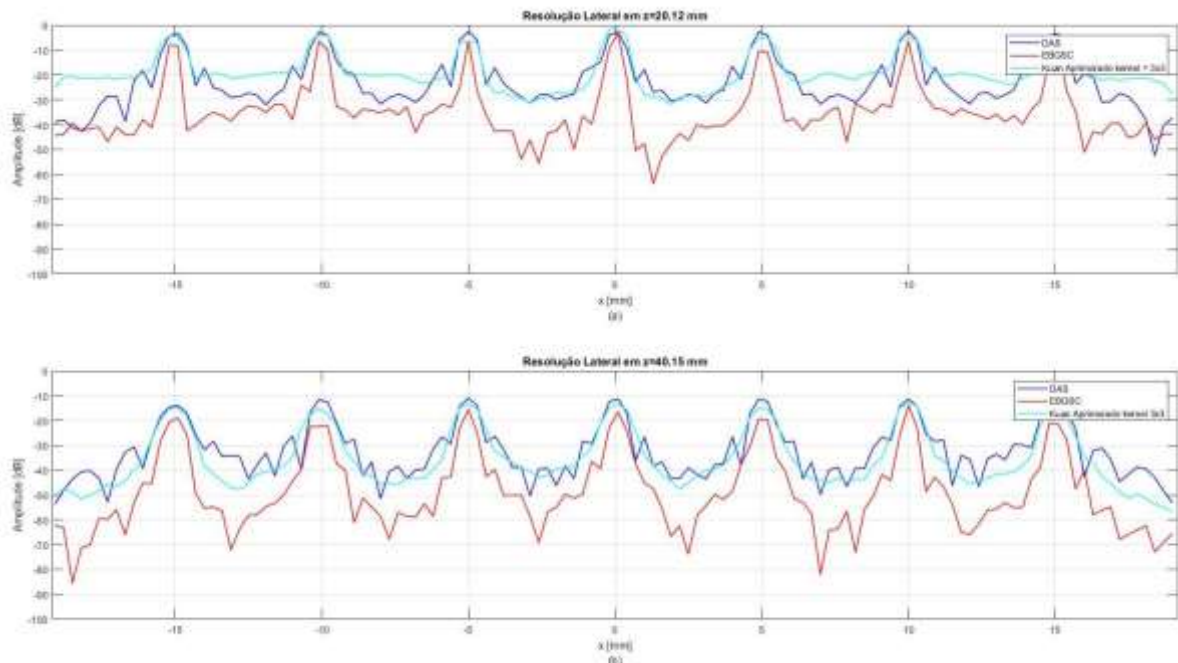
Fonte: O autor (2021).

Figura 127 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC–FMA $\text{kernel } 3 \times 3$



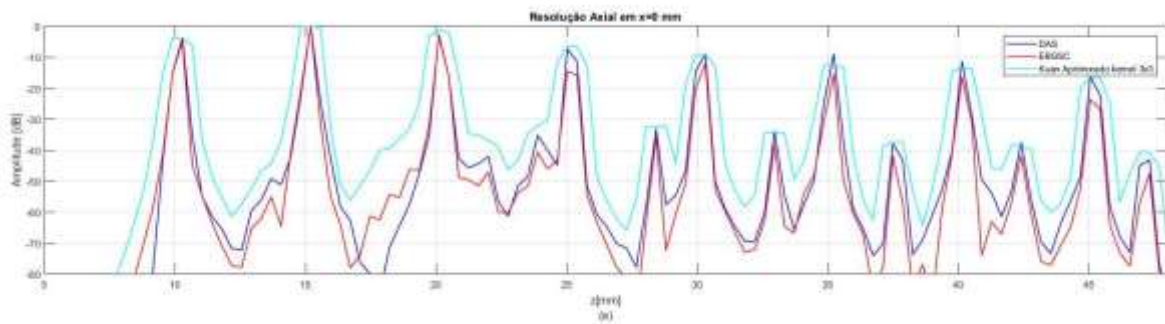
Fonte: O autor (2021).

Figura 128 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–KA com $\text{kernel } 3 \times 3$



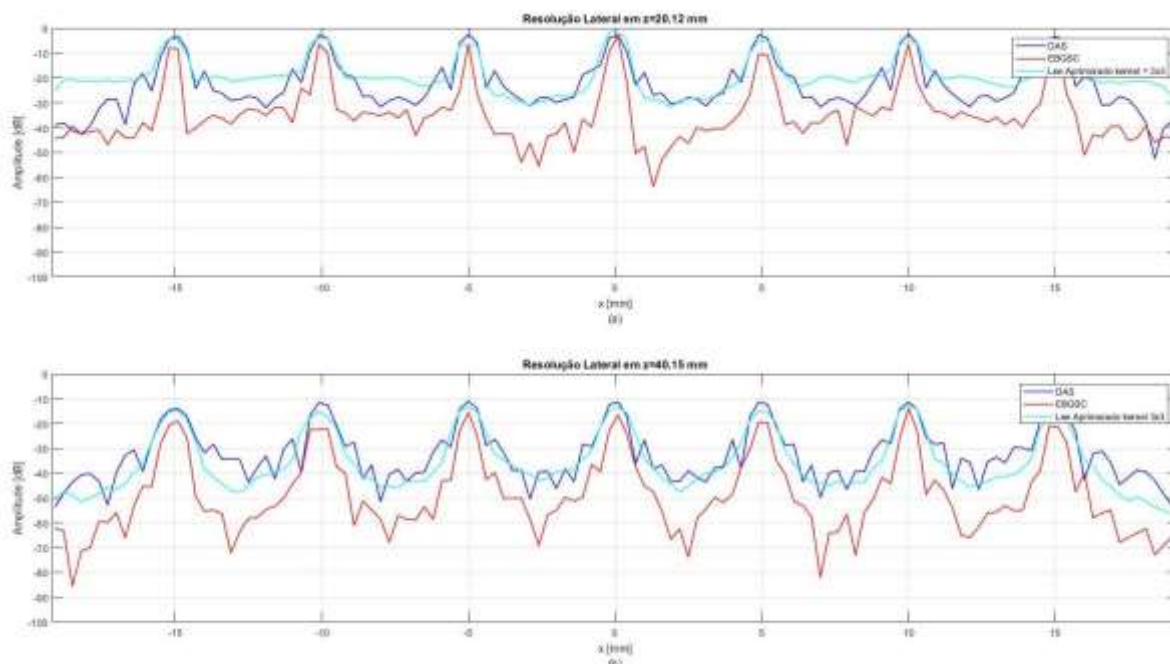
Fonte: O autor (2021).

Figura 129 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC–KA $\text{kernel } 3 \times 3$



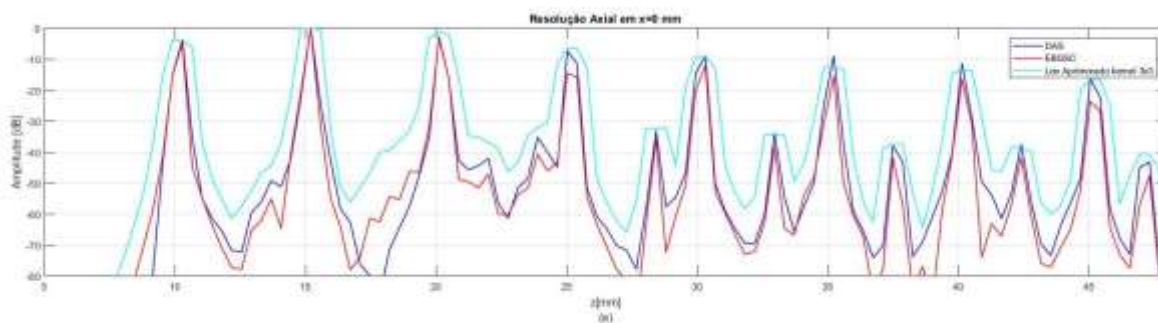
Fonte: O autor (2021).

Figura 130 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com um plano de onda nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-LA com $\text{kernel } 3 \times 3$



Fonte: O autor (2021).

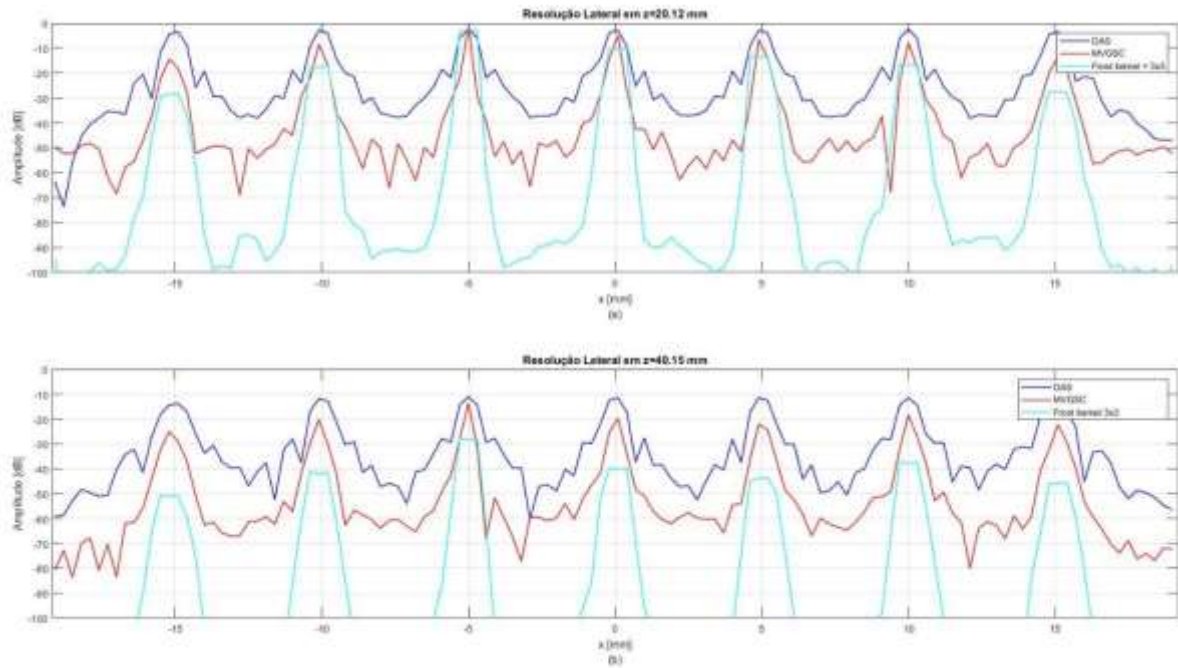
Figura 131 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com um plano de onda na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-LA $\text{kernel } 3 \times 3$



Fonte: O autor (2021).

