

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

DIOGO WACHTEL GRANADO

**COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS DELAY-AND-SUM E F-K MIGRATION PARA
RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DOPPLER POR ULTRASSOM**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2017

DIOGO WACHTEL GRANADO

**COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS DELAY-AND-SUM E F-K MIGRATION PARA
RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DOPPLER POR ULTRASSOM**

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

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

CURITIBA

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

G748c Granado, Diogo Wachtel
2017 Comparação entre métodos *delay-and-sum* e *f-k migration* para reconstrução de imagens Doppler por ultrassom / Diogo Wachtel Granado.-- 2017.
139 f.: il.; 30 cm.

Disponível também via World Wide Web.

Texto em português com resumo em inglês.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2017.

Bibliografia: f. 126-133.

1. Ultrassom - Qualidade da imagem. 2. Doppler, Ultrassonografia. 3. Diagnóstico por imagem. 4. Processamento de imagens - Modelos matemáticos. 5. Reconstrução de imagens. 6. Métodos de simulação. 7. Engenharia biomédica. 8. Engenharia elétrica - Dissertações. I. Maia, Joaquim Miguel, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD: Ed. 22 -- 621.3

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

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 780

A Dissertação de Mestrado intitulada “**COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS DELAY-AND-SUM E F-K MIGRATION PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM DOPPLER COM ULTRASSOM**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Diogo Wachtel Granado**, no dia 15 de dezembro de 2017, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

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

Prof(a). Dr(a). Gustavo Theodoro Laskoski- (IFPR)

Prof(a). Dr(a). Amauri Amorin Assef - (UTFPR)

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

Curitiba, 15 de dezembro de 2017.

AGRADECIMENTOS

À minha noiva Denise, por todo apoio e a sempre me incentivar a nunca desistir.

Ao Professor Dr. Joaquim Miguel Maia, por toda a paciência e empenho com que sempre me orientou. Por ter acreditado em mim e me dado a oportunidade de realizar este trabalho. Obrigado por ter me corrigido quando necessário sem nunca me desmotivar.

À minha família, pela confiança em minha capacidade e todo apoio durante toda minha formação acadêmica e minha caminhada até a conclusão deste mestrado. Obrigado pelas palavras de incentivo para continuar a jornada.

Igualmente agradeço aos amigos do grupo de pesquisa em ultrassom que sempre me ajudaram nas dificuldades acrescentando com novas ideias para desenvolver este projeto, Acácio José Zimbico, Amauri Assef e Nivaldo Schiefler. Muito obrigado.

Agradeço aos meus amigos da graduação, pelo apoio, conselhos e amizade, em especial, Eduardo Tondin, Gustavo Dambiski, Kayro Massayuki da Silva Tanaka, Kenneth Sato, Leandro Camargo, Leonardo Pordeus, Marcelo de Oliveira, Fábio Kravetz, Lucas Tavares, Thiago Evaldo Rosa, Thiago Miura e Larissa Oshiro, obrigado pela amizade e constantes conselhos durante todo o período de mestrado.

Agradeço a todos os colegas da Unify pela compressão e ajuda na flexibilidade da minha ausência nesses anos de dedicação ao mestrado.

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

RESUMO

GRANADO, Diogo Wachtel. Comparação entre métodos delay-and-sum e *f-k migration* para reconstrução de imagens Doppler por ultrassom. 2017. 127 f. Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI). Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2017.

Os sistemas de ultrassom para imagens médicas sempre estão em evolução. Na área de imagem Doppler, em que se pode observar o movimento do objeto, principalmente o fluxo sanguíneo, encontram-se algumas técnicas para obtenção de melhor qualidade de imagem. Os principais problemas da técnica Doppler são a complexidade e a quantidade de dados a serem processados para a formação das imagens. Este trabalho buscou avaliar dois métodos para processamento de imagens Doppler. Inicialmente, foram realizados estudos com o *beamforming* tradicional gerado pela plataforma de pesquisas ULTRA-ORS no laboratório de ultrassom. Após, foram realizados estudos com o equipamento Verasonics Vantage™ utilizando geração de onda de ultrassom planas, *plane-wave*, com um transdutor linear modelo L11-4v de 128 elementos. Os *phantoms* utilizados foram o CIRS Doppler *String Phantom model 043* e o Doppler *Flow Phantoms & Pumping Systems* da ATS. Foram implementados algoritmos para reconstrução das imagens em modo B no Matlab® utilizando os métodos *delay-and-sum* e *f-k migration*, com a geração de imagens Doppler colorido e *Power Doppler*. Os dados para geração de imagem modo B com *plane-wave* foram adquiridos com variação de 1 a 75 ângulos, na faixa entre -8,88° e 8,88°, com passo de 0,24°. Os resultados obtidos com o *f-k migration* apresentaram maior resolução, com erros de 1,0 % e 0,8 % para as resoluções lateral e axial, respectivamente, enquanto o método DAS apresentou erros de 12,0 % para resolução lateral e 10,0 % para resolução axial. Para geração das imagens *Doppler* com *plane-wave* os dados foram adquiridos com variação de 1 a 21 ângulos, na faixa entre -15,0° e 15,0°, com passo de 1,5°. A estimação da velocidade através da técnica Doppler apresentou melhores resultados utilizando-se o método DAS, com erro de 8,3 %, enquanto o método *f-k migration* apresentou erro de 16,6 %. Analisando-se os resultados obtidos, foi possível verificar que a técnica *plane-wave* permite a geração de imagens com maior taxa de quadros por segundo do que os métodos tradicionais. Também pode se observar que o método *f-k migration* gera imagens de maior qualidade com menor número de ângulos de aquisição, cerca de 9 ângulos, porém possui pior desempenho para geração de imagens Doppler quando comparado ao DAS.

Palavras-chave: Ultrassom. Doppler. Processamento de imagens. Onda plana.

ABSTRACT

GRANADO, Diogo Wachtel. Comparison between f-k migration and delay-and-sum methods for ultrasound Doppler imaging. 2017. 127 P. Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI). Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2017.

The medical ultrasound equipment is always evolving. In the field of Doppler imaging, which object movement and mainly blood flow of vessels can be measured, there are some techniques to improve image quality. The main problems of the Doppler technique are the complexity and the amount of data to be processed for the image reconstruction. The aim of this work was to evaluate two methods for Doppler images processing. Initially, studies were carried out with the traditional beamforming technique, generated by the research platform ULTRA-ORS in the ultrasound laboratory. Then, with the Verasonics Vantage™ equipment, it was generated ultrasound plane waves with a linear transducer L11-4v of 128 elements. Two Doppler phantoms were used, the CIRS Doppler String Phantom model 043 and the Doppler Flow Phantoms & Pumping Systems from ATS. Algorithms for B mode image reconstruction were developed in Matlab® using the methods Delay-and-Sum and f-k Migration to generate Color Doppler and Power Doppler images. The B mode images with plane-wave were generated from the data acquired with 1 to 75 angles, ranging from -8.88° to 8.88° and 0.24° step. The f-k migration's results presented higher resolutions than DAS method, with errors of 1.0 % and 0.8 % for lateral and axial resolutions, respectively, while the DAS method presented errors of 12.0 % for lateral resolution and 10.0 % for axial resolution. The data for color Doppler images with plane-wave generation were acquired with 1 to 21 angles, ranging from -15.0° to 15.0° and 1.5° step. The Doppler velocity estimation using the DAS method showed better results (error of 8.3 %) than the f-k migration (error of 16.6 %). Analyzing the obtained results, it was possible to see that the plane wave imaging technique allows the improvement of the frame-rate, being faster than traditional methods. Additionally, it was verified that f-k migration method produces images with better quality using less steering angles, approximately 9 angles, but it shows worse performance when generating Doppler images.

Keywords: Ultrasound. Doppler. Image processing. Plane wave.

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-----------|--|
| 2-D | Bidimensional |
| A | Amplitude |
| ADC | <i>Analog-to-Digital Converter</i> |
| B | Brilho |
| DAC | <i>Digital-to-Analog Converter</i> |
| DSP | <i>Digital Signal Processor</i> |
| FFT | <i>Fast Fourier Transform</i> |
| FPGA | <i>Field Programmable Gated Array</i> |
| FR | <i>Frame rate</i> |
| GUI | <i>Graphical User Interface</i> |
| I | Sinal em fase |
| LNA | <i>Low Noise Amplifier</i> |
| M | Movimento |
| PRF | <i>Pulse Repetition Frequency</i> |
| PZT | Titanato Zirconato de Chumbo |
| Q | Sinal em Quadratura |
| <i>RF</i> | Sinais brutos de ultrassom |
| Rx | Recepção |
| SNR | <i>Signal-to-Noise Ratio</i> |
| TGC | <i>Time Gain Compensation</i> |
| Tx | Transmissão |
| ULTRA-ORS | <i>Ultrasound Open Research System</i> |
| US | Ultrassom |
| UTFPR | Universidade Tecnológica Federal do Paraná |
| VCA | <i>Variable Controlled Amplifier</i> |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|-----------|---|
| a | Amplitude do pulso |
| b | Amplitude do refletor |
| c | Velocidade de propagação da onda acústica no meio |
| \hat{c} | Velocidade de propagação da explosão |
| d | Profundidade em que o refletor se localiza. |
| D_f | Profundidade focal |
| f | Frequência |
| f_0 | Frequência emitida pelo transdutor |
| $f_{\#}$ | Relação entre distância focal e dimensão da abertura |
| f_d | Frequência Doppler |
| f_p | Frequência repetição de pulso |
| f_s | Frequência de amostragem |
| f_T | Frequência de transmissão |
| FR | Fator de Reflexão |
| $f(x)$ | Função genérica |
| $F(t)$ | Transformada de Hilbert |
| k | Número de onda |
| \hat{k} | Número de onda no modelo explodido |
| $kerf$ | Espaçamento entre elementos na dimensão lateral |
| ns | Índice do atraso em que se obtém o pico máximo |
| k_x | Número de onda em relação a x |
| k_z | Número de onda em relação a z |
| n_a | Número de elementos excitados |
| nd | Índice da amostragem |
| Nd | Número de elementos entre os picos |
| n_e | Número total de elementos do transdutor |
| n_{sc} | Número de varredura do sistema |
| T_{prf} | Período de repetição do pulso |
| $P(n)$ | Power Doppler |
| Pd | Distância entre os dois picos da função de apodização |

| | |
|--------------------------|--|
| P_i | <i>Pitch</i> do transdutor |
| $p(z)$ | Pressão acústica |
| $P(x_c, y_c, z_c)$ | Ponto central de referência da abertura |
| $P(x_f, y_f, z_f)$ | Ponto central da região focal |
| $P(x_i, y_i, z_i)$ | Ponto central do elemento PZT |
| R_{11} | Autocorrelação do sinal recebido, |
| $R_{12}(nd, k)$ | Função de correlação cruzada |
| $r_{rec}(t)$ | Envelope de um sinal monocromático contínuo no tempo |
| $rsqh(n, i)$ | Transformada por Hilbert na direção temporal |
| RF | Sinais brutos de ultrassom |
| t | Tempo |
| v | Velocidade de deslocamento do refletor |
| v_z | Velocidade em direção ao transdutor |
| v_x | Velocidade lateral |
| v_{max} | Velocidade máxima possível de ser medida |
| x | Dimensão lateral |
| $x_e(n, i)$ | Sinal do feixe esquerdo |
| $x_i(t)$ | Sinal recebido pelo transdutor |
| $x_s(nd, i)$ | Sinal amostrado |
| x_{RF} | Sinal acústico bruto |
| $(x_s, z_s,)$ | Posição do refletor |
| (\hat{x}_s, \hat{z}_s) | Posição da origem de um emissor de explosão |
| y | Dimensão elevacional |
| $y_d(n, i)$ | Sinal do feixe direito |
| z_p | Profundidade axial |
| z | Dimensão axial |
| Z | Impedância acústica |
| z_{max} | Profundidade máxima da medição |
| W_b | Largura do feixe na região focal |
| α | Coefficiente de atenuação |
| ω_i | Janela de apodização |
| λ | Comprimento de onda |
| λ_x | Período da oscilação lateral |