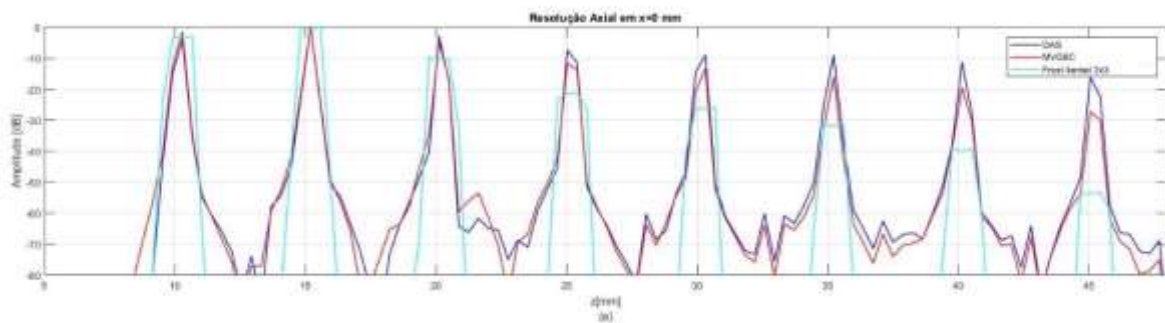
APÊNDICE D – COMPORTAMENTO DO SINAL NO EIXO LATERAL E AXIAL PARA SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS DO *BEAMFORMERS* MVGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS

Figura 132 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-F com $\text{kernel } 3 \times 3$



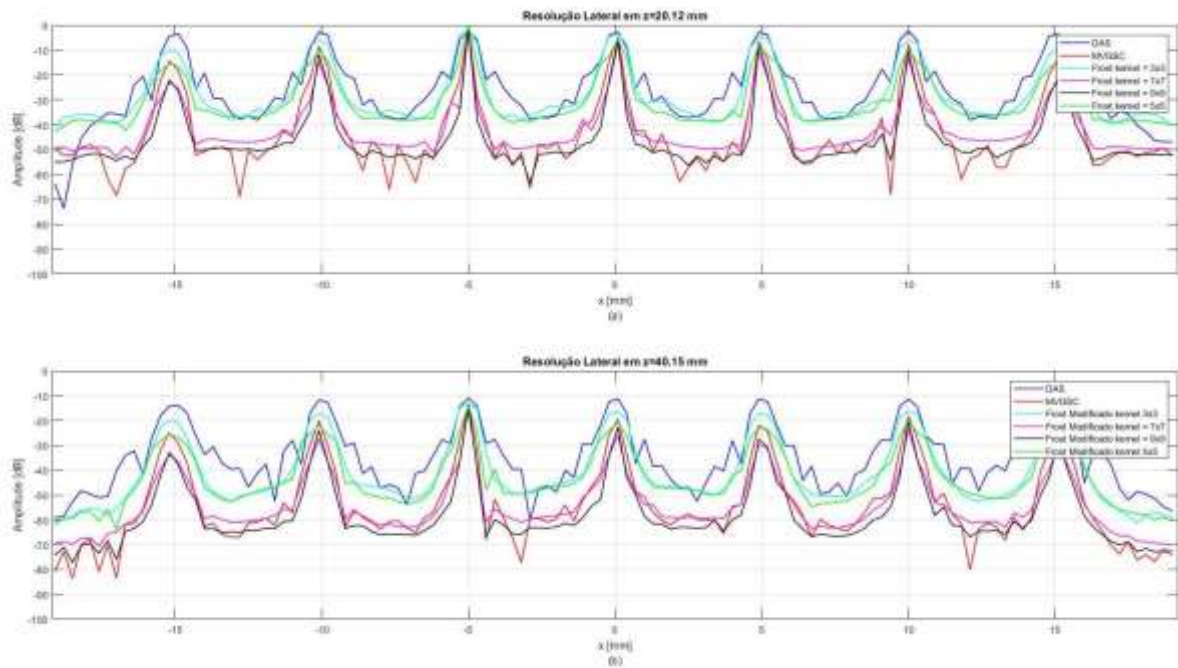
Fonte: O autor (2021).

Figura 133 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-F $\text{kernel } 3 \times 3$



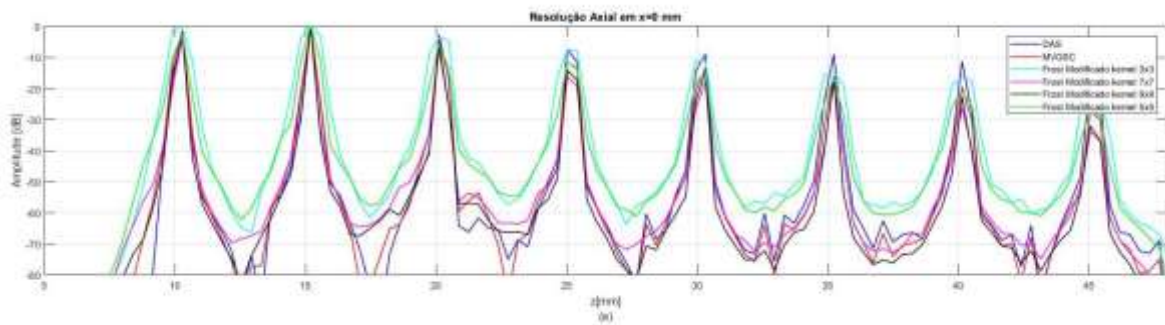
Fonte: O autor (2021).

Figura 134 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FM com $kernel\ 3\times 3, 5\times 5, 7\times 7$ e 9×9



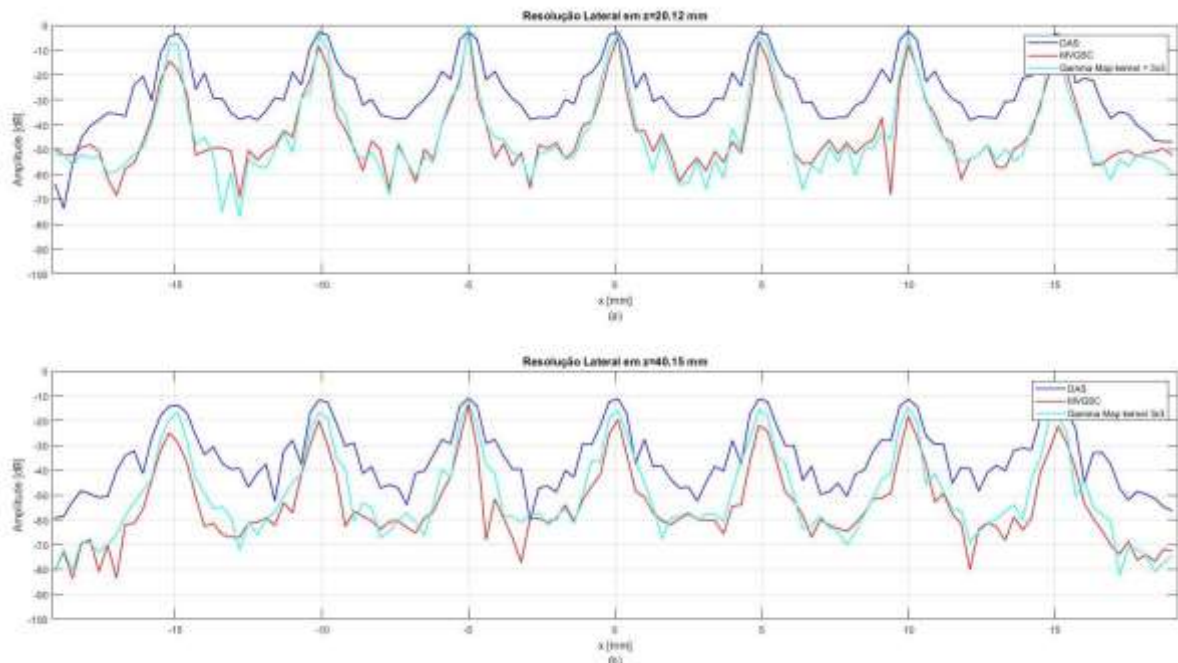
Fonte: O autor (2021).

Figura 135 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FM e $kernel\ 3\times 3, 5\times 5, 7\times 7$ e 9×9 .



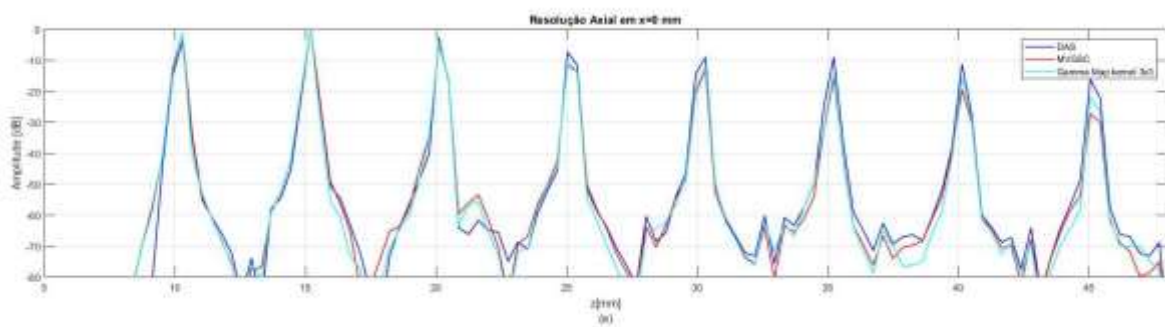
Fonte: O autor (2021).

Figura 136 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-GM com $\text{kernel } 3 \times 3$



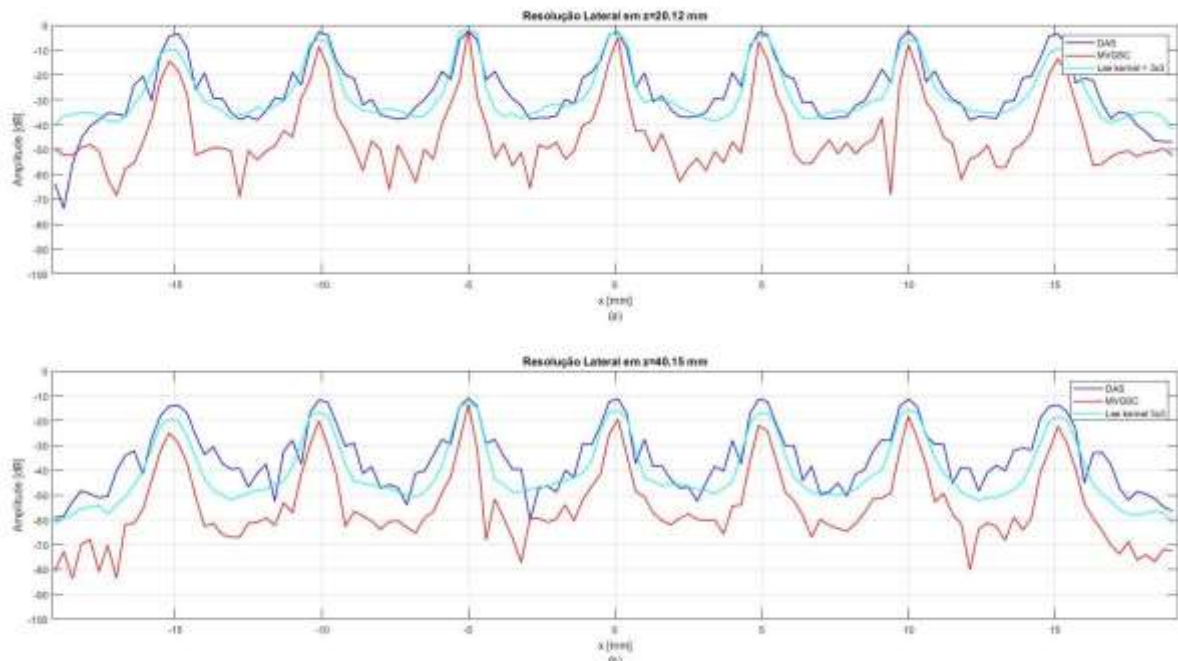
Fonte: O autor (2021).

Figura 137 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-GM $\text{kernel } 3 \times 3$



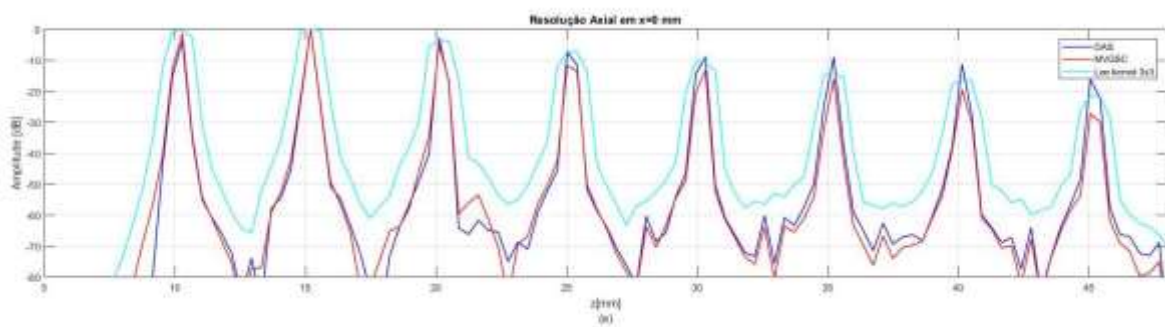
Fonte: O autor (2021).

Figura 138 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-L com $\text{kernel } 3 \times 3$



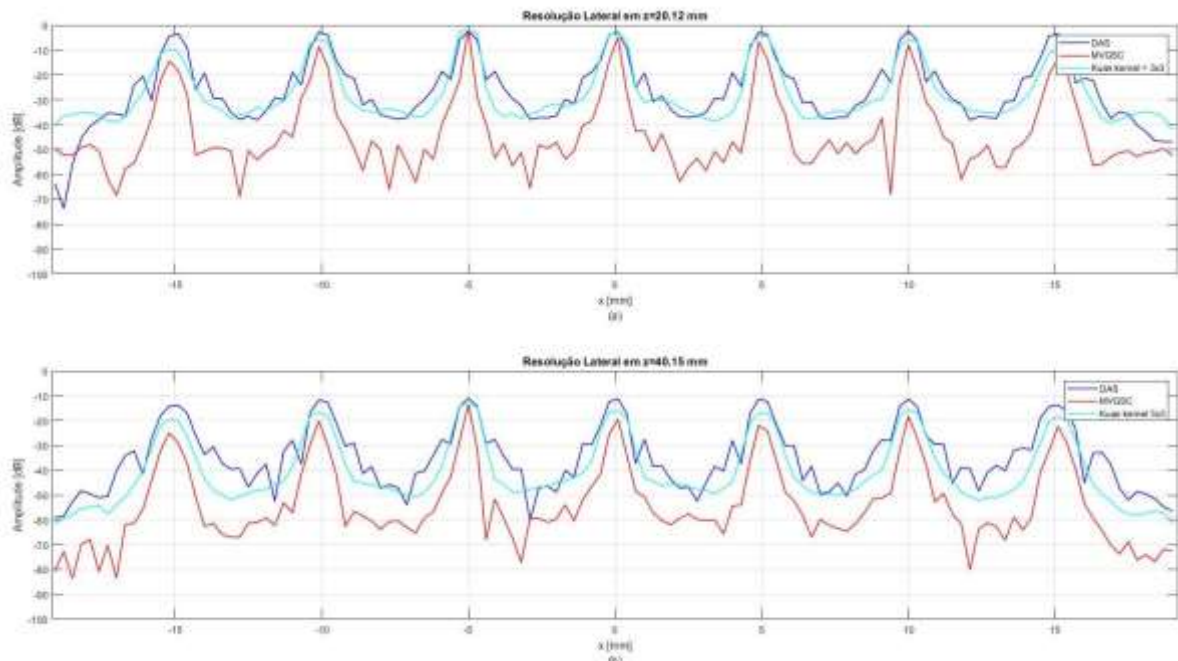
Fonte: O autor (2021).

Figura 139 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-L $\text{kernel } 3 \times 3$



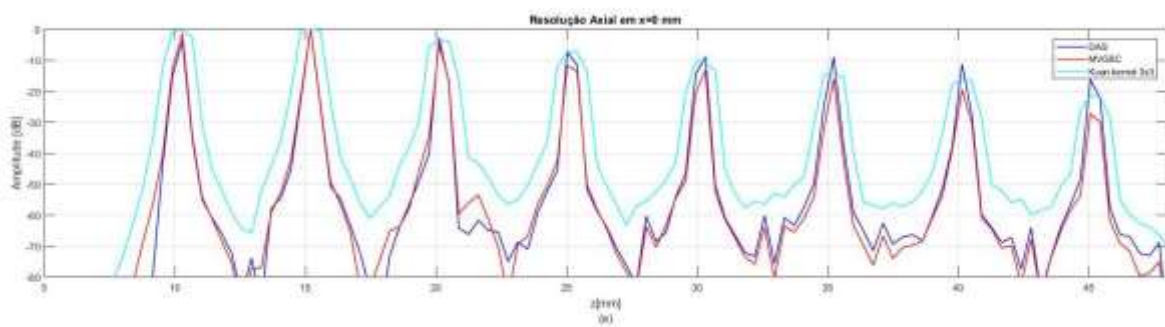
Fonte: O autor (2021).

Figura 140 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-K com $\text{kernel } 3 \times 3$



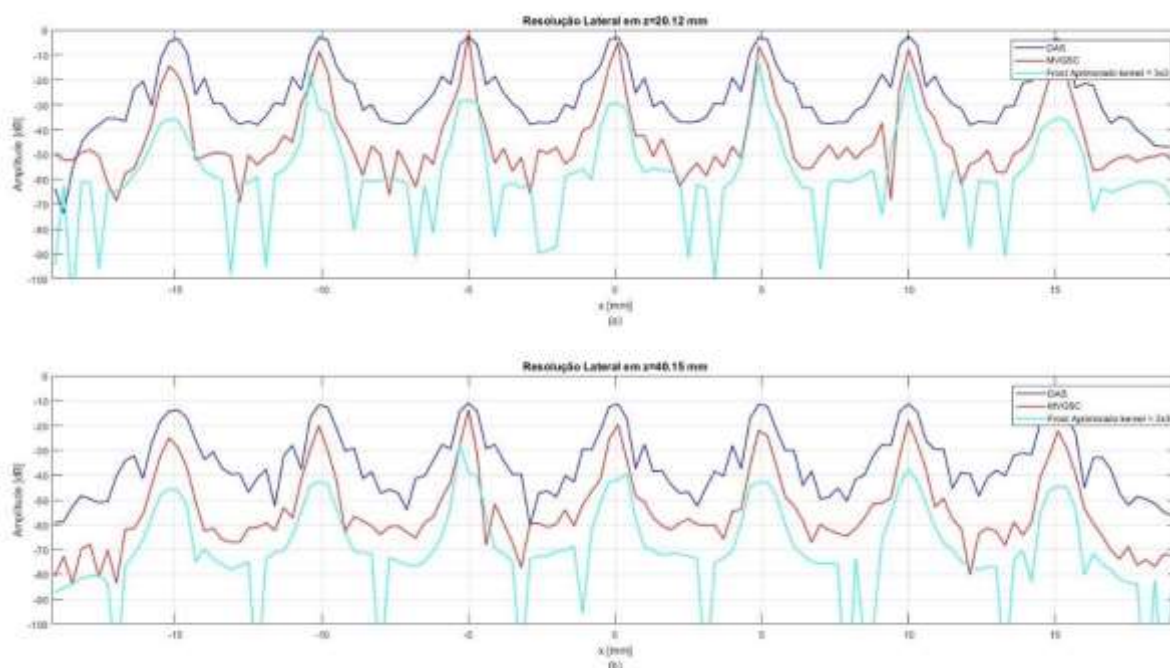
Fonte: O autor (2021).