| | |
|-------------------|---|
| τ | Atraso temporal |
| $\tau\hat{s}(x)$ | Tempo de deslocamento no modelo explodido |
| $\tau s(x)$ | Tempo de viagem de retorno da onda acústica |
| μ_s | Média do sinal |
| σ_s | Desvio padrão do sinal |
| θ | Ângulo do feixe de ultrassom |
| θ_1 | Ângulo de incidência |
| θ_2 | Ângulo de refração |
| $\psi(x, z, t)$ | Campo escalar do EMR |
| $\phi(k_x, z, f)$ | Transformada de Fourier do campo escalar do EMR |
| $\Im\{R_1(1)\}$ | Componente Imaginária de $r(n)$ |
| $\Re\{R_1(1)\}$ | Componente Real de $r(n)$ |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Regiões de compressão e rarefação são formadas no meio durante a propagação de uma onda senoidal acústica. | 26 |
| Figura 2 - Diagrama básico de obtenção do sinal de Ultrassom. Em que pulso elétrico característico é aplicado sobre o transdutor, o qual gera ondas acústicas se propagam em um meio, quando encontram um obstáculo essas ondas são refletidas, podendo ser capturadas pelo transdutor. | 27 |
| Figura 3 - Onda acústica incidente na divisão entre dois meios de diferentes densidades. | 28 |
| Figura 4 - Coeficiente de atenuação conforme a variação da frequência para alguns tecidos biológicos | 31 |
| Figura 5 - (a) Dipolos elétricos desalinhados de um ferroelétrico, (b) Dipolo elétrico altamente alinhado de um cristal ferroelétrico. | 33 |
| Figura 6 - (a) Estrutura de composição 1-3, (b) Estrutura de composição de 2-2. | 34 |
| Figura 7 - Configuração e orientação de um modelo geral de um transdutor de ultrassom. | 35 |
| Figura 8 - Método convencional dos transdutores mais comuns; (a) matriz linear, (b) matriz em fase. | 36 |
| Figura 9 - Modelo geral do campo acústico gerado por um transdutor multicanal quando um grupo de elementos é excitado. | 37 |
| Figura 10 - Dinâmica de varredura de ultrassom com um transdutor de 64 elementos e abertura de 32, gerando 33 linhas de varredura. | 40 |
| Figura 11 - <i>Beamforming</i> com diferentes sequências de atrasos. (a) Modelo onda plana. (b) Modelo de onda plana orientada. (c) Feixe com foco definido. | 41 |
| Figura 12 - Diagrama básico do <i>beamforming de transmissão</i> de um transdutor de 8 canais; A unidade de <i>beamforming</i> TX converte o sinal de controle em sinal de alta tensão, ajusta a largura, determina o ganho, taxa de repetição e correção do ângulo. | 42 |
| Figura 13 - Diagrama da geometria de uma matriz linear com a focalização no ponto central P. | 43 |
| Figura 14 - Diagrama básico da formação do <i>beamforming</i> de um transdutor de 8 canais, demonstrando como funciona o atraso dos sinais e o somatório coerente. | 44 |
| Figura 15 - Diagrama em bloco de um <i>scanner</i> de imagem modo A. | 45 |
| Figura 16 - Sistema mostrando múltiplas reflexões de ultrassom básico. | 46 |
| Figura 17 - Imagem modo B de um elemento de ultrassom. | 47 |
| Figura 18 - Diagrama em bloco de imagem estática Modo B. | 48 |
| Figura 19 - Diagrama em bloco simplificado para processamento e geração de imagem modo B. | 49 |
| Figura 20 - Exemplo Transformada de Hilbert. | 50 |
| Figura 21 - Vetores acústicos da imagem a partir de uma varredura de setor sobreposto em uma coordenada retangular. | 52 |
| Figura 22 - Exemplos de formação de onda plana. (a) Mostra o efeito de excitar os elementos simultaneamente gerando uma onda plana composta. (b) Mostra o efeito de atrasar os elementos gerando uma pequena angulação direcionando a frente de onda. | 55 |
| Figura 23 - O quadro (a) apresenta uma onda plana emitida a qual alcança um objeto que retorna um eco acústico. (b) apresenta como o eco é retornado em forma de hipérbole. (c) representa a imagem idealmente reconstruída. | 56 |
| Figura 24 - Tempo de viagem de transmissão, o tempo em relação ao ponto x' e z' | 58 |
| Figura 25 - Tempo de viagem de recepção, o tempo em relação ao ponto x' e z' | 58 |

| | |
|--|----|
| Figura 26 - (a) Imagem reconstruída com onda plana, (b) Pontos do <i>phantom</i> mostrado na imagem. | 59 |
| Figura 27 - Imagem de ultrassom obtida a partir do somatório coerente de onda plana <i>Ultrafast</i> . | 60 |
| Figura 28 - A Figura (a) apresenta o modelo comum de emissão de onda plana; (b) apresenta o modelo ERM onde, para obter a posição nos objetos, só é necessário levar em conta o momento em que ocorreu a explosão. | 61 |
| Figura 29 - Modelo de migração <i>f-k</i> . (a) Onda plana emitida com angulação de ϑ graus. (b) Hipérbolas resultantes da onda plana. (c) Os <i>scatters</i> movimentados após a migração <i>f-k</i> . (d) Sinais de RF realinhados para que as hipérbolas sejam alinhadas horizontalmente. | 65 |
| Figura 30 - Diagrama do algoritmo de migração de Stolt para onda plana. | 66 |
| Figura 31 - Conjunto de quatro PRF recebidos e a somatória resultante. Os quatro primeiros sinais em azul são ecos recebidos pelo transdutor, o sinal em vermelho representa a soma resultante amostrada dos quatro sinais. | 69 |
| Figura 32 - Espectro de uma onda de RF a partir do Transdutor L11-4V. | 71 |
| Figura 33 - Espectro após o <i>down-mixing</i> . | 72 |
| Figura 34 - Espectro do sinal RF após filtro passa baixa. | 73 |
| Figura 35 - Frequência Doppler do sinal sanguíneo e <i>clutter</i> . | 78 |
| Figura 36 - Diagram em bloco geral dos materiais e métodos utilizados. | 80 |
| Figura 37 - Forma de onda e frequência de operação do transdutor AT3C52B. | 82 |
| Figura 38 - Dimensões do <i>phantom</i> 84-317 Fluke. | 83 |
| Figura 39 - Montagem do equipamento para captura. | 84 |
| Figura 40 - Área de interesse no <i>phantom</i> . | 84 |
| Figura 41 - Equipamento Verasonics Vantage™. | 85 |
| Figura 42 - Espectro e forma de onda do transdutor L11-4V. | 87 |
| Figura 43 - Área de interesse no <i>phantom</i> . | 88 |
| Figura 44 - Pontos utilizados para realizar medidas e fazer a avaliação da imagem, Medidas um, dois e três devem ser de 10 mm. O círculo 1 possui diâmetro de 5 mm. | 88 |
| Figura 45 - CIRS Doppler <i>String Phantom model 043</i> . | 89 |
| Figura 46 - Configuração do <i>phantom</i> Doppler de linha com o <i>phantom</i> posicionado na transversal em relação ao descolamento de linha. | 90 |
| Figura 47 - Doppler Flow Controller & Digital Pumping System Modelo 700-D. | 91 |
| Figura 48 - Diagrama em blocos do Modelo 700-D. | 91 |
| Figura 49 - <i>Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom</i> modelo 524. | 92 |
| Figura 50 - Configuração do <i>phantom</i> Doppler de fluxo. | 92 |
| Figura 51 - Diagrama para obtenção de imagens Doppler colorida. | 93 |
| Figura 52 - Imagem em coordenada polares. | 94 |
| Figura 53 - Imagem em coordenada retangular | 95 |
| Figura 54 - Imagens reconstruídas a partir do RF gerado pelo sistema ULTRA-ORS; (a) imagem sem filtragem. (b) imagem com filtragem FIR de segunda ordem. (c) imagem com filtragem IIR Butterworth de primeira ordem. | 96 |
| Figura 55 - Imagens reconstruídas em modo B com filtros para eliminação de ruído. (a) Filtro de média, (b) Filtro de media quadrática, (c) Filtro de Wiener de ordem 2, (d) Filtro Wiener de ordem 15. | 97 |
| Figura 56 - Imagens ultrassom geradas a partir de processamentos diferentes. (a) Equipamento ACUSON X300 <i>Premium Edition</i> (Siemens AG, Alemanha); (b) Equipamento SonixMDP (ULTRASONIX | |

| | |
|--|-----|
| MEDICAL CORP., CANADÁ). (c) Equipamento ULTRA-ORS imagem original do equipamento. (d) Equipamento ULTRA-ORS imagem gerada com filtros de mediana e compressão logarítmica. | 98 |
| Figura 57 - Imagens modo B utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método DAS. (a) 1 ângulo de 0° levou 4s para ser processado. (b) 7 ângulos variando de -0,72° a 0,72° com passo de 0,24° levou 16s para ser processado. (c) 21 ângulos variando de -2,4° a 2,4° com passo de 0,24° levou 50s para ser processado. (d) 51 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,24° levou 120s para ser processado. (e) 75 ângulos variando de -8,88° a 8,88° com passo de 0,24° levou 300s para ser processado. | 99 |
| Figura 58 - Imagens modo B utilizando <i>planewave</i> reconstruídas com o método <i>f-k migration</i> . (a) 1 ângulo de 0° levou 3s para ser processado. (b) 7 ângulos variando de -0,72° a 0,72° com passo de 0,24° levou 10s para ser processado. (c) 21 ângulos variando de -2,4° a 2,4° com passo de 0,24° levou 30s para ser processado. (d) 51 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,24° levou 60s para ser processado. (e) 75 ângulos variando de -8,88° a 8,88° com passo de 0,24° levou 200s para ser processado. | 100 |
| Figura 59 - Comparação dos resultados das Tabela 7 e Tabela 8 para as medidas realizadas com <i>plane wave</i> nos pontos do <i>phantom</i> conforme à Figura 44. As barras verticais representam os erros padrão. | 102 |
| Figura 60 - Imagens Doppler colorido utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método <i>f-k Migration</i> , as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. A velocidade é apresentada na escala de m/s. O CIRS Doppler <i>String Phantom model 043</i> foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s (a) 1 ângulo de 0° . (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5° (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5°..... | 103 |
| Figura 61 - Imagens Doppler colorido utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. A velocidade é apresentada na escala de m/s. O CIRS Doppler <i>String Phantom model 043</i> foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5° (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5°..... | 104 |
| Figura 62 - Imagens de Power Doppler utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método <i>f-k migration</i> , as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. O CIRS Doppler <i>String Phantom model 043</i> foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5° (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5°..... | 106 |
| Figura 63 - Imagens de Power Doppler utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. O CIRS Doppler <i>String Phantom model 043</i> foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5° (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de 1,5°..... | 107 |
| Figura 64 - Imagens de Power Doppler utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. <i>Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom</i> modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s e ligado ao tubo de 4 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6° (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6°..... | 108 |
| Figura 65 - Imagens de Power Doppler utilizando <i>plane wave</i> reconstruídas com o método <i>f-k migration</i> , as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. <i>Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom</i> modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s, e ligado ao | |

tubo de 4 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6° (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6°. 109

Figura 66 - Imagens de Power Doppler utilizando *planewave* reconstruídas com o método *f-k migration*, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s, e ligado ao tubo de 6 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6° (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6°. 110

Figura 67 - Imagens de Power Doppler utilizando *planewave* reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s, e ligado ao tubo de 6 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6° (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6°. 111

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|-----|
| Tabela 1 - Características ultrassônicas de materiais. | 30 |
| Tabela 2 - Exemplos de aplicações comuns de ultrassom, comparando os métodos convencional e <i>ultrafast</i> , em termos de taxa de quadros por segundo. | 57 |
| Tabela 3 - Configuração do sistema ULTRA-ORS..... | 81 |
| Tabela 4 - Especificações transdutor AT3C52B..... | 82 |
| Tabela 5 - Parâmetros utilizados no equipamento Verasonics Vantage™..... | 86 |
| Tabela 6 - Parâmetros transdutor L11-4V..... | 86 |
| Tabela 7 - Medidas feitas nas imagens conforme à Figura 44 formadas pelo método <i>f-k Migration</i> | 101 |
| Tabela 8 - Medidas feitas nas imagens conforme à Figura 44, formadas pelo método DAS..... | 101 |
| Tabela 9 - Medidas da velocidade e diâmetro do fluxo referentes a Figura 60 que utiliza método <i>f-k migration</i> | 105 |
| Tabela 10 - Medidas da velocidade diâmetro do fluxo referentes à Figura 61 que utiliza método DAS..... | 105 |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 19 |
| 1.1 | OBJETIVOS | 21 |
| 1.1.1. | Objetivos Geral..... | 21 |
| 1.1.2. | Objetivos Específicos..... | 21 |
| 1.1.3. | Estrutura da Dissertação | 22 |
| 2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... | 23 |
| 2.1 | ULTRASSOM | 23 |
| 2.1.1. | História do Ultrassom..... | 23 |
| 2.1.2. | Propagação Acústica | 25 |
| 2.1.3. | Reflexão e Refração..... | 28 |
| 2.1.4. | Atenuação | 29 |
| 2.1.5. | Cerâmicas Piezoelétricas..... | 32 |
| 2.1.6. | Transdutor de Ultrassom | 34 |
| 2.1.7. | <i>Beamforming</i> | 38 |
| 2.1.7.1. | <i>Beamforming</i> de Transmissão..... | 42 |
| 2.1.7.2. | <i>Beamforming</i> Recepção | 43 |
| 2.2 | IMAGEM DE ULTRASSOM..... | 45 |
| 2.2.1. | Escala cinza..... | 45 |
| 2.2.1.1. | Modo Amplitude | 45 |
| 2.2.1.2. | Modo Brilho..... | 47 |
| 2.2.2. | Processamento Digital de Sinais | 49 |
| 2.2.2.1. | Filtragem | 49 |
| 2.2.2.2. | Demodulação | 50 |
| 2.2.2.3. | Compressão..... | 51 |
| 2.2.2.4. | <i>Scan Conversion</i> | 51 |
| 2.2.2.5. | Relação Sinal Ruído | 53 |
| 2.2.3. | Resolução da Imagem | 53 |
| 2.3 | IMAGEM MODO B UTILIZANDO ONDA PLANA | 55 |
| 2.3.1. | <i>Ultrafast Imaging</i> | 56 |
| 2.3.2. | <i>Ultrafast</i> Somatório Coerente..... | 57 |
| 2.3.3. | Imagem Modo B de Onda Plana Migrada | 61 |
| 2.4 | IMAGEM DOPPLER COLORIDO | 67 |