Figura 141 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-K $\text{kernel } 3 \times 3$



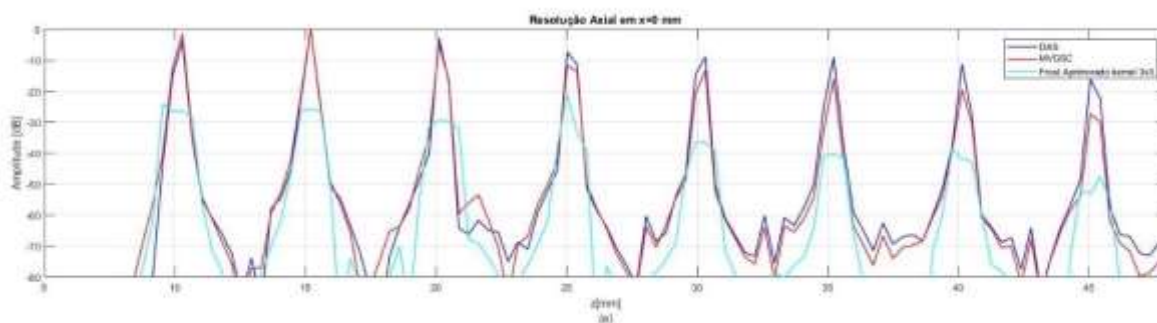
Fonte: O autor (2021).

Figura 142 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FA com $\text{kernel } 3 \times 3$



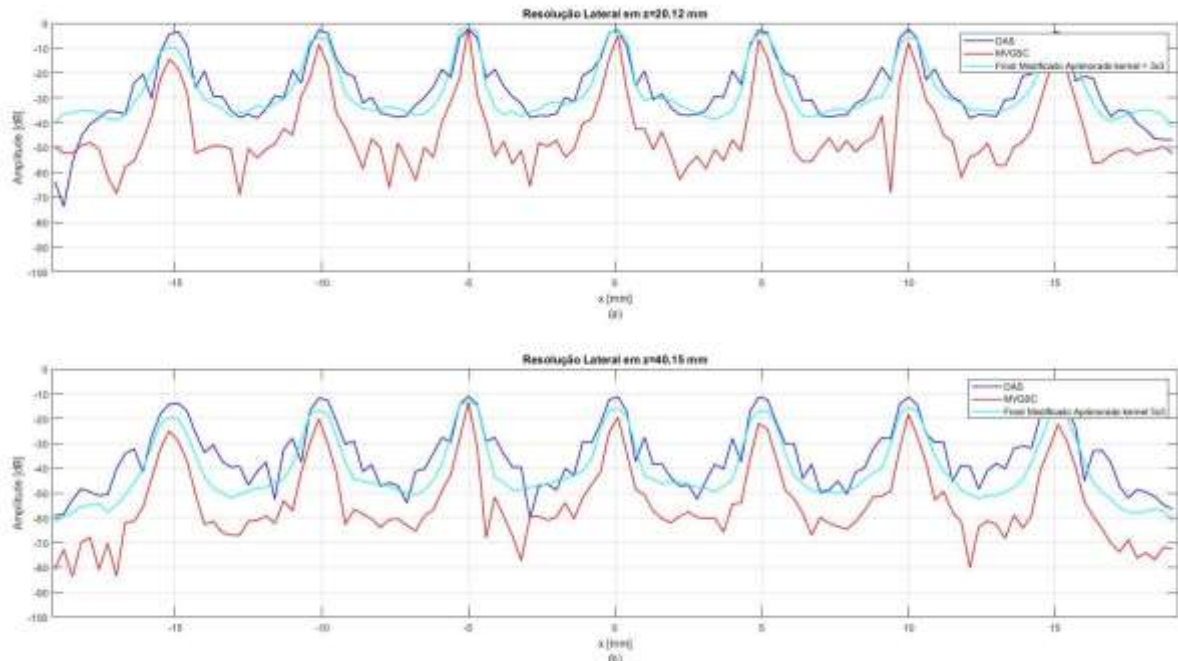
Fonte: O autor (2021).

Figura 143 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FA $\text{kernel } 3 \times 3$



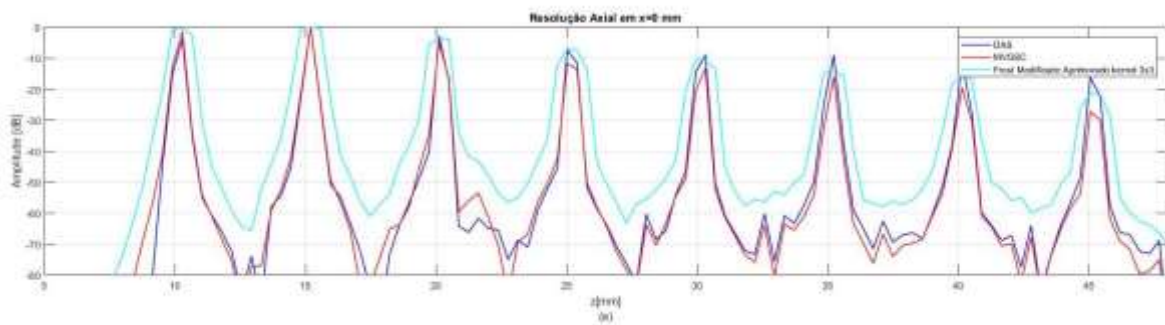
Fonte: O autor (2021).

Figura 144 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-FMA com $\text{kernel } 3 \times 3$



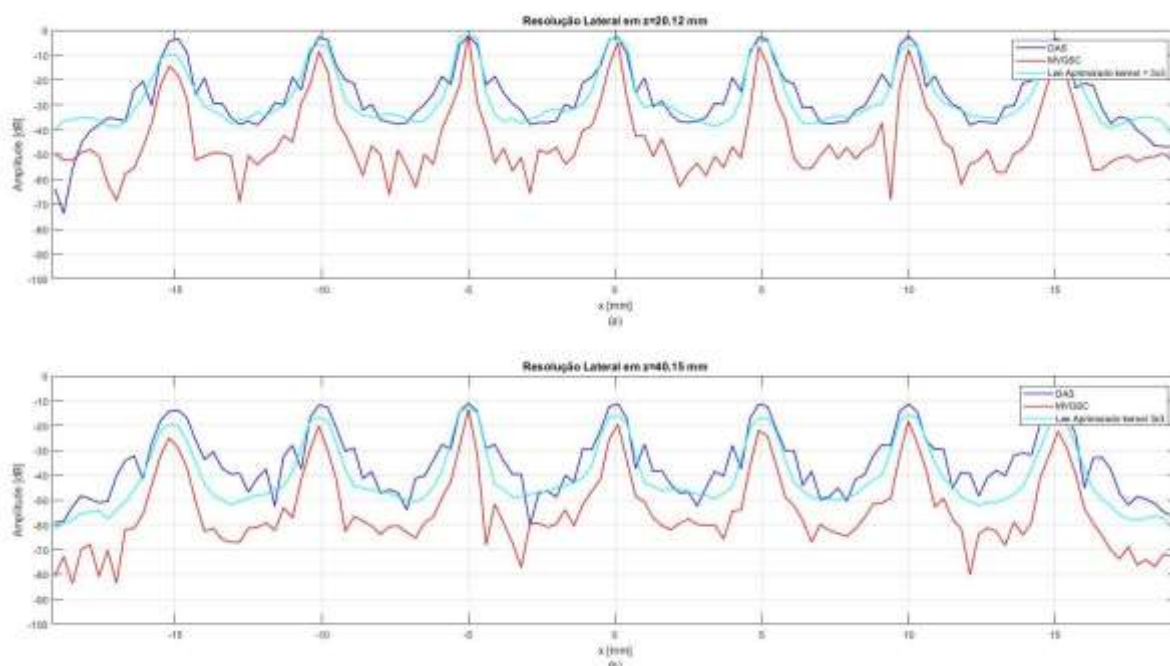
Fonte: O autor (2021).

Figura 145 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-FMA $\text{kernel } 3 \times 3$



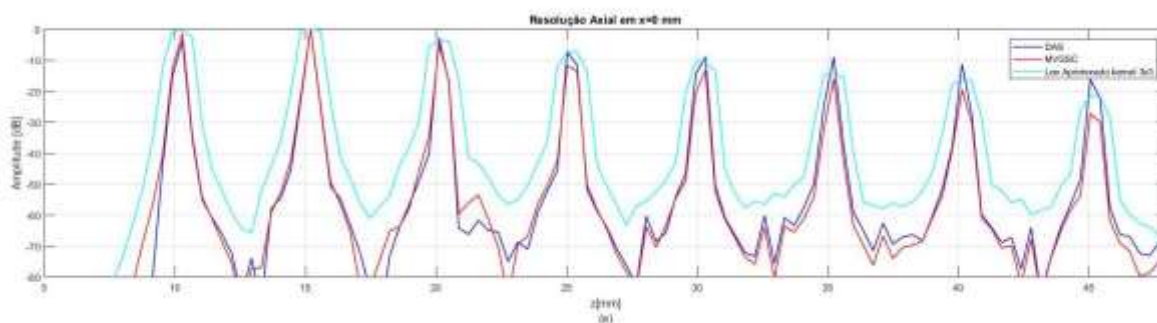
Fonte: O autor (2021).

Figura 146 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC-LA com $\text{kernel } 3 \times 3$



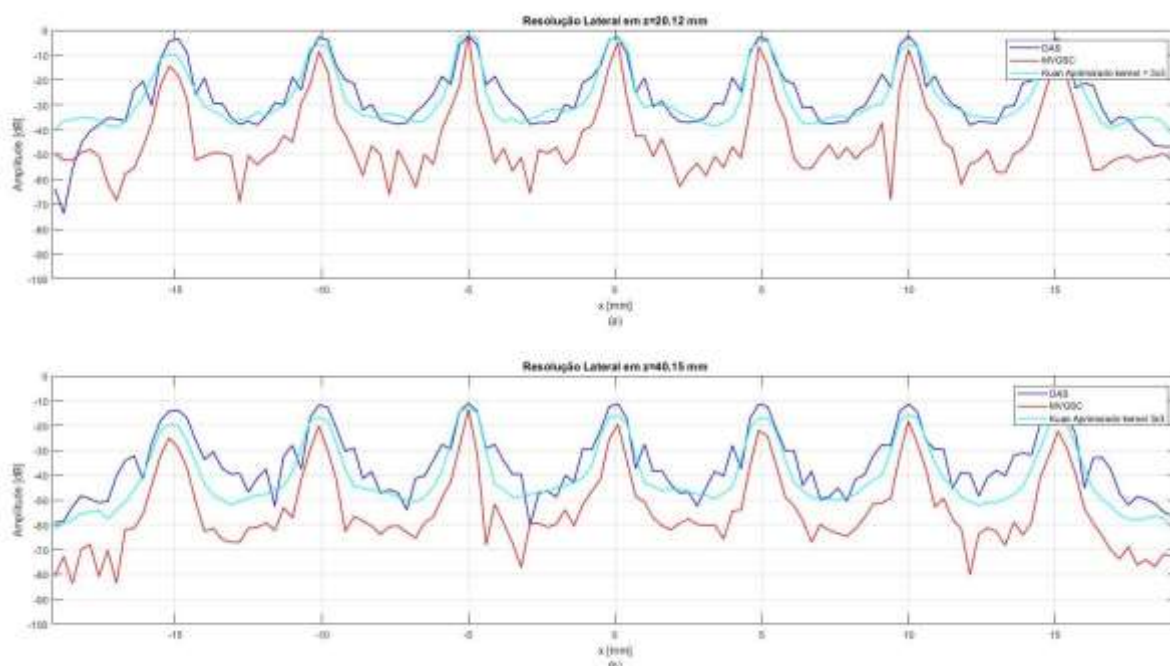
Fonte: O autor (2021).

Figura 147 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC-LA $\text{kernel } 3 \times 3$



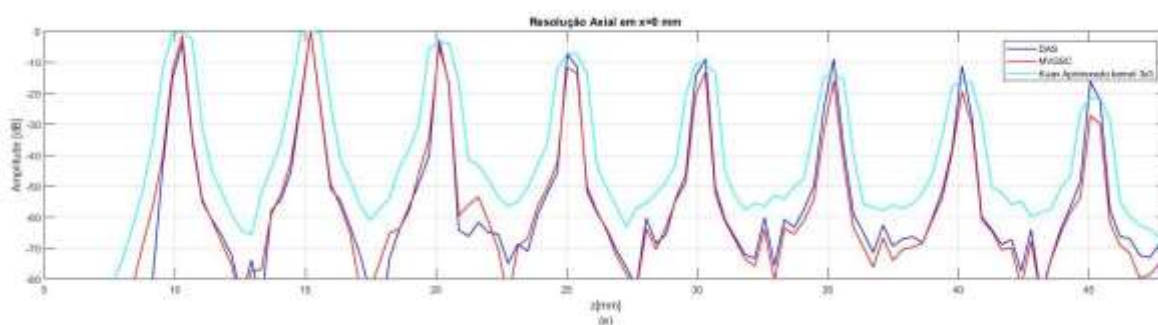
Fonte: O autor (2021).

Figura 148 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC, MVGSC–KA com $\text{kernel } 3 \times 3$



Fonte: O autor (2021).

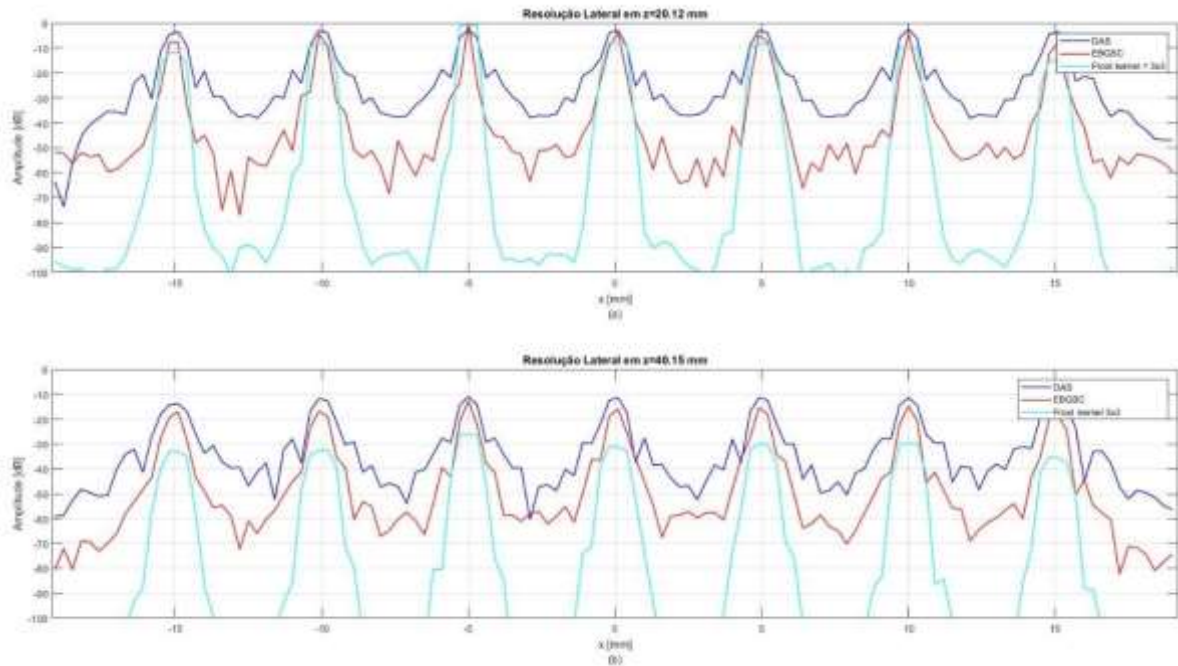
Figura 149 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, MVGSC e MVGSC–KA $\text{kernel } 3 \times 3$



Fonte: O autor (2021).

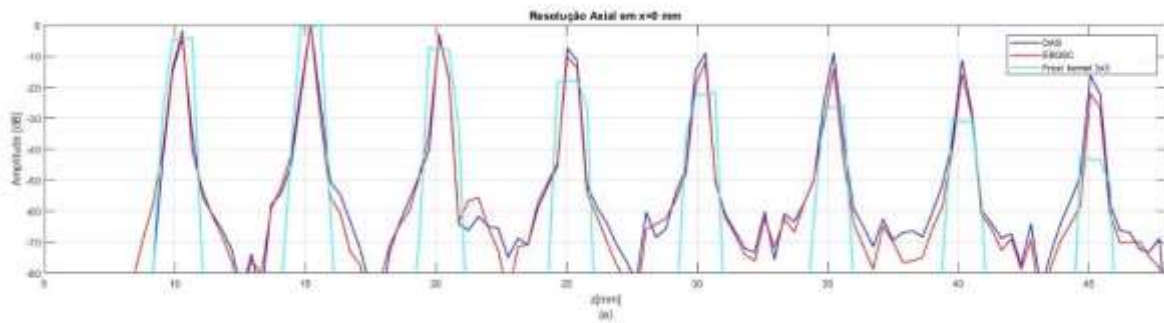
APÊNDICE E – COMPORTAMENTO DO SINAL NO EIXO LATERAL E AXIAL PARA SIMULAÇÃO COM ONZE PLANOS DE ONDAS DO BEAMFORMER EBGSC ALIADO AOS PÓS-FILTROS

Figura 150 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-F com $\text{kernel } 3 \times 3$



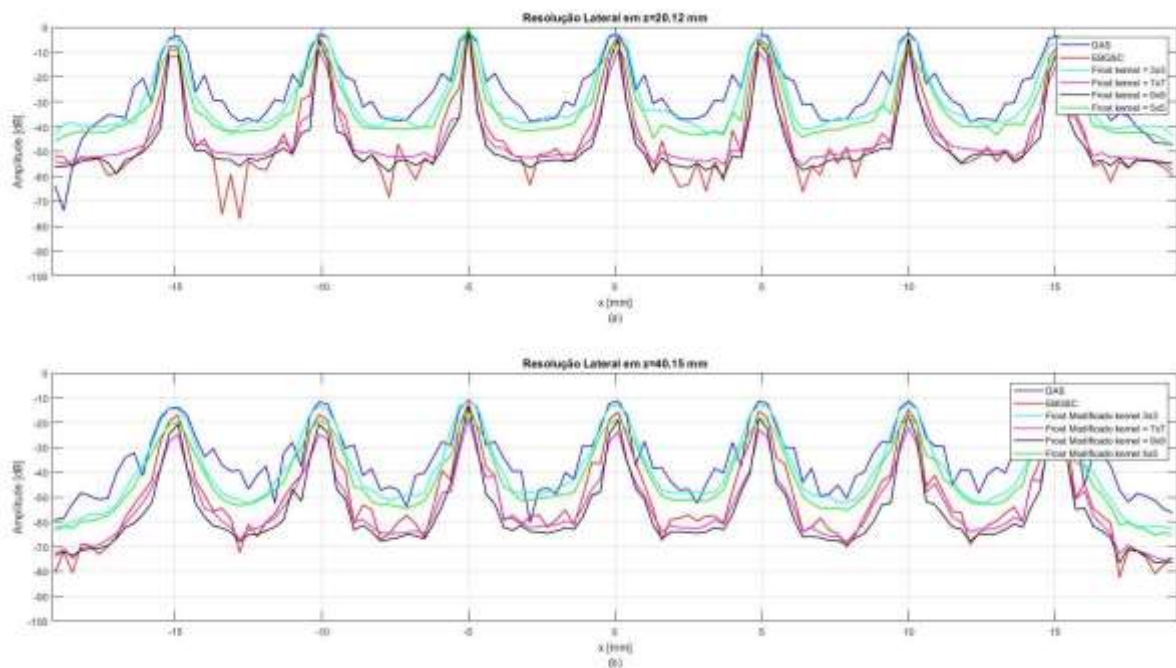
Fonte: O autor (2021).