| | | |
|----------|---|-----|
| 2.4.1. | Doppler de Onda Contínua (CW)..... | 67 |
| 2.4.2. | Doppler de Onda Pulsada (PW)..... | 68 |
| 2.4.3. | Demodulação em Fase e Quadratura | 70 |
| 2.4.4. | Estimação <i>Phase-shift</i> | 73 |
| 2.4.5. | Estimação da Velocidade | 74 |
| 2.4.6. | <i>Clutter</i> | 77 |
| 2.4.7. | Power Doppler | 79 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 80 |
| 3.1 | IMAGEM MODO B TRADICIONAL..... | 80 |
| 3.1.1. | Sistema ULTRA-ORS..... | 80 |
| 3.1.2. | Transdutor..... | 81 |
| 3.1.3. | <i>Phantom</i> | 83 |
| 3.1.4. | Região de Interesse..... | 83 |
| 3.2 | IMAGEM MODO B COM ONDA PLANA | 85 |
| 3.2.1. | Verasonics Vantage™ | 85 |
| 3.2.2. | Transdutor L11-4V..... | 86 |
| 3.2.3. | Região de Interesse | 88 |
| 3.2.4. | Avaliação da Qualidade das Imagens..... | 88 |
| 3.3 | IMAGEM DOPPLER COM ONDA PLANA | 89 |
| 3.3.1. | CIRS Doppler String <i>Phantom</i> Model 043 | 89 |
| 3.3.1.1. | Configuração | 90 |
| 3.3.2. | Doppler Flow Controller & Pumping System ATS | 91 |
| 3.3.2.1. | Configuração | 92 |
| 3.4 | MEDIÇÕES | 93 |
| 4 | RESULTADOS | 94 |
| 4.1 | RESULTADOS <i>BEAMFORMING</i> TRADICIONAL | 94 |
| 4.2 | RESULTADOS DE IMAGEM MODO B COM ONDAS PLANAS | 99 |
| 4.2.1. | Resultados DAS..... | 99 |
| 4.2.2. | Resultados <i>f-k Migration</i> | 100 |
| 4.2.3. | Medidas Dimensionais | 101 |
| 4.3 | RESULTADOS DE IMAGENS DOPPLER COM ONDA PLANA | 103 |
| 4.3.1. | Resultado da Estimação de Velocidade | 103 |
| 4.3.2. | Resultado da Estimação de <i>Power Doppler</i> para o <i>Phantom String</i> | 106 |
| 4.3.3. | Resultado Estimação de <i>Power Doppler Phantom Fluxo</i> | 108 |

| | | |
|-----|---|-----|
| 4.4 | CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPITULO | 112 |
| 5 | CONCLUSÃO | 114 |
| 5.1 | TRABALHOS FUTUROS..... | 115 |
| | REFERÊNCIAS..... | 116 |
| | ANEXO A - Código do método <i>f-k migration</i> | 123 |
| | ANEXO B - Código do método DAS..... | 126 |

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, as doenças cardíacas vasculares são as que mais matam no mundo, cerca de 17,7 milhões de pessoas morreram em 2015 por causa dessas doenças, representando 31 % das mortes globais, sendo a maioria por doença cardíaca coronária e acidente vascular encefálico (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2017). Dessas fatalidades, uma parte poderia ser evitada caso exames de rotina fossem realizados com maior frequência para avaliar o estado do paciente. Um dos exames disponíveis é o Eco-Doppler, um exame de ultrassom que permite avaliar o fluxo sanguíneo dos vasos principais da circulação.

Os ataques cardíacos e acidentes vasculares geralmente são eventos agudos e são causados por bloqueio que evita que o sangue flua para o coração ou o cérebro. O que ocorre é um processo complexo longo, que geralmente demora vários anos, em que gorduras e colesterol começam a se depositar nas paredes internas dos vasos sanguíneos, estrangulando o lúmen, criando uma resistência ao fluxo sanguíneo, podendo até bloqueá-lo quando esta é muito alta (MENDIS et al., 2011).

A área de ultrassom continua em expansão, com novos métodos surgindo, gerando melhorias consideráveis na qualidade e velocidade de aquisição da imagem. Na área de ultrassom Doppler, existem estudos que já apresentam o fluxo sanguíneo em forma de vetores (DORT et al., 2012). Porém, métodos computacionais mais complexos são exigidos para a geração dessas imagens vetoriais.

Grupos de pesquisa começaram a se interessar pelo método de reconstrução de onda plana para contornar o problema da baixa taxa de quadros por segundos dos sistemas comuns (BERCOFF et al., 2012; MONTALDO et al., 2009).

Os equipamentos de ultrassom atuais são construídos em arquitetura serializada e as imagens são reconstruídas sequencialmente (BERCOFF et al., 2011). A técnica de imagem *Ultrafast* surgiu para contornar esse paradigma, este sistema é capaz de computar vários feixes em paralelo podendo gerar uma imagem em apenas uma transmissão ultrassônica, seja para qualquer tamanho ou característica da imagem. A taxa de quadros por segundo não é mais limitada pelo número de linhas

reconstruídas e sim pelo tempo de propagação e retorno do feixe ultrassônico no meio (JENSEN et al., 2005).

Neste trabalho são apresentadas técnicas de reconstrução de imagens de ultrassom. Foram realizadas reconstruções de imagens modo B com *beamforming* tradicional e também com onda plana. Para verificar se o método onda plana pode ser usado para geração de imagens Doppler e se aumentaria consideravelmente a taxa de quadros por segundo, este trabalho analisou dois métodos para reconstrução de imagem, método *delay-and-sum* (DAS) e migração *f-k*, para geração de imagens Doppler colorido e *Power Doppler*. Os algoritmos foram implementados em MATLAB e testados *off-line*.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1. Objetivos Geral

Comparar algoritmos para formação de imagens modo B de ultrassom utilizando o *beamforming* tradicional, onda plana utilizando os métodos *delay-and-sum* e migração *f-k* para aplicação na reconstrução de imagens *Color* e *Power Doppler*.

1.1.2. Objetivos Específicos

- Pesquisar e implementar o método de geração de *beamforming* tradicional;
- Desenvolver e implementar algoritmos para reconstrução de imagem modo B;
- Pesquisar e implementar métodos para melhoria da qualidade de imagem modo B;
- Comparar imagens modo B de *beamforming* tradicional geradas com equipamentos comerciais de ultrassom;
- Desenvolver e implementar algoritmos para reconstrução de imagem modo B utilizando onda plana;
- Desenvolver e implementar algoritmos para reconstrução de imagem Doppler Colorido e Power Doppler de onda plana;
- Montar ambientes de teste para obtenção de imagens modo B com *phantom* geral;
- Montar ambientes de teste para obtenção de imagens Doppler com *phantom* Doppler de linha;
- Montar ambientes de teste para obtenção de imagens Doppler com *phantom* Doppler de fluxo;
- Avaliar a viabilidade das técnicas implementadas;
- Comparar as técnicas *f-k migration* e DAS para onda plana;
- Apresentar os resultados da técnica *ultrafast* em vários ângulos.

1.1.3. Estrutura da Dissertação

A dissertação está organizada em 5 capítulos. O Capítulo 1 apresenta uma breve introdução sobre este trabalho e objetivos. O Capítulo 2 apresenta uma introdução do ultrassom médico; desde uma breve recapitulação histórica até alguns conceitos gerais da engenharia de ultrassom, ondas planas e imagens Doppler, apresentando a teoria e cálculos para reconstrução de imagem em onda plana com as técnicas de *delay-and-sum* e migração *f-k*. No Capítulo 3 são apresentados os materiais e métodos utilizados. O Capítulo 4 apresenta os resultados e discussão e o Capítulo 5 apresenta a conclusão e trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ULTRASSOM

Nesta seção serão apresentadas definições gerais sobre o ultrassom (US), definições físicas do modelo de onda sonora, sua propagação e interações com tecido.

2.1.1. História do Ultrassom

Na área médica, o uso do ultrassom teve início no começo do século XIX, entre 1940 e 1950 (GOLDBERG; KIMMELMAN, 1988). A primeira imagem de ultrassom foi registrada em 1942 na Áustria pelo Dr. Karl Dussik, que captou imagem do cérebro com uma técnica que chamavam de “*Hyperphonogram*” (SHAMPO; KYLE, 1995). Vários métodos surgiram posteriormente buscando melhoria da precisão e qualidade da imagem.

Entre 1950 e 1970 o método mais utilizado foi o “*freehand compound scanning*”, em que basicamente os transdutores de ultrassom eram acoplados aos braços articulados que podiam se movimentar no espaço e eram conectados com um sistema para exibição da imagem. Dessa forma, obteve-se várias imagem em posições diferentes, o que não acontecia nos precursores com sistemas engessados (SZABO, 2004).

O primeiro equipamento de ultrassom comercial entrou no mercado na década de 60, equipado com braço articulado e *display*, sendo capaz de exibir imagem com contraste de brilho: imagem modo B (GOLDBERG; KIMMELMAN, 1988). Entretanto, o primeiro equipamento que obteve sucesso comercial foi desenvolvido por Ian Donald e Tom G. Brown, pesando cerca de 1 tonelada. Após estes equipamentos, outros surgiram e com a evolução da tecnologia eletrônica com transistores e posteriormente *chips* integrados como memórias, processadores e conversores analógicos digitais, impulsionaram o aprimoramento da técnica de ultrassom e a difusão da técnica em ambientes hospitalares (SZABO, 2004).

O ultrassom se mostrou uma ferramenta não invasiva e segura para diagnósticos de doença em tecidos, localização de cistos, anormalidades do feto e do coração. No final da década de 70, milhares de exames já haviam sido executados com imagem ultrassom (DEVEY; ANDWELLS, 1978).

No começo da década de 80, o sistema 70020A da Hewlett Packard foi um dos equipamentos pioneiros com imagem em tempo real, com um sistema “*phased array imaging*”, miniaturizado, modular e programável (HP JOURNAL, 1998). Ainda na década de 80, as primeiras imagens coloridas para análise de fluxo começaram a surgir (MURPHY, 1986)

Já no final do século XIX, com os grandes avanços tecnológicos, poderosos microprocessadores, *gate arrays* de alta densidade, tecnologia de montagem em superfície e a diminuição do custo dos conversores analógicos digitais, foi possível construir equipamentos menores e mais potentes, habilitando técnicas de arquitetura e *beamforming* digital. Aplicando essas novas técnicas, geraram a imagem 3D em quase tempo real de ultrassom no final da década de 90 (SZABO, 2004).

Os equipamentos comercializados atualmente são muito mais precisos e móveis; o equipamento Siemens ACUSON S2000™ é capaz de identificar fibrose no fígado, massas nos seios, pequenas massas no corpo, tratar condições hepáticas, rigidez do tecido com técnica de elastografia e ainda realizar biopsias (SIEMENS, 2017).

Existe a tendência do ultrassom até substituir o estetoscópio, segundo Dr. Alfred Z. Abuhamad. Do ponto de vista clínico, o ultrassom é pelo menos tão efetivo quanto outras modalidades de imagem em vários casos (ABUHAMAD, 2012). O ultrassom continua a ser desenvolvido intensamente na atualidade. As principais expectativas de inovação nas área são: Aperfeiçoamento das imagens 3D/4D em que se possa verdadeiramente apontar má formação em fetos; Inteligência Artificial, onde o sistema é capaz de analisar a imagem 3D do órgão e indicar possíveis anomalias e doenças; Solução *Point-of-Care* em que o ultrassom é extremamente portátil, sendo possível conectar o transdutor em um *tablet* ou *smartphone*, transformando em um equipamento de ultrassom (CHOUGULE, 2016).

Devido à necessidade de imagem de melhor qualidade e não invasiva para diagnósticos rápidos, a tendência do ultrassom médico é se desenvolver mais e ser disponível para toda sociedade, melhorando a produtividade medica e exatidão do diagnóstico.

2.1.2. Propagação Acústica

A onda de ultrassom é uma onda acústica que é caracterizada por pressão, partícula, velocidade, densidade e temperatura; ela está acima da banda audível humana de som(20 Hz a 20 kHz) e, apesar de transmitir energia ela não é considerada uma onda eletromagnética pois não se propaga no vácuo necessitando um meio para propagação (SHUNG, 2006).

A velocidade de propagação da energia do ultrassom por um meio é definida como velocidade de fase ou velocidade de propagação, sendo este último o mais utilizado. Na propagação acústica, apenas as partículas se movem muito pouco e a perturbação é rapidamente passada para a partícula vizinha. A Figura 1 apresenta um modelo de perturbação senoidal em um meio, o deslocamento das partículas, U , está na mesma direção da propagação da onda, esta onda é chamada de longitudinal ou onda de compressão. O deslocamento da partícula na região de rarefação é maior e menor na região de compressão. Desenhando-se a onda conforme o deslocamento das partículas e o tempo, pode-se ver o respectivo formato senoidal da onda (SHUNG, 2006).

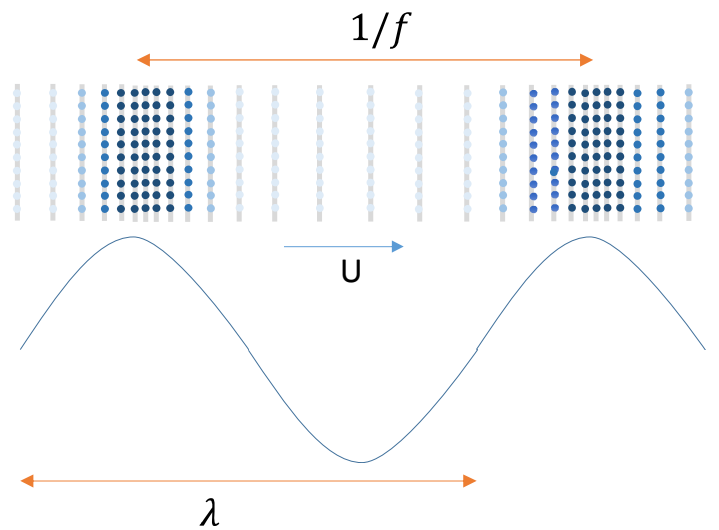


Figura 1 - Regiões de compressão e rarefação são formadas no meio durante a propagação de uma onda senoidal acústica.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006.