Figura 151 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC -F $\text{kernel } 3 \times 3$



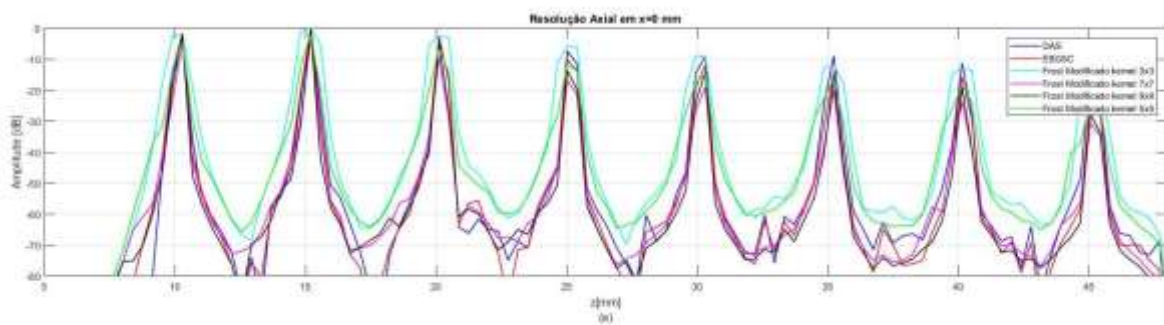
Fonte: O autor (2021).

Figura 152 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-FM com $kernel\ 3\times 3, 5\times 5, 7\times 7$ e 9×9 .



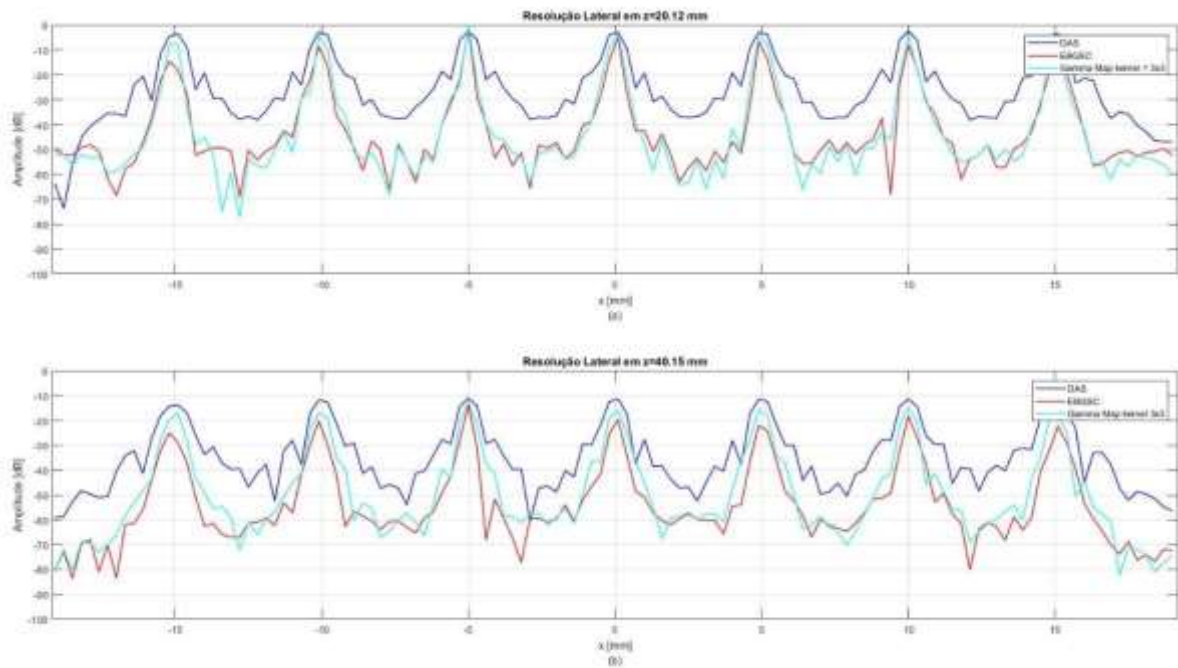
Fonte: O autor (2021).

Figura 153 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-F $kernel\ 3\times 3, 5\times 5, 7\times 7$ e 9×9



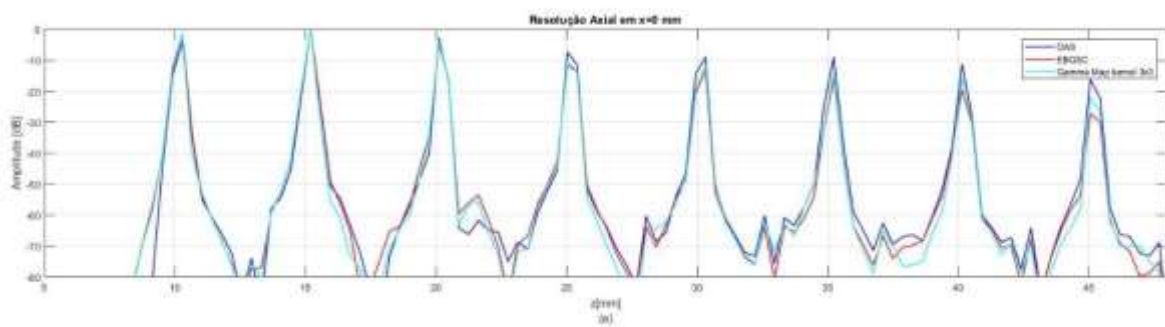
Fonte: O autor (2021).

Figura 154 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–GM com $\text{kernel } 3 \times 3$



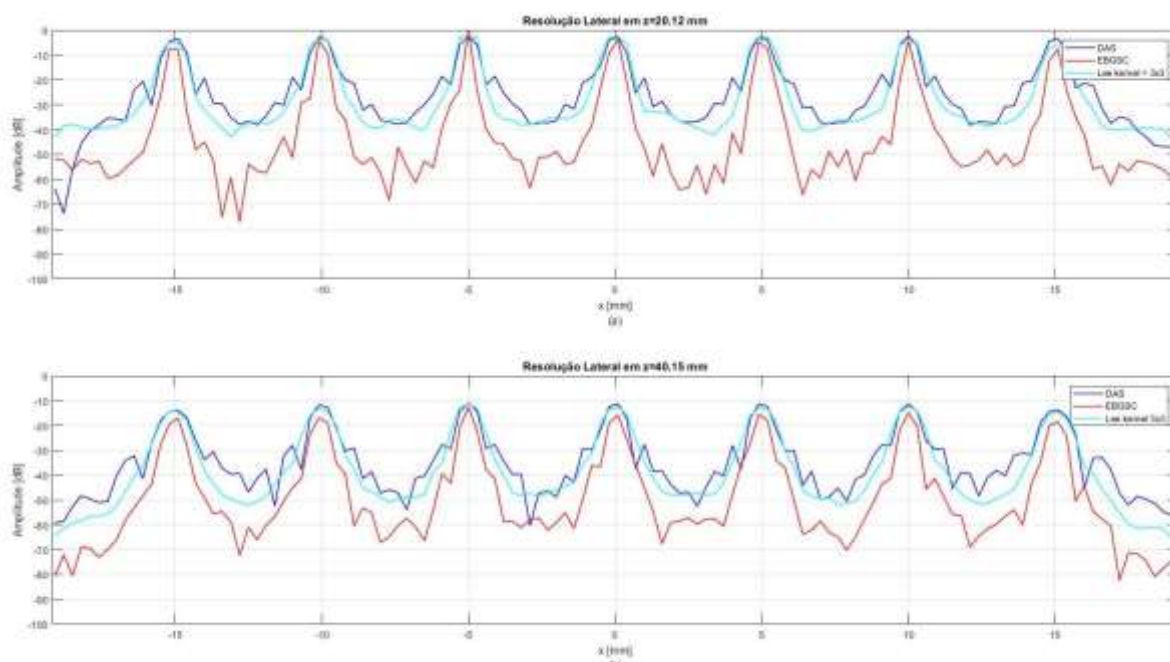
Fonte: O autor (2021).

Figura 155 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –GM $\text{kernel } 3 \times 3$



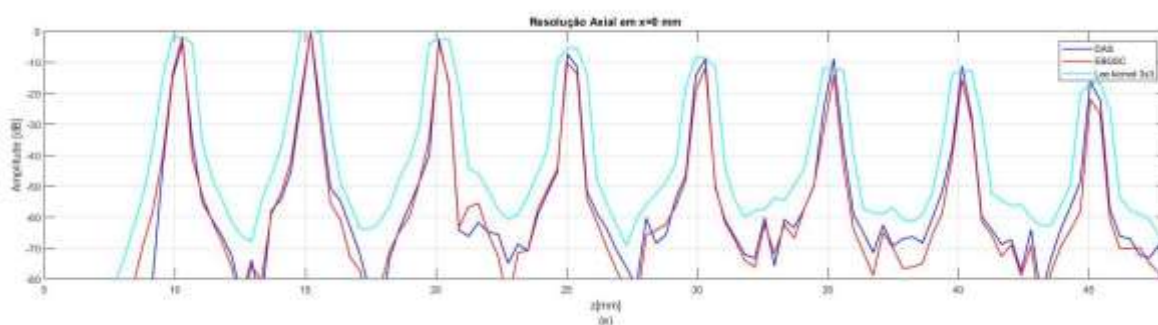
Fonte: O autor (2021).

Figura 156 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-L com $\text{kernel } 3 \times 3$



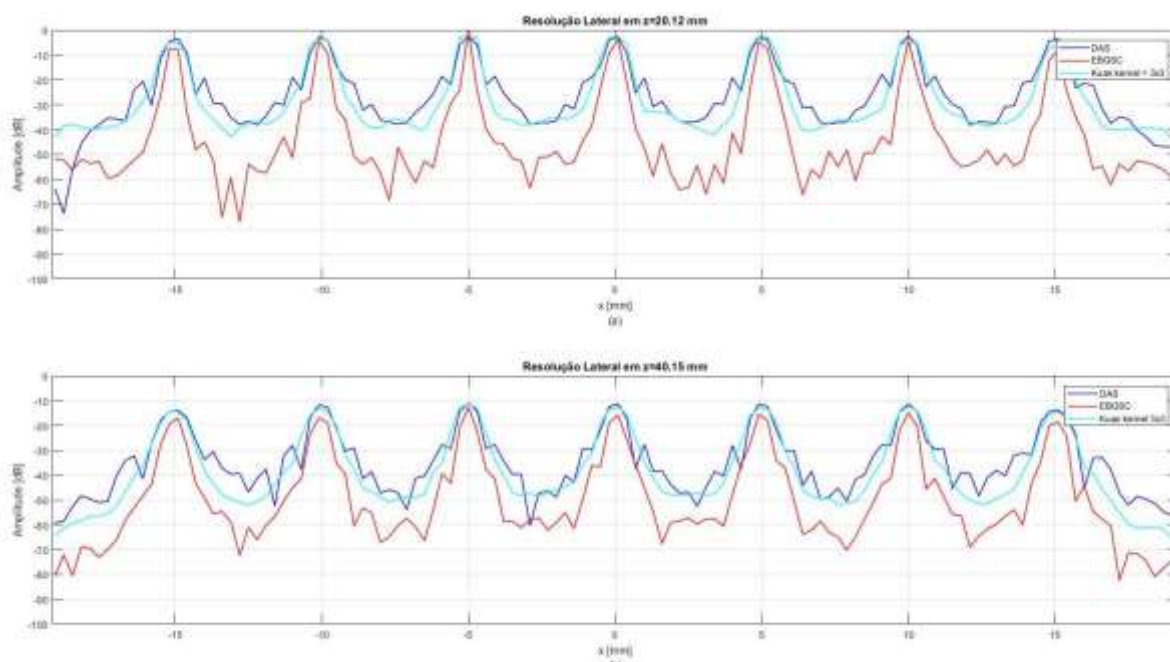
Fonte: O autor (2021).

Figura 157 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-L $\text{kernel } 3 \times 3$



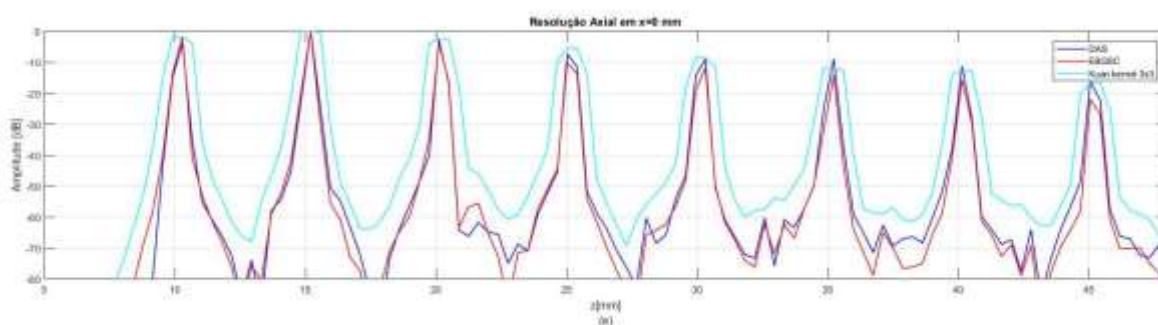
Fonte: O autor (2021).

Figura 158 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-K com $\text{kernel } 3 \times 3$



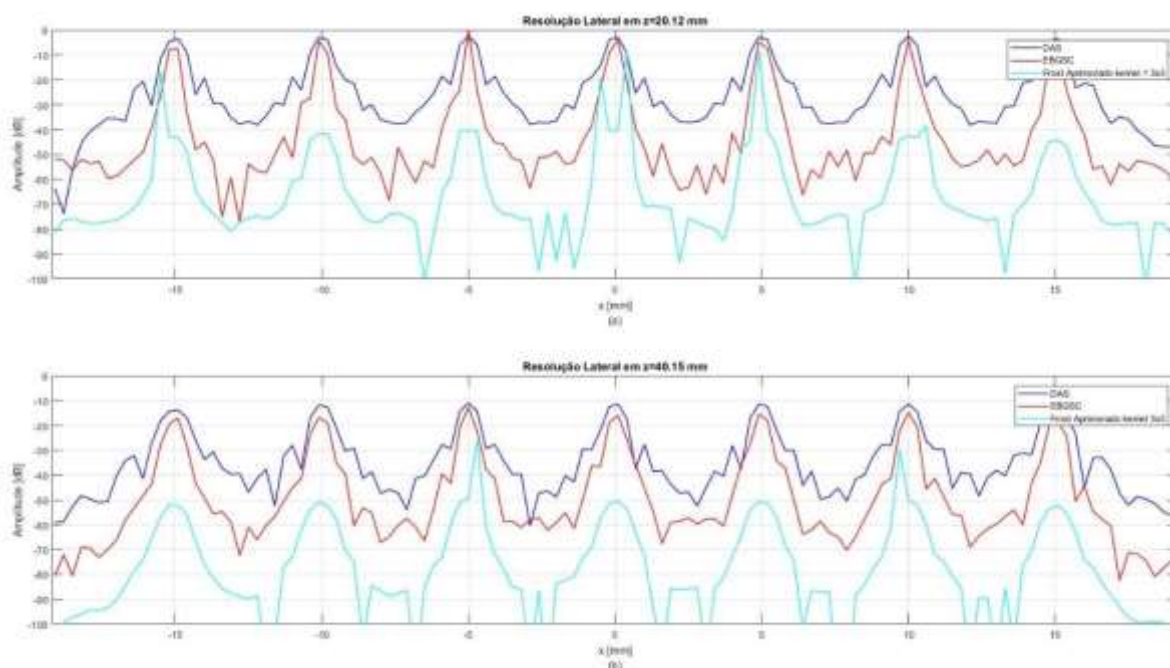
Fonte: O autor (2021).

Figura 159 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-K $\text{kernel } 3 \times 3$



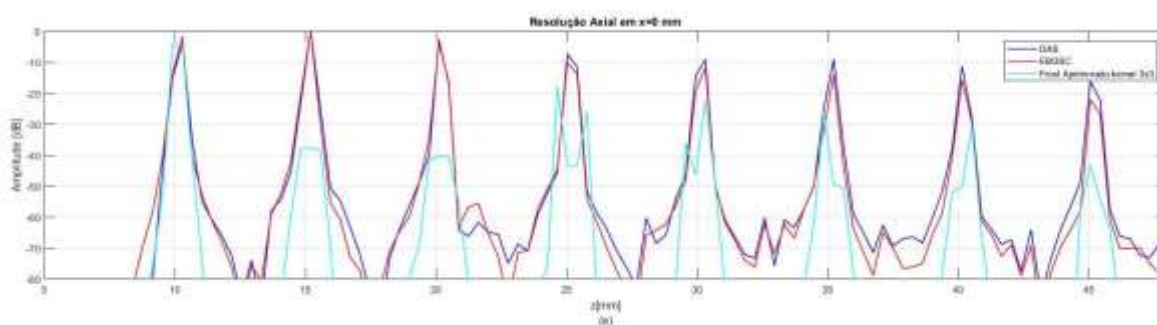
Fonte: O autor (2021).

Figura 160 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-FA com $\text{kernel } 3 \times 3$



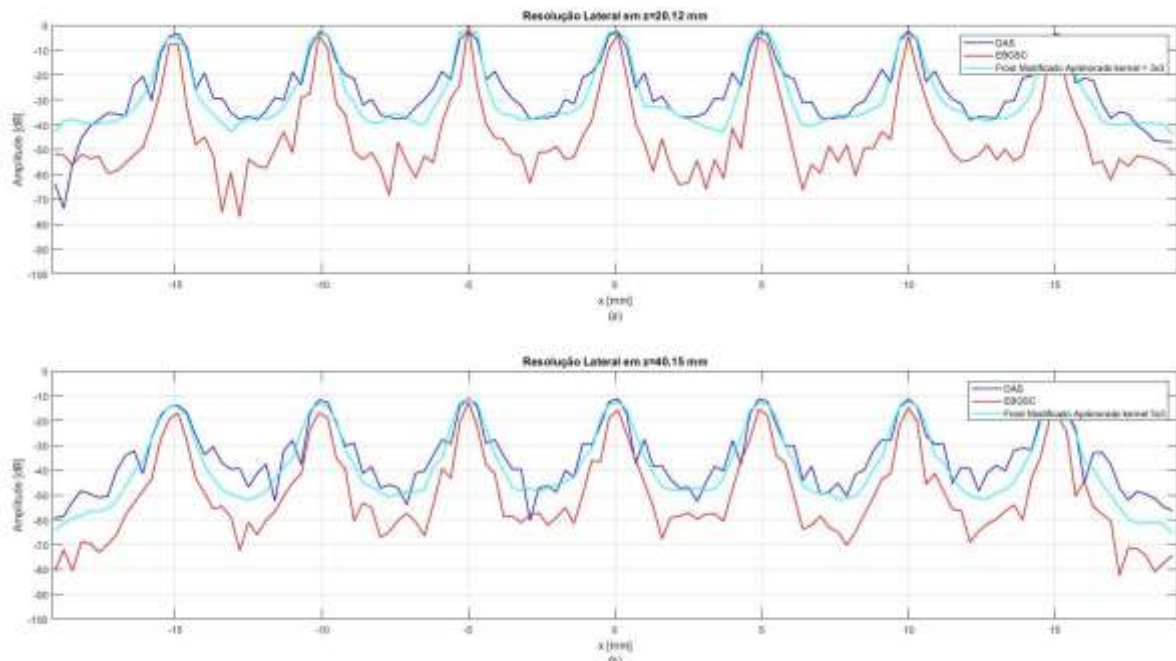
Fonte: O autor (2021).