O comprimento de onda, referido como λ , é definido como a distância entre dois pontos da mesma fase no espaço. O tempo de um ciclo de onda em que é decorrido entre dois pontos da fase é chamado de período e referido como T e a velocidade de propagação no meio é referido como c , conforme a equação (1) (SZABO, 2004).

$$T \cdot c = \lambda \quad (1)$$

Uma vez que a frequência, f , é definida como o inverso do período, pode-se reescrever a equação como:

$$c = f \cdot \lambda \quad (2)$$

Os sistemas mais utilizados de ultrassom médicos estão na faixa de frequência de 300 kHz a 20 MHz com baixa intensidade entre 10 mW/cm² a 1 W/cm². Para Fisioterapia a faixa de frequência utilizada é de 1 MHz a 3 MHz com intensidade de 0,25 W/cm² a 3 W/cm² (WELLS, 1977). Para processos terapêuticos como raspagem, corte, fragmentação e emulsificação, são utilizados potencias na faixa de 10 W/cm² a 50 W/cm² na faixa de frequência entre 20 kHz e 50 kHz (HADJICOSTIS et al., 1984).

Basicamente, a captação das imagens de ultrassom é feita por uma linha de varredura em que várias ondas de propagação são emitidas a certa sequência de modo a se obter um ponto focal. Qualquer objeto que se encontra no caminho do ponto focal gera ondas de reflexão, as quais são detectadas pelos transdutores (JENSEN, 2007). Essas ondas de reflexão captadas, carregam características do meio como a densidade dos objetos refletores e sua posição (HEDRICK et al., 1995).

A Figura 2 apresenta um diagrama geral de como as linhas de sinais acústicos bruto (RF) são obtidas.

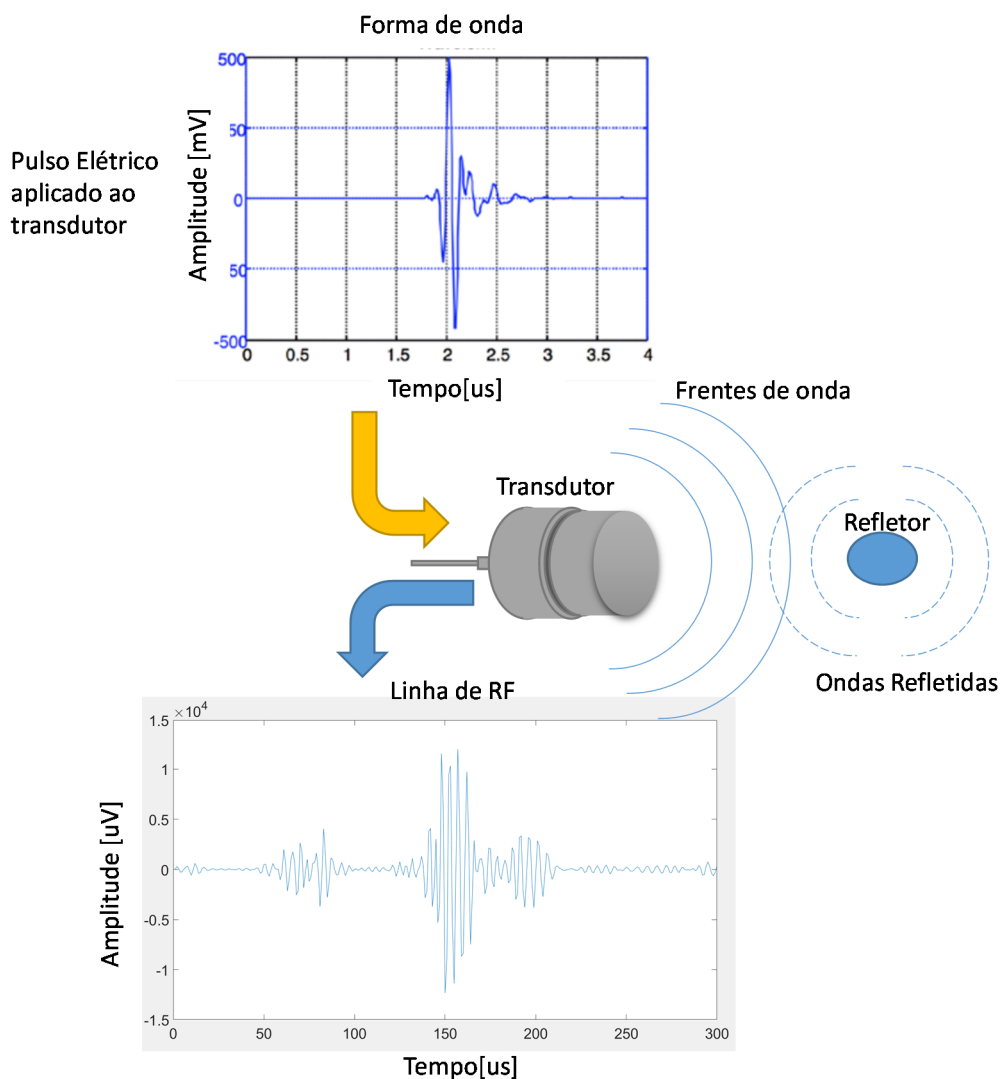


Figura 2 - Diagrama básico de obtenção do sinal de Ultrassom. Em que pulso elétrico característico é aplicado sobre o transdutor, o qual gera ondas acústicas se propagam em um meio, quando encontram um obstáculo essas ondas são refletidas, podendo ser capturadas pelo transdutor.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006.

2.1.3. Reflexão e Refração

A reflexão ou refração ocorre quando uma onda encontra uma transição entre dois meios diferentes. A onda refratada continua na mesma direção e com velocidade equivalente ao novo meio, a onda refletida se propaga no sentido oposto, na mesma velocidade da onda incidente. Como nas ondas ópticas, as leis geométricas da reflexão se aplicam. Caso o comprimento de onda não seja maior que as dimensões do objeto, o ângulo de incidência e de reflexão pode ser obtido pela equação (3) de Snell-Descartes (WELLS, 1977), de acordo com a Figura 3:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \quad (3)$$

onde c_1 é a velocidade de propagação do som no meio 1 enquanto c_2 é a velocidade de propagação do som no meio 2; λ_1 é o comprimento de onda que se propaga no meio 1 e λ_2 é o comprimento de onda que se propaga no meio 2; θ_1 refere-se ao ângulo de incidência e θ_2 refere-se ao ângulo de refração (MAIA, 2004).

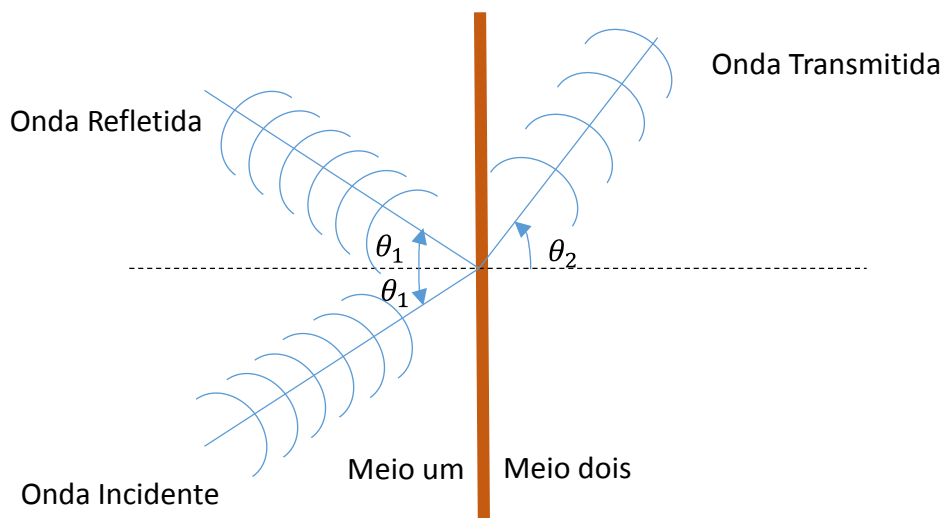


Figura 3 - Onda acústica incidente na divisão entre dois meios de diferente densidades.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006.

2.1.4. Atenuação

Quando uma onda acústica de ultrassom se propaga em um meio heterogêneo, a energia é reduzida ou atenuada conforme a distância percorrida. A onda pode atenuar devido à difração, absorção no meio, reflexão, espalhamento ou conversão da energia em forma de calor. A pressão de um plano monocromático de uma onda que se propaga na direção z decai exponencialmente em função da distância z (SHUNG, 2006)..

$$p(z) = p(0)e^{-\alpha z} \quad (4)$$

Onde $p(0)$ é a pressão em z igual a zero e α é o coeficiente de atenuação da pressão (SHUNG, 2006).

Logo, pode-se representar o coeficiente de atenuação em nepers por centímetros como:

$$\alpha = -\frac{1}{z} \log \left(\frac{p(z=0)}{p(z)} \right) \quad (5)$$

Ou pode-se expressar em decibéis como:

$$\alpha(dB/cm) = 20 (\log_{10} e) \alpha(np/cm) = 8,686 \alpha(np/cm) \quad (6)$$

A importância da absorção e espalhamento para a atenuação da onda de ultrassom em tecidos biológicos é continuamente debatido. Investigações demonstram que o espalhamento contribui pouco para atenuação, logo a absorção é o maior mecanismo de atenuação em tecidos biológicos para ondas (SHUNG; THIEME, 1993).

A Tabela 1 apresenta valores típicos de coeficiente de atenuação para alguns materiais e tecidos.

Tabela 1 - Características ultrassônicas de materiais.

| Material | Velocidade c [m/s] | Densidade p [kg/m³] | Impedância Z=pc [kg/(m²s)] (10⁶) | Coefficiente de atenuação a 1 MHz [dB/cm] | Dependência de α com f |
|-----------------|-------------------------------|---|---|--|---|
| Água | 1520 | 1000 | 1,52 | 0,002 | f^2 |
| Ar | 330 | 1,2 | 0,0004 | 12 | f^2 |
| Alumínio | 6300 | 2700 | 17 | 0,018 | f^1 |
| Gordura | 1460-1470 | 920 | 1,34-1,35 | 0,6 | f^1 |
| Músculo | 1540-1630 | 1070 | 1,65-1,74 | 1,5-2,5 | f^1 |
| Osso | 2700-4100 | 1380-1810 | 3,7-7,4 | 10 | $f^{1.5}$ |
| Polietileno | 2000 | 920 | 1,84 | - | - |
| Pulmão | 650 | 400 | 0,26 | 40 | $f^{0,6}$ |
| PZT | 4000 | 7700 | 30,8 | - | - |
| Sangue | 1530 | 1060 | 1,6 | 0,1 | $f^{1.3}$ |

Fonte: Adaptado de MAIA, 2004.

A Figura 4 apresenta o coeficiente de atenuação conforme a variação da frequência da onda acústica.

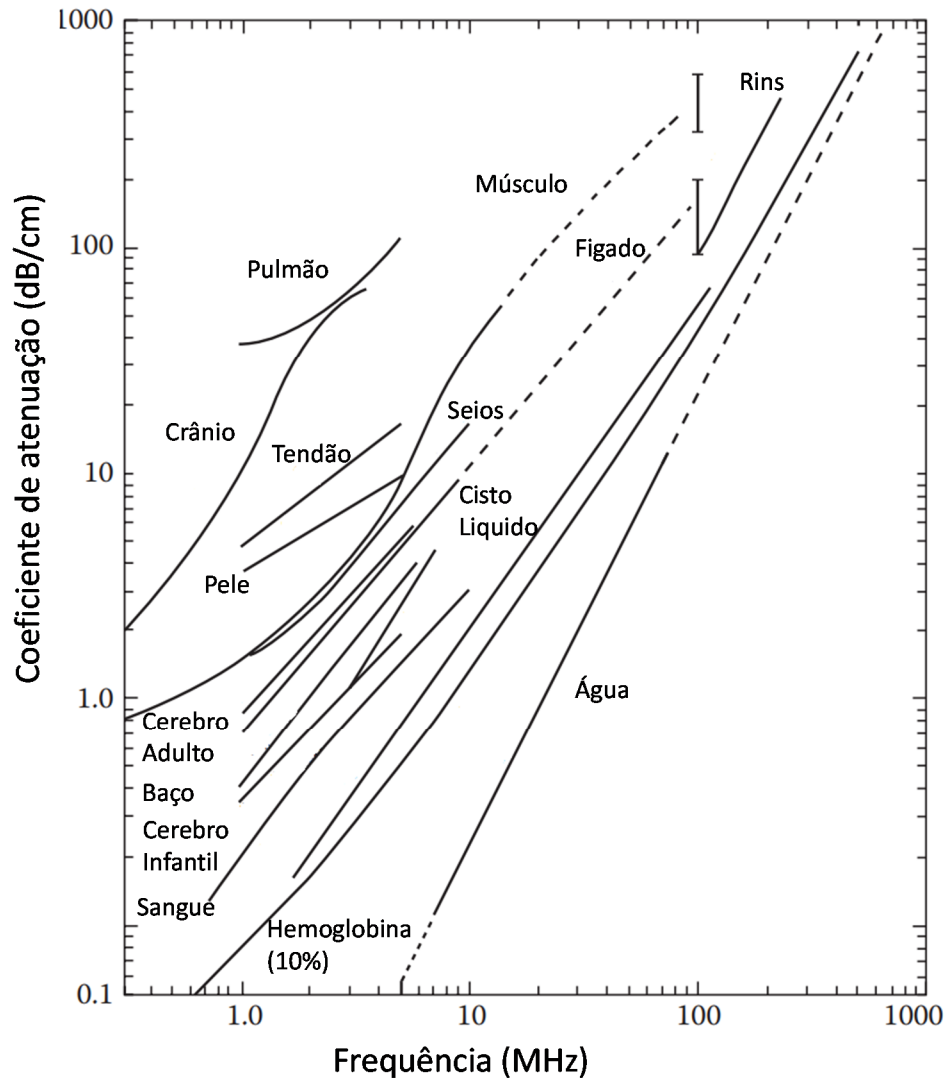


Figura 4 - Coeficiente de atenuação conforme a variação da frequência para alguns tecidos biológicos

Fonte: Adaptado de WEBB, 1988.

2.1.5. Cerâmicas Piezoelétricas

Para a formação da imagem de ultrassom são necessários dispositivos chamados de transdutores de ultrassom, que convertem a energia da onda acústica em energia elétrica e também o caminho contrário, converte energia elétrica em energia acústica. Os transdutores de ultrassom são fabricados em diversos modelos e tamanhos com elementos únicos ou matrizes de elementos. A qualidade da imagem de ultrassom depende diretamente da montagem e qualidade do transdutor (SHUNG, 2006).

A cerâmica piezoelétrica reage quando submetida a um campo elétrico e tem características isotrópicas com cristalinis orientados assimetricamente. A piezoeletricidade não deve possuir simetria no cristal para produzir uma polarização elétrica, desta forma é possível produzir uma deformação mecânica ao se aplicar um campo elétrico (JAFFE et al., 1971).

Os cristais são classificados em sete sistemas: cubico, hexagonal, trigonal, tetragonal, ortorrômbico, monoclinico e triclínico o menos simétrico. Dentro destes sistemas são feitas 32 classes em que 12 não podem ser piezoelétricos, 20 podem apresentar características piezoelétricas e 10 são polares (IEEE STANDARD, 1978).

Cristais piezoelétricos formam a categoria de materiais ferroelétricos que, quando submetidos a um campo elétrico se alinham na direção deste campo pois apresentam dipolos espontâneos como pode ser visto na Figura 5. As cerâmicas ferroelétricas possuem resistência elétrica, constante dielétrica e piezoelétricas altas; perda dielétrica baixa são poucos sensíveis à umidade, também são facilmente acopladas mecanicamente (JAFFE et al., 1971).

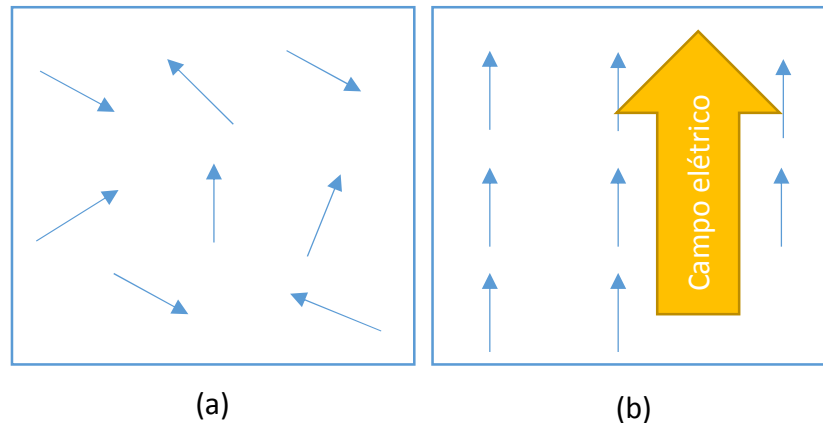


Figura 5 - (a) Dipolos elétricos desalinhados de um ferroelétrico, (b) Dipolo elétrico altamente alinhado de um cristal ferroelétrico.

Fonte: Adaptado de MAIA, 2004.

Uma maneira de se otimizar as características dos cristais é utilizar compósitos para aplicações específicas na área de ultrassom médica (NEWNHAM et al., 1978). O PZT, titanato zirconato de chumbo, é um material ortorrômbico que possui impedância 20 vezes maior que a impedância de tecidos biológicos, logo seriam impróprias para o uso. Porém incrustando pedaços de PZT com um material de baixa impedância, geralmente epóxi, é possível fabricar um componente com alto acoplamento e baixa impedância, esses componentes podem ser descritos em componentes efetivos únicos, considerando que seriam componentes homogêneos (SMITH et al., 1984). A Figura 6 apresenta os dois modelos mais comuns de construção desses componentes em transdutores multielementos.

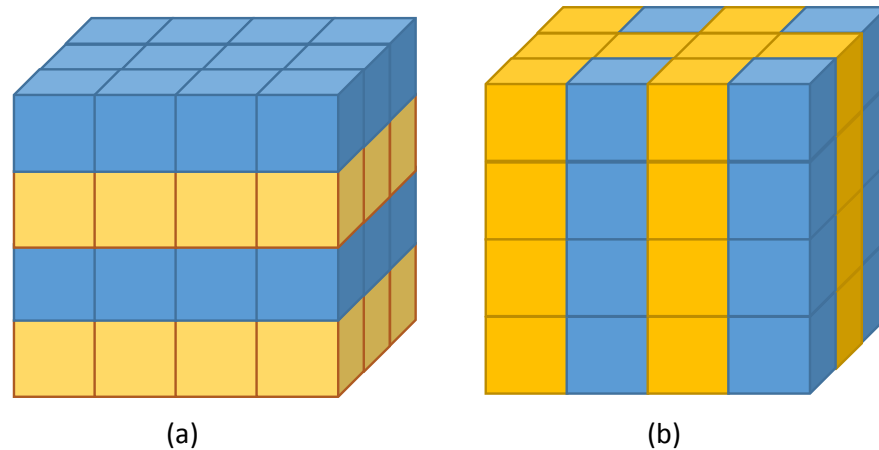


Figura 6 - (a) Estrutura de composição 1-3, (b) Estrutura de composição de 2-2.

Fonte: Adaptado de SAFARI et al., 1996.

2.1.6. Transdutor de Ultrassom

A Função principal do transdutor de ultrassom é emitir e receber ondas acústicas, sendo é composto por elementos piezoelétricos de titanato zirconato de chumbo (PZT) (HENDEE; RITENOUR, 2003). A principal desvantagem dos elementos PZT para aplicação de ultrassom é que a impedância acústica difere muito da impedância do tecido mole, ou biológico. Nesta configuração a maior parte da energia emitida é prontamente refletida na interface tecido-transdutor (JENSEN, 1996). Para evitar que estes ecos fortes incidam sobre o transdutor, uma camada extra é colocada atrás dos elementos PZT para que as ondas acústicas refletidas fortes sejam amortizadas. Para que o transdutor absorva as ondas refletidas que foram transmitidas para o tecido, uma camada intermediária de impedância é inserida, facilitando o tratamento da reverberação e a transmissão da ondas (JENSEN, 1996) (HENDEE; RITENOUR, 2003)

O PZT ideal teria apenas uma frequência central, porém devido à arbitrariedade natural durante o processo de fabricação dos transdutores, eles emitem as ondas acústicas em uma variedade de frequências em torno da frequência central. A zona coberta por essas frequências é chamado de largura de banda do transdutor; a largura de banda do ultrassom impacta diretamente a qualidade de imagem, quanto maior a banda maior a qualidade, entretanto não se pode aumentar muito a largura de banda devido a questões de fabricação do ultrassom (BUSHBERG et al., 2001).

Os transdutores são geralmente compostos por vários elementos PZT, um modelo geral pode ser observado na Figura 7. Os elementos piezoelétricos são separados por uma distância uniforme chamada de *kerf* e a distância entre os centros dos elementos é chamado de *pitch*. Essas duas distâncias influenciam diretamente o cálculo para a montagem da imagem de ultrassom (SHUNG, 2006).

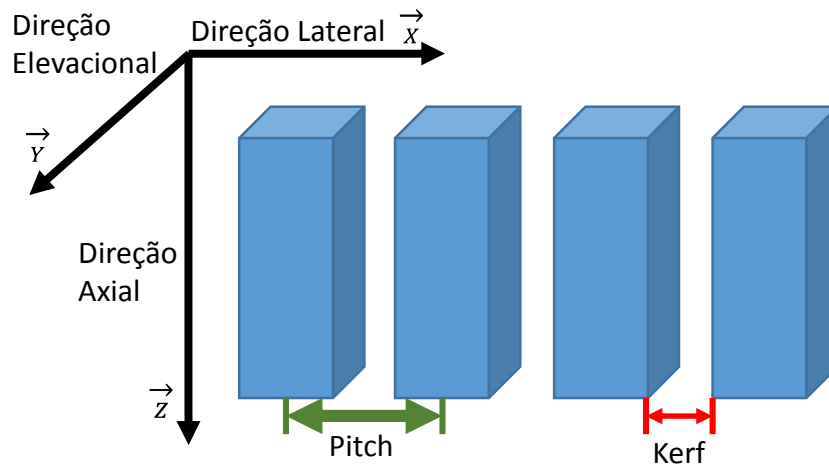


Figura 7 - Configuração e orientação de um modelo geral de um transdutor de ultrassom.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006

A orientação da imagem de ultrassom é definida e construída em relação aos termos axial e lateral do transdutor de ultrassom. A direção axial é alinhada com o sentido de emissão da onda acústica, que é ortogonal à distância lateral, que por sua vez contempla todos os elementos piezoelétricos.

Dentro da categoria de transdutores multielementos existem a matriz linear e de matriz em fase, conforme mostra a Figura 8. Os dois modelos de transdutores excitam o meio com vários feixes que retornam ecos e criam os *scanlines*. A diferença fundamental entre os dois modelos é a região diferente que os feixes acústicos atravessam (JENSEN, 1996).

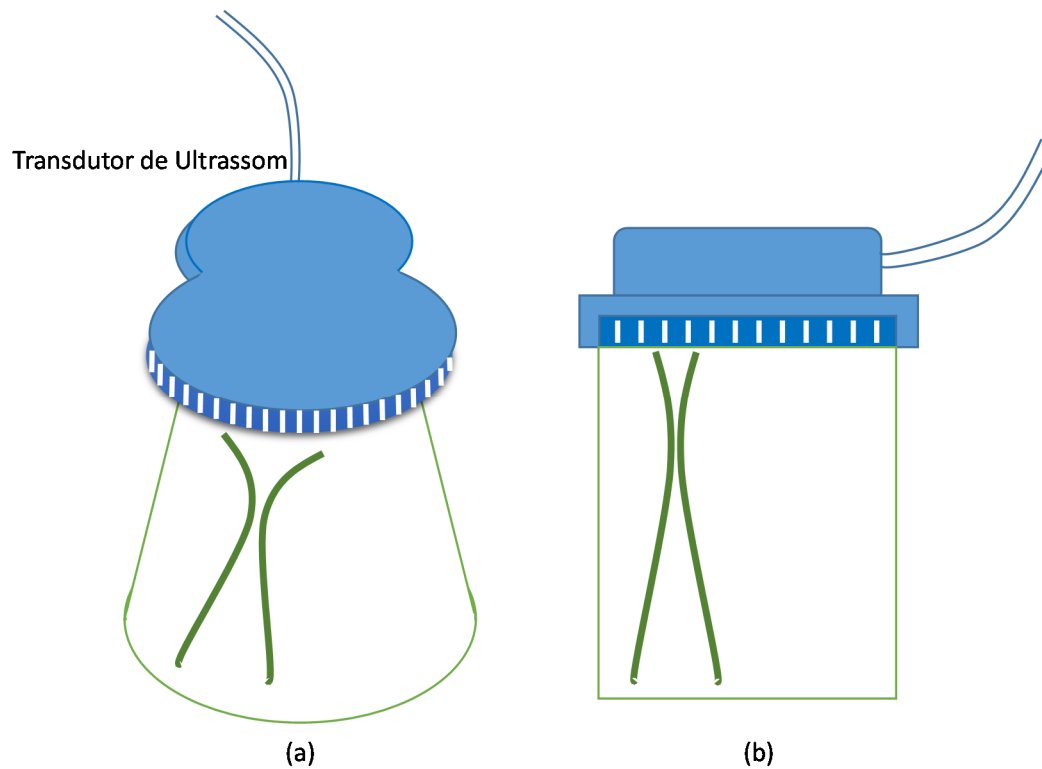


Figura 8 - Método convencional dos transdutores mais comuns; (a) matriz linear, b) matriz em fase.

Fonte: Adaptado de LØVSTAKKEN, 2007

No transdutor de matriz em fase são ativados todos os elementos PZT para cada feixe, e os feixes subsequentes são emitidos utilizando *steering* para cobrir toda a região de interesse; Já o transdutor de matriz linear aciona os elementos em grupos chamados de *aperture* (abertura), os feixes subsequentes são formados acionado um grupo adjacente (JENSEN, 1996).

Transdutores de multielementos podem ser acionados em uma sequência definida em que se possa focalizar o feixe em uma posição específica, este tipo de transdutor é composto de um conjunto de elemento piezoelétricos que são excitados com diferentes tempos de disparo. Este método é chamado de abertura focal sintética (NIKOLOV et al., 2006).

A Figura 9 apresenta um módulo básico de transdutor multicanal:

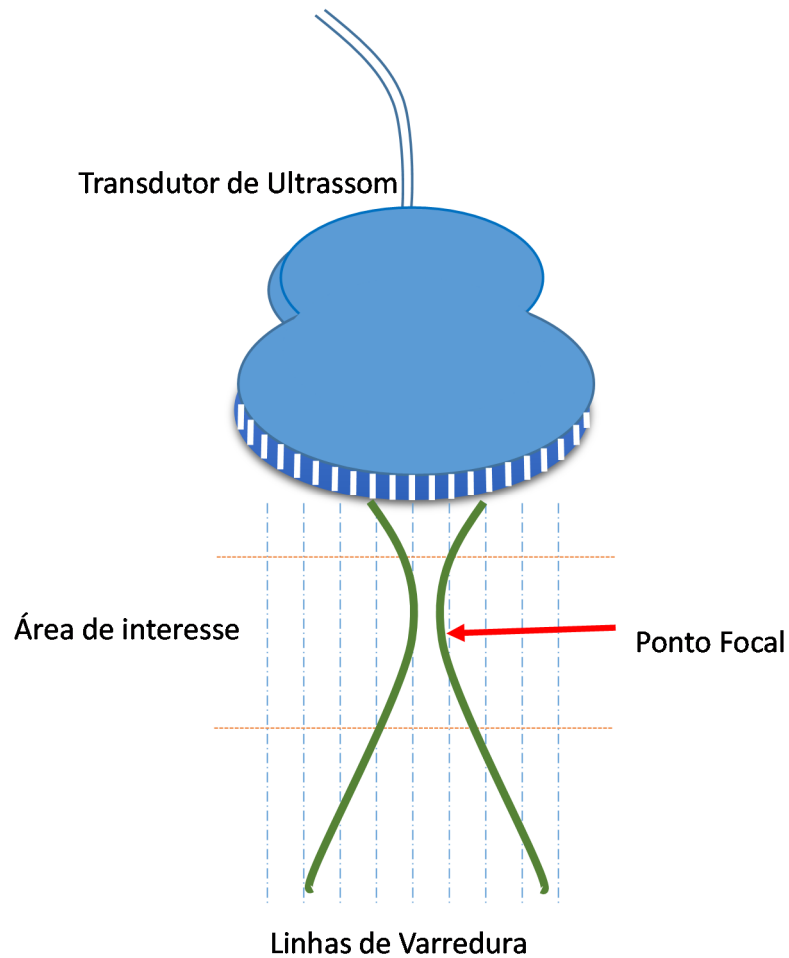


Figura 9 - Modelo geral do campo acústico gerado por um transdutor multicanal quando um grupo de elementos é excitado.

Fonte: Autoria própria

Após a excitação dos canais piezoelétricos, o sistema aguarda o retorno de todas as ondas refletidas, para então gerar novas ondas acústicas deslocada lateralmente para outro ponto focal, até preencher toda linha lateral. Depois o sistema desloca verticalmente, a sequência é repetida ao longo de toda área até varrer toda a imagem (OLYMPUS, 2004).

2.1.7. *Beamforming*

O *Beamforming* é um processo que trata os dados de saída de uma matriz de elementos piezoelétricos do transdutor. Essa técnica é principalmente utilizada para melhorar a relação sinal-ruído, caracterizar o sinal no tempo e espaço e rastrear movimentação (SYNNEVÅG, 2008).

As ondas acústicas emitidas são refletidas por objetos e então recebidas pelo mesmo transdutor que emitiu as ondas. Posteriormente, as ondas de eco são convertidas em sinais elétricos chamados de RF. Os objetos próximos ao transdutor refletem uma onda de maior amplitude e quanto mais afastados, maior é a atenuação e os sinais recebidos que são amplificados para poderem serem processados (CHRISTENSEN, 1988).

O campo acústico possui duas regiões de maior destaque, separadas pela zona em que o feixe tem a mínima seção cruzada devida à convergência inerente, referida como foco difrativo. Após a zona de difração focal a onda então diverge. Essas duas regiões são chamadas de campo próximo e campo distante (BUSHBERG et al., 2001).

O sistema de decisão para determinar se os sinais recebidos devem ser amplificados e com qual ganho é feito pelo Módulo Amplificador de Ganho Variável (VCA – *Variable Controlled Amplifier*); o VCA é composto por um Compensador de atenuação no tempo (TCG – *Time Gain Compensation*) e um amplificador de baixo ruído (LNA – *Low Noise Amplifier*) (HEDRICK et al., 1995).

Nos sistemas mais modernos, para limitar os ruídos, são incluídos após o VCA filtros passa-baixa *anti-aliasing*. Também são feitas operações de apodização¹ para reduzir os lóbulos laterais do *beamforming*. Após a etapa de filtragem e amplificação, os ecos são finalmente digitalizados em conversores analógico-digital (ADC) de alto desempenho (ALI et al., 2008).

¹ Apodização é a ponderação da amplitude da velocidade normalizada através da abertura, em um único elemento de transdutor é possível executá-la de várias maneiras, como por exemplo diminuindo o campo elétrico ao longo da abertura ou modificando a geometria da abertura (SZABO, 2004).

Para que seja possível concentrar as imagens em um ponto focal é necessário que grupos de elementos piezoelétricos sejam excitados com diferentes tempos de atraso e o conjunto de ondas acústicas geradas transitam pelo objeto de interesse. Este processo de gerar ondas acústicas múltiplas é chamado de *beamforming*. Com base na quantidade de elementos excitados, é possível calcular o número de varredura do sistema (n_{sc}). A quantidade de elementos excitados é comumente chamada de abertura e expresso pela equação (7).

$$n_{sc} = n_e - n_a + 1 \quad (7)$$

Onde n_e é o número de elementos total do transdutor, n_a é número de elementos excitados.

A Figura 10 apresenta um modelo padrão do *beamforming* por varredura dos elementos do transdutor

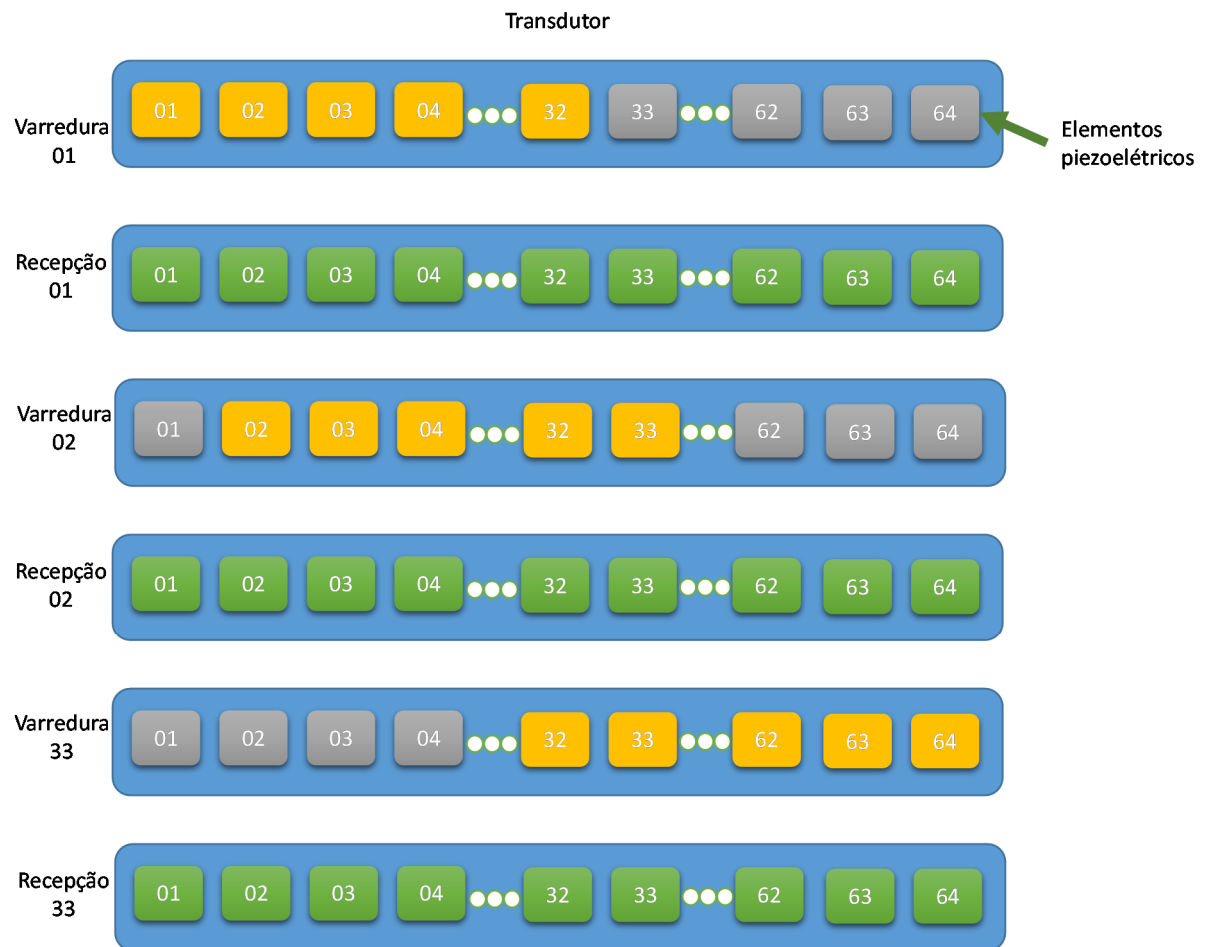


Figura 10 - Dinâmica de varredura de ultrassom com um transdutor de 64 elementos e abertura de 32, gerando 33 linhas de varredura.

Fonte: Adaptado ASSEF, 2013.

A imagem padrão de ultrassom envolve a aplicação de atrasos eletrônicos predefinidos para cada elemento, que agem de forma a focar o feixe mais fortemente na profundidade desejada. Aberturas curvadas e lentes também são utilizadas (BUSHBERG et al., 2001). Aplicando sequencias diferentes de atrasos pode-se modelar a direção do feixe e foco, conforme apresentado na Figura 11.

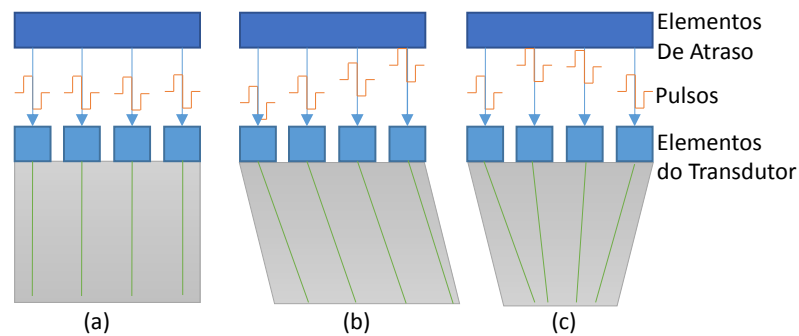


Figura 11 - *Beamforming* com diferentes sequências de atrasos. (a) Modelo onda plana. (b) Modelo de onda plana orientada. (c) Feixe com foco definido.

Fonte: Adaptado SZABO, 2004.

Além do foco, a apodização é muito importante para a formação do *beamforming*. Nas figuras anteriores foram apresentados modelos de feixes planos e centrais, porém lóbulos laterais são também presentes no campo acústico e pioram a qualidade dos ecos adjacentes e, conseqüentemente, diminuem a qualidade da imagem. A apodização descreve a técnica de tentar diminuir os efeitos dos lóbulos laterais, ponderando separadamente cada elemento PZT, transmitindo e recebendo com amplitudes predefinidas (SHUNG, 2006).

Quando os lóbulos laterais são muito intensos, são comumente referidos como lóbulos de Granting, são motivos de preocupação e geralmente são gerados por um tipo de subamostragem da matriz de elementos PZT do transdutor. Caso os elementos sejam posicionados muitos afastados, quando o grupo for acionado, não formarão um feixe de onda acústica e sim várias ondas acústicas separadas serão geradas. Para evitar esse efeito indesejado, os elementos PZT devem ser espaçados a uma distância no máximo de metade do comprimento de onda. Os lóbulos de Granting são diretamente afetados quando há angulação na transmissão de ondas acústicas. Devido a esse efeito aquisições angulares Doppler e imagens angulares defasadas sofrem maior influência dos o lóbulos laterais (SHUNG, 2006).

2.1.7.1. *Beamforming* de Transmissão

Um diagrama do *beamforming* Tx é apresentado na Figura 12. O Sistema de transmissão do *beamforming* define os atrasos que serão inseridos para cada elemento de disparo do transdutor, estes disparos são trem de pulsos de alta tensão que podem chegar a 200 Vpp. Conforme a simetria dos atrasos e disparos é possível focar em determinada região de interesse (THOMENIUS, 1996).

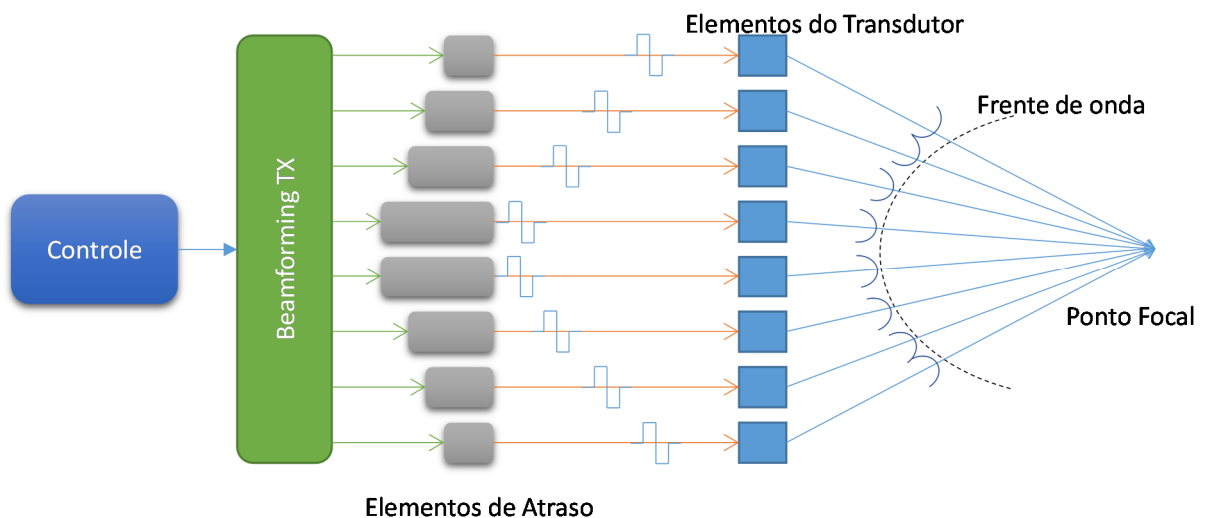


Figura 12 - Diagrama básico do *beamforming de transmissão* de um transdutor de 8 canais; A unidade de *beamforming* TX converte o sinal de controle em sinal de alta tensão, ajusta a largura, determina o ganho, taxa de repetição e correção do ângulo.

Fonte: Adaptado de THOMENIUS, 1996.

O *beamforming* Tx é obtido quando elementos piezoelétricos dos transdutores são excitados de maneira ordenada, conforme as posições e tempos de atrasos. Quando o transdutor está emitindo a onda acústica, a excitação dos elementos é feita em tempos diferentes, conforme o ponto focal e a posição dos elementos PZT. A janela de apodização determinada como ω_i e tempo de atraso determinado como τ_i são calculados para todos os elementos do transdutor em i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) para que se possa alcançar a região desejada (CINCOTTI et al., 1999)

O tempo de atraso de cada transdutor pode ser definido por:

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

onde $P(x_f, y_f, z_f)$ é o ponto central da região focal, $P(x_i, y_i, z_i)$ é o ponto central do elemento PZT, $P(x_c, y_c, z_c)$ é o ponto central de referência da abertura e c é a velocidade de propagação da onda acústica no meio. A estrutura do *beamforming* é apresentada na Figura 13.

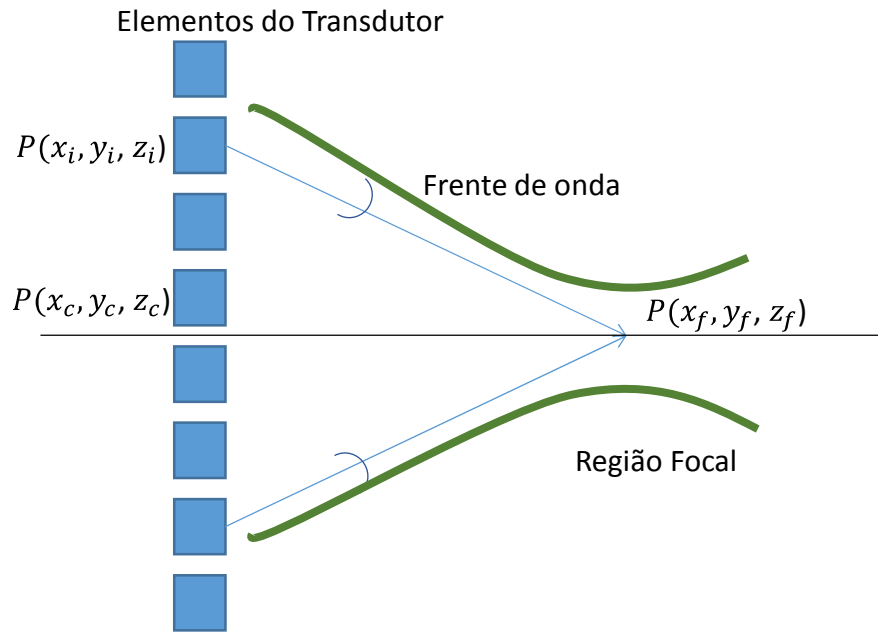


Figura 13 - Diagrama da geometria de uma matriz linear com a focalização no ponto central P.

Fonte: Adaptado de JENSEN, 2001

2.1.7.2. *Beamforming* Recepção

O conceito geral de *beamforming de recepção* é apresentado na Figura 14, semelhante ao conceito de transmissão, onde há compensação dos atrasados para reconstruir o *beamforming*; as ondas transmitidas pelo transdutor são retornadas, o sistema de seleção *T/R switch* para receber as ondas acústicas; Após a compensação dos atrasos é realizado o somatório coerente dos sinais recebidos. O atraso e a posição da distância do elemento ao ponto focal são levados em consideração para esse somatório. Com esse conjunto de fatores é possível melhorar a relação sinal ruído e, através de vários disparos e construções seguidas é possível construir uma linha de varredura (*scanline*) (GIERENZ et al., 2001).

Os sistemas são comumente projetados com circuitos passivos para evitar que o circuito eletrônico seja danificado (BROWN; LOCKWOOD, 2002). A onda acústica é recebida e transformada em sinal elétrico e, como citado anteriormente, deve-se ter um controle de ganho de amplificação do sinal variável, uma vez que o sinal refletido próximo a superfície do tecido é muito mais forte do que o sinal que penetrou mais fundo no corpo (CHRISTENSEN, 1988) .

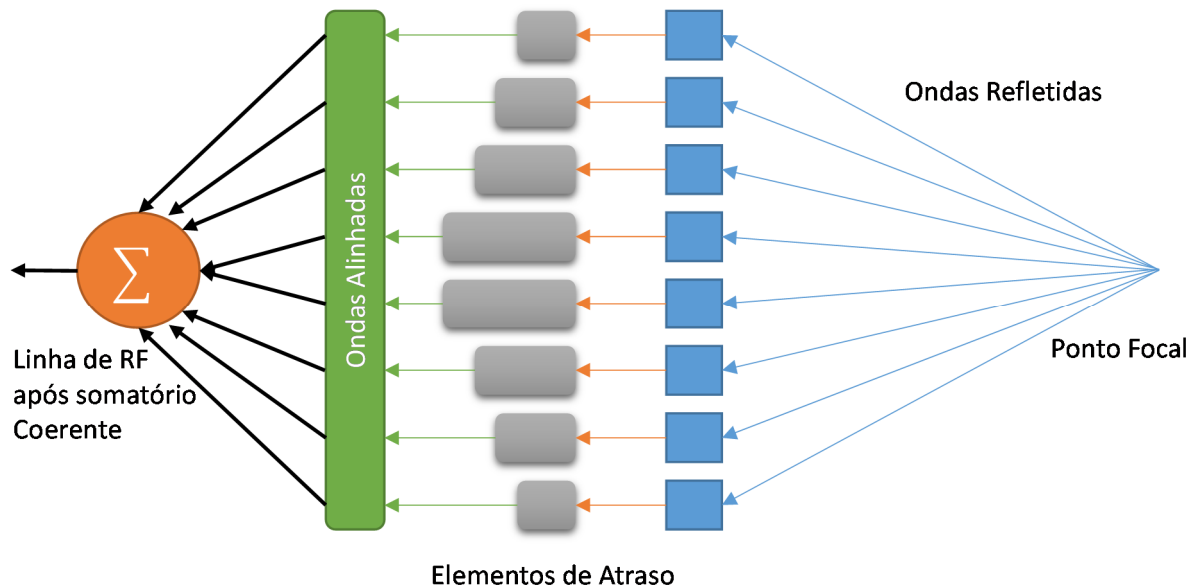


Figura 14 - Diagrama básico da formação do *beamforming* de um transdutor de 8 canais, demonstrando como funciona o atraso dos sinais e o somatório coerente.

Fonte: Adaptado de THOMENIUS, 2005.

Nos sistemas mais modernos para reduzir o problema dos lóbulos laterais, após o tratamento de amplificação é feito o processo de apodização. Também filtros *anti-aliasing* são aplicados para diminuir a banda de ruído, melhorando o sinal para finalmente o RF ser amostrado digitalmente para gerar o *beamforming* recebido (MAGEE; ALI, 2009).

Com o *beamforming* adquirido, é possível aplicar vários modelos de processamento de imagem para que se possa melhorar a qualidade do sinal. As imagens mais comumente geradas são as de escala cinza, de cores para fluxo e sinal Doppler (HEDRICK et al., 1995), as quais serão apresentadas nas próximas seções deste trabalho.

2.2 IMAGEM DE ULTRASSOM

Nesta seção serão apresentadas definições gerais de imagem de ultrassom, definições qualitativas de geração de imagens estáticas.

2.2.1. Escala cinza

Geralmente a imagem de ultrassom é gerada em escala de cor cinza. A intenção de utilizar essa paleta de cores é para se obter melhor definição da anatomia do objeto a ser analisado.

2.2.1.1. Modo Amplitude

O modo mais simples e mais antigo de ultrassom é o modo de amplitude, referida comumente como modo A. Um gerador de sinal gera vários pulsos de alta intensidade para excitar um elemento do transdutor. O eco recebido é amplificado e apresentando em um *display*, a Figura 15 apresenta um diagrama em blocos.

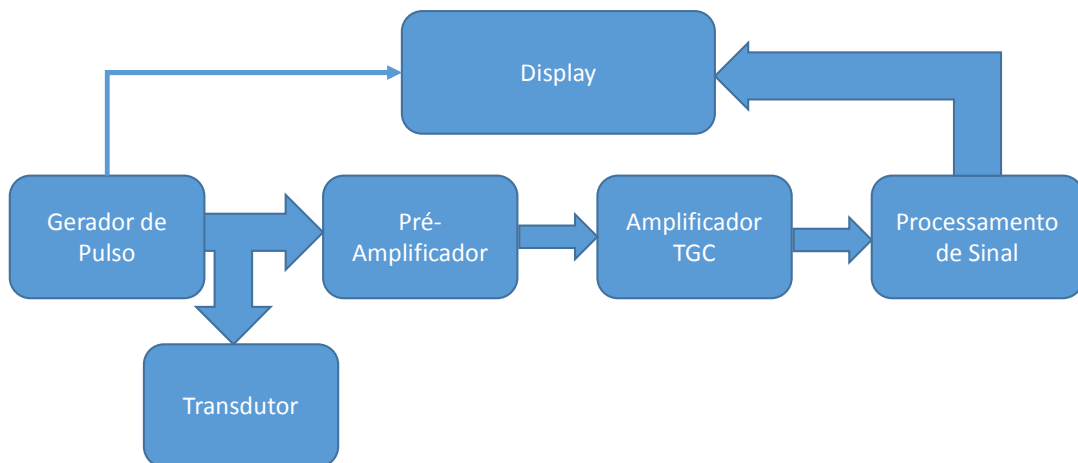


Figura 15 - Diagrama em bloco de um *scanner* de imagem modo A.

Fonte: Adaptado de SZABO, 2004

A Figura 16 apresenta um exemplo de sinal no modo A. O acoplamento na forma aquosa ou em gel é utilizado para acoplar o transdutor ao tecido do corpo devido à diferença da impedância acústica dos dois. Caso não fosse utilizado esse acoplamento, muito pouco da energia acústica seria transmitida para dentro do corpo (SHUNG, 2006).

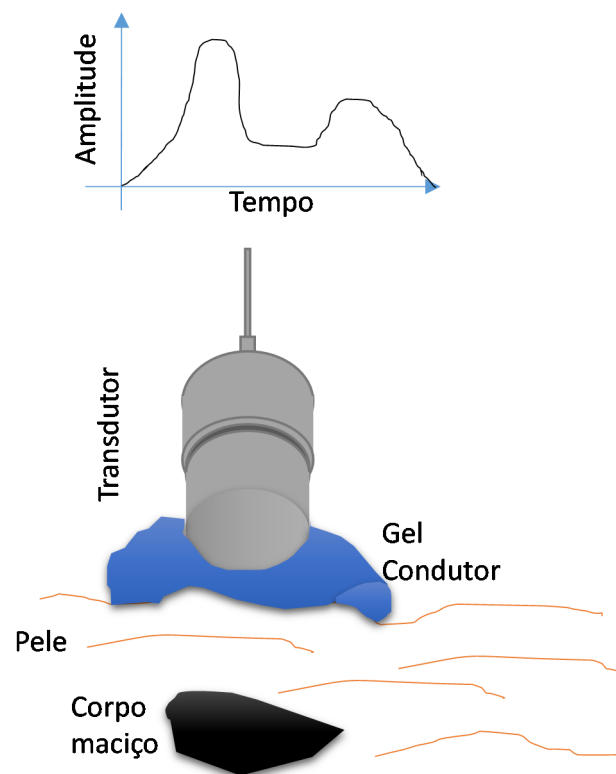


Figura 16 - Sistema mostrando múltiplas reflexões de ultrassom básico.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006

Como mencionado anteriormente, o eco leva determinado tempo para retornar ao transdutor. George Ludwig (1950), apresentou estudos sobre a velocidade da onda acústica em diversos tecidos, ele concluiu que a velocidade média de propagação é na faixa de 1540 m/s. Essa consistência entre tecido e velocidade do som é muito importante para que se possa fazer aproximações da geometria de tecidos humanos. Ludwig também descobriu que a impedância acústica entre vísceras e órgãos são similares. A impedância acústica Z , pode ser calculada a partir da densidade ρ , e velocidade do som c . A partir desses dados é possível calcular o fator de reflexão entre dois meios conforme apresentado nas equações (9) e (10) (SZABO, 2004).

$$Z = \rho c \quad (9)$$

$$FR = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (10)$$

onde Z_1 é a impedância acústica no meio 1 e Z_2 é a impedância acústica no meio 2.

2.2.1.2. Modo Brilho

Os sinais modo A podem ser apresentados de maneira diferente. A amplitude do eco recebido pode ser modulada conforme o brilho, como por exemplo, de um monitor tipo tubo de raios catódicos, esse modelo é chamado de imagem Modo B. A amplitude do eco recebido é representada pelo brilho ou o nível da escala de cinza na imagem. A Figura 17 apresenta uma imagem simplificada modo B, onde cada quadrado apresenta um nível de intensidade, quanto mais claro, mais intenso é o sinal refletido captado.

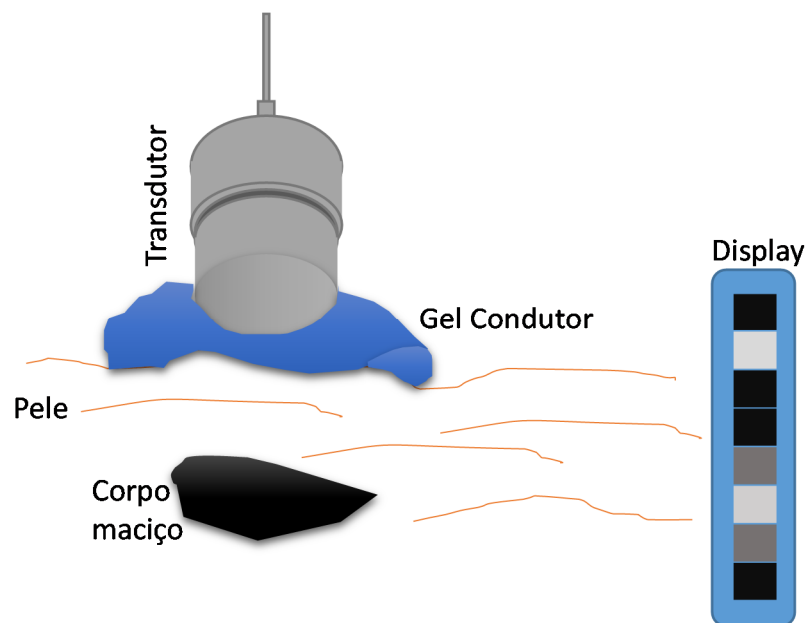


Figura 17 - Imagem modo B de um elemento de ultrassom.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006

Os *scanners* comerciais utilizam imagem modo B bidimensionais, onde geralmente o transdutor é posicionado no plano $x-y$. A informação de posição do feixe com a intensidade de retorno na direção de profundidade no eixo z pode ser convertido em um formato de brilho no monitor. Esse conceito é chamado de *scan-converter*, a Figura 18 apresenta um diagrama de como essa aquisição é feita.

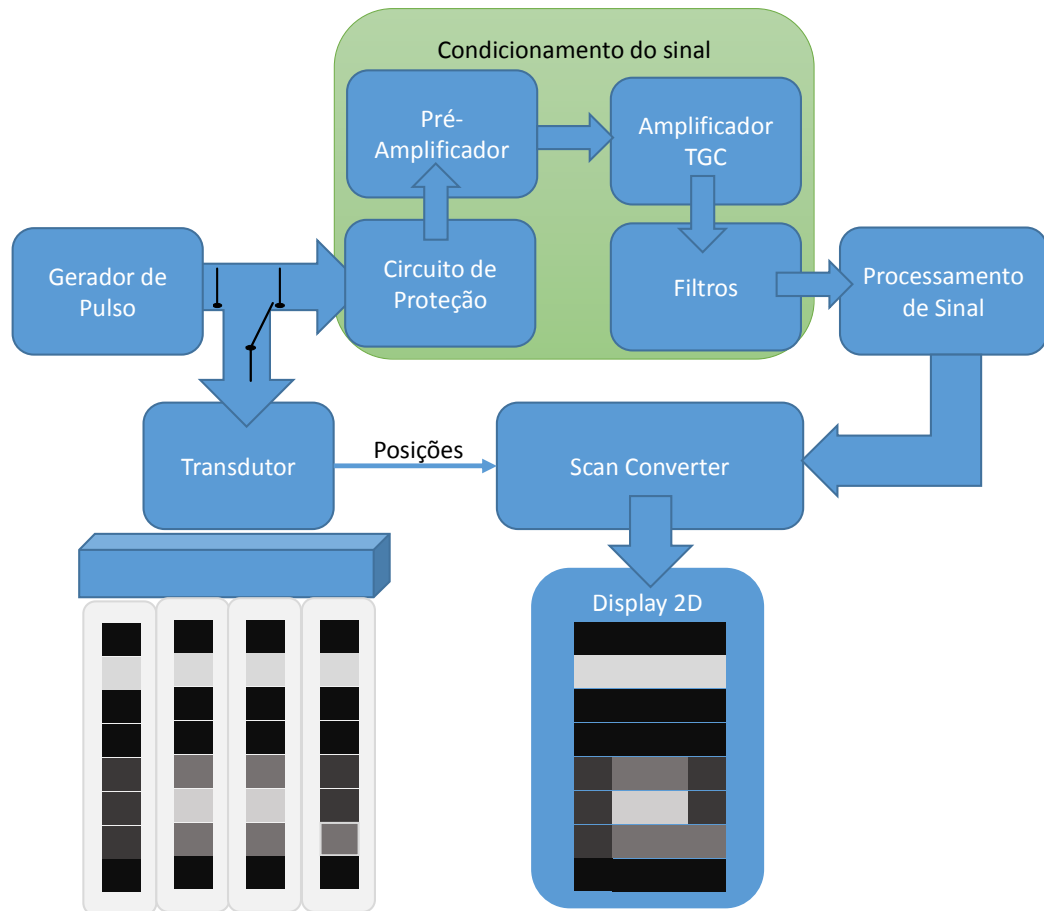


Figura 18 - Diagrama em bloco de imagem estática Modo B.

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006

A imagem modo B também pode ser formada pela superposição de várias imagens, com o transdutor fixo em x e sendo rotacionado; esta técnica é chamado de *scan* modo B composto. A principal vantagem desta técnica é deixar a imagem mais suave e diminuir o efeito *speckle*, a desvantagem é a diminuição da velocidade de aquisição. Atualmente os *scanners* de imagem modo B conseguem utilizar técnicas mais rápidas para aquisição chegando em até 30 quadros por segundos, sendo possível observar a movimentação do órgão (SHUNG, 2006) (HEDRICK et al., 1995).

Os sistemas mais atuais convertem os sinais analógicos em digitais, através de conversores ADC com alta taxa de amostragem. Isso logicamente aumenta o preço dos sistemas. A resolução do sistema é definida pelo número de *bits* do conversor ADC. Quanto mais bits, melhores serão as imagens geradas. Conversores de auto nível mostram imagens na faixa de 256 níveis de escala cinza. O diagrama em bloco simplificado de sistemas atuais é apresentado na Figura 19.

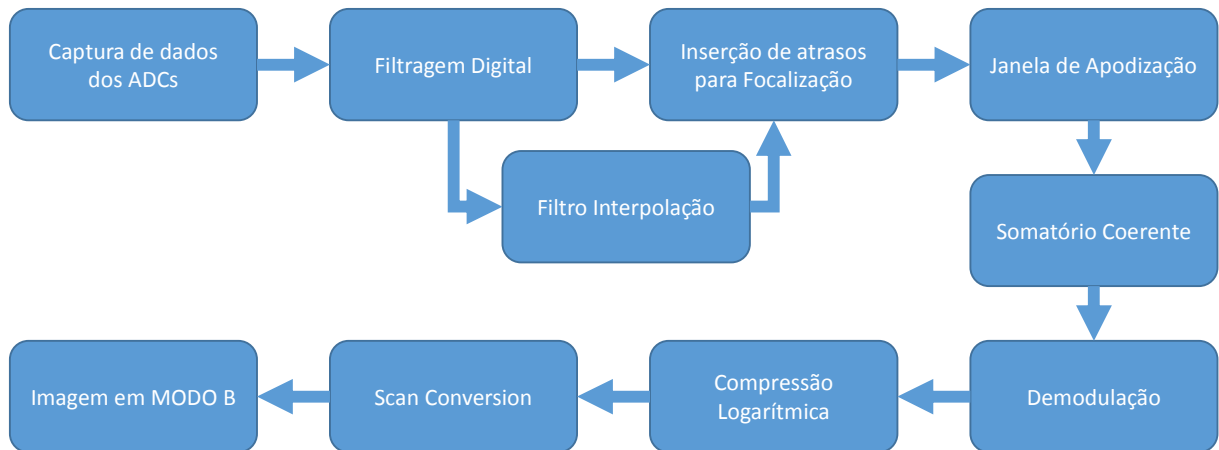


Figura 19 - Diagrama em bloco simplificado para processamento e geração de imagem modo B

Fonte: Adaptado de SHUNG, 2006.

2.2.2. Processamento Digital de Sinais

Para processar o *beamforming* digital são necessárias várias etapas até a conclusão final da imagem nos diversos modos de ultrassom. Algumas das etapas mais importantes serão apresentadas a seguir.

2.2.2.1. Filtragem

Os sinais do *beamforming* após sua digitalização via ADC, precisam ser normalizados e filtrados digitalmente para remover a componente de corrente contínua e também as frequências altas e ruídos inseridos do processo de conversão do sinal analógico para digital. O filtro utilizado normalmente é um passa baixa com a frequência de corte igual à frequência de operação do transdutor (ALI et al., 2008).

2.2.2.2. Demodulação

Para extrair a linha de varredura final do eco é necessário demodular o sinal e detectar sua envoltória. Nas imagens de modo B, a técnica comumente utilizada é a detecção de envoltória do sinal resultante do somatório coerente dos multicanais de recepção. Um exemplo comumente utilizado para detecção de envoltória é a partir da transformada de Hilbert, onde o valor absoluto resultante é o envelope do sinal (OPPENHEIM; SCHAFFER, 1975), conforme a equação (11). A Figura 20, apresenta o envelope do sinal retificado de ultrassom sobre o sinal original de RF.

$$F(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{f(x)}{t-x} dx \quad (11)$$

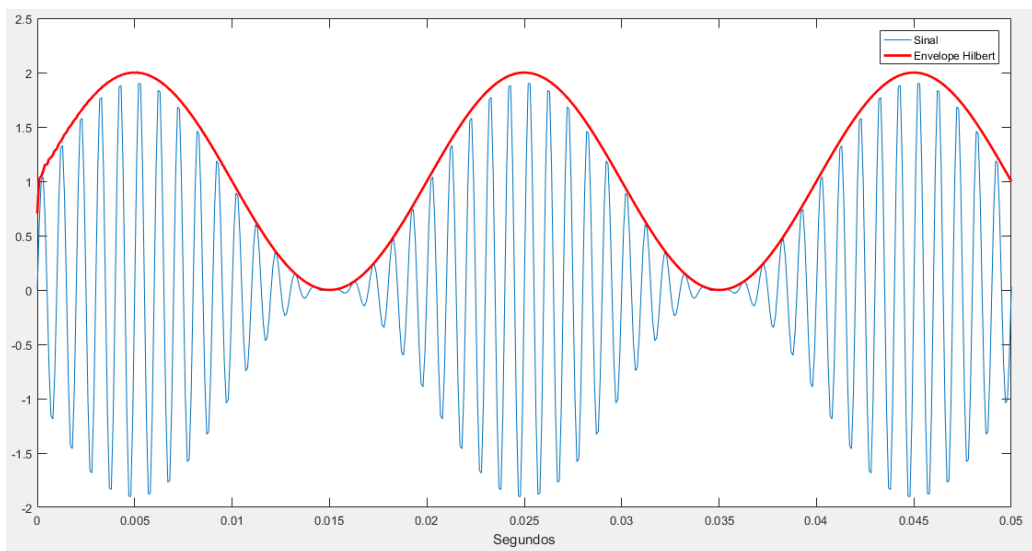


Figura 20 - Exemplo Transformada de Hilbert.

Fonte: Autoria própria.

2.2.2.3. Compressão

Algumas vezes, a amplitude da varredura processada excede a escala de cinza que o monitor de exibição suporta. Para contornar esse problema de *overflow* do nível do sinal, são utilizados como a compressão logarítmica, melhorando a relação de contraste do sinal (ASSEF, 2013).

2.2.2.4. *Scan Conversion*

A principal função do bloco final para mostrar a imagem no *display* é transformar o RF filtrado em algo visível e apresentável no Monitor. Geralmente os computadores são orientados em uma imagem retangular. Para que o RF obtido seja compatível com a tela é necessário remanejar os vetores com um processo chamado *scan conversion*. Caso os vetores fossem exibidos na sua posição original, haveria perda de informação quando exibidos em coordenadas retangulares. A Figura 21 apresenta uma magnificação