Figura 161 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-FA $\text{kernel } 3 \times 3$



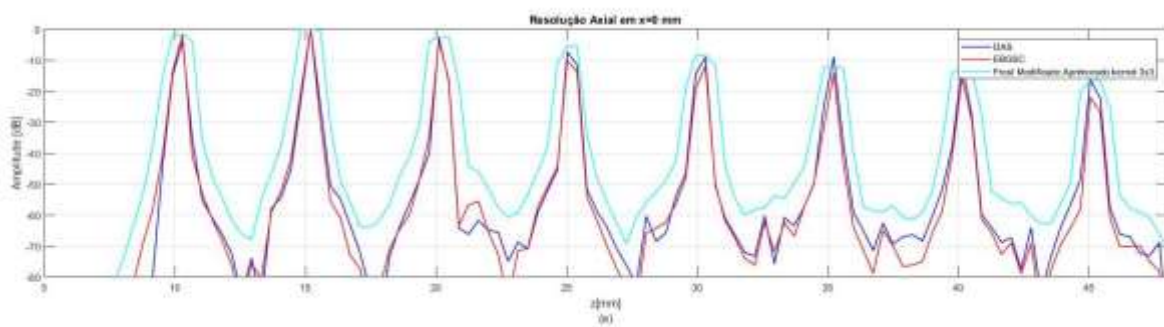
Fonte: O autor (2021).

Figura 162 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC–FMA com $\text{kernel } 3 \times 3$



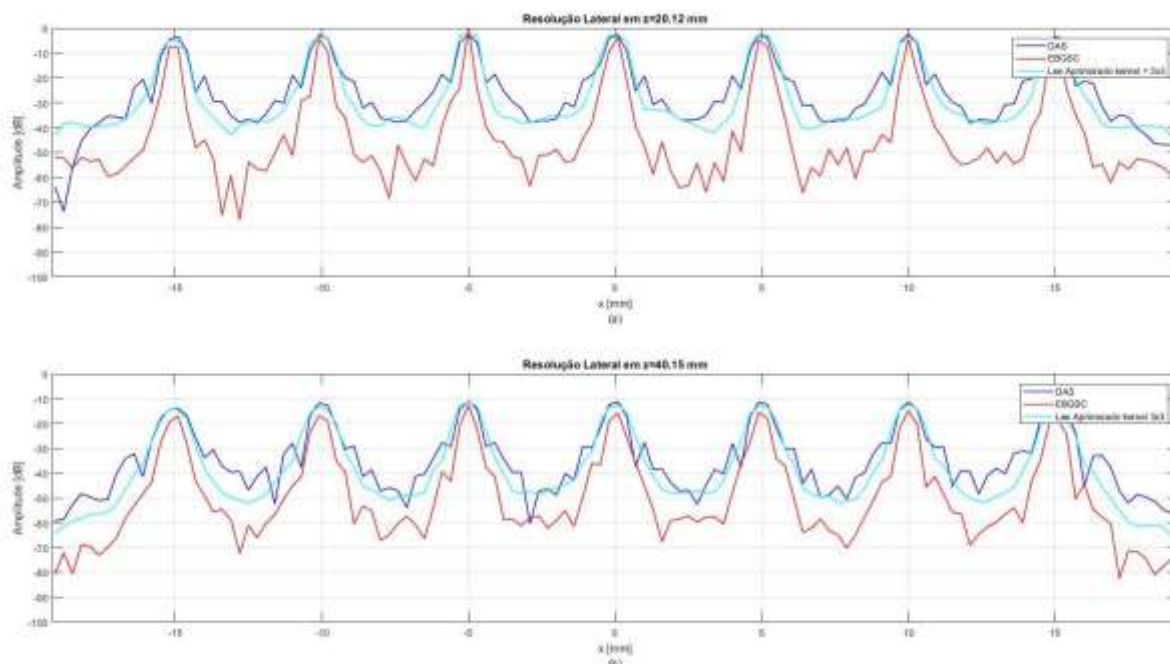
Fonte: O autor (2021).

Figura 163 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC –FMA $\text{kernel } 3 \times 3$



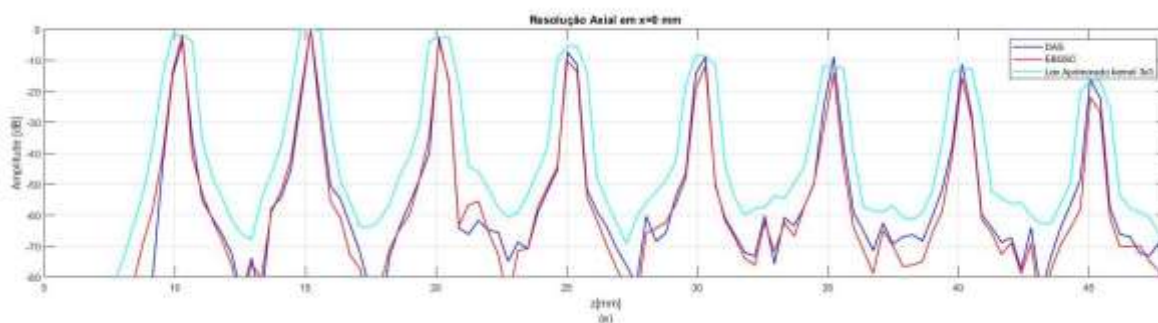
Fonte: O autor (2021).

Figura 164 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-LA com $\text{kernel } 3 \times 3$



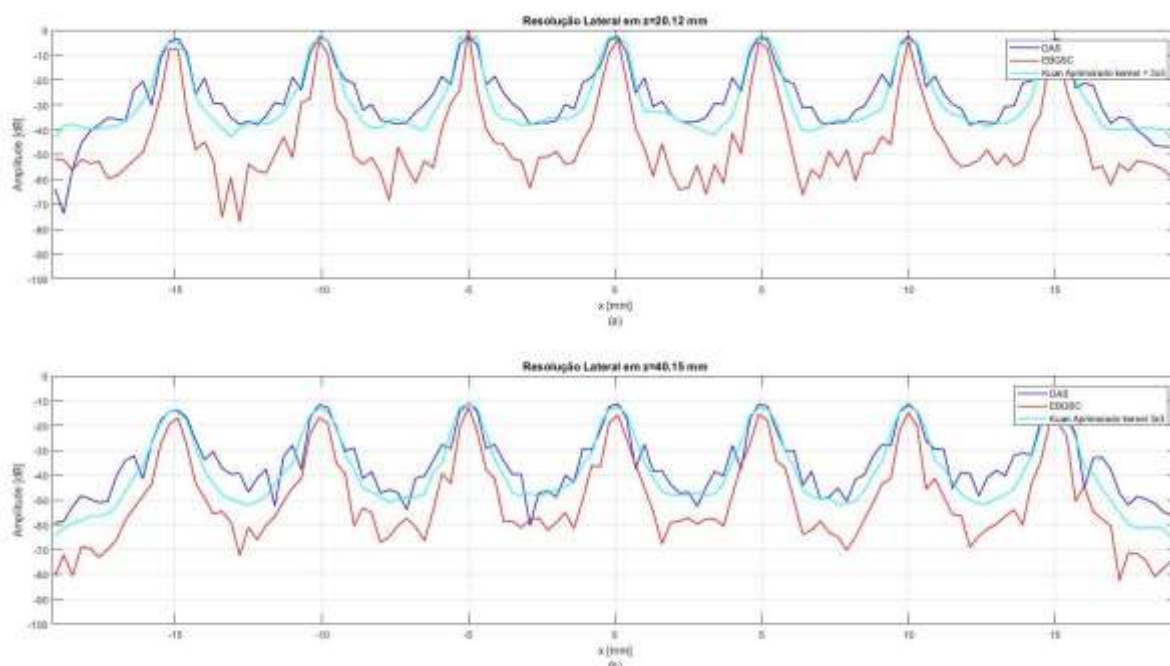
Fonte: O autor (2021).

Figura 165 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-LA $\text{kernel } 3 \times 3$



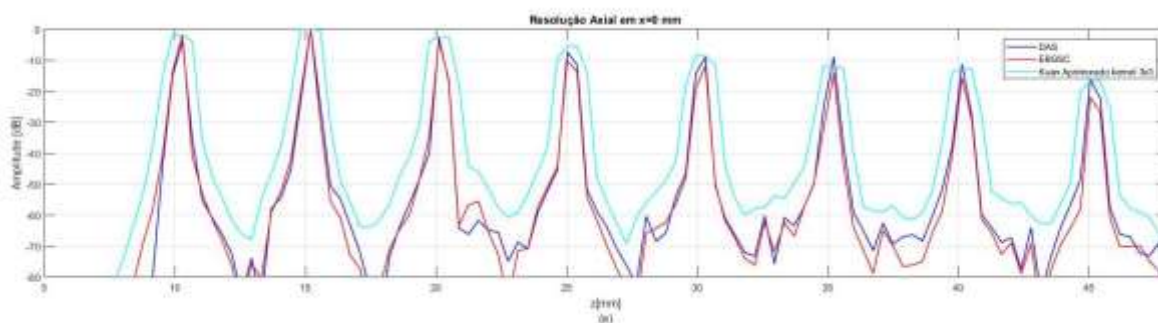
Fonte: O autor (2021).

Figura 166 – Comportamento do sinal no eixo lateral para simulação com onze planos de ondas nas regiões (a) R2 com $z = 20,12\text{mm}$ e (b) R3 com $z = 40,15\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC, EBGSC-KA com $\text{kernel } 3 \times 3$



Fonte: O autor (2021).

Figura 167 – Comportamento do sinal no eixo axial para simulação com onze planos de ondas na região R1 em $x = 0\text{mm}$ com os métodos DAS, EBGSC e EBGSC-KA $\text{kernel } 3 \times 3$



Fonte: O autor (2021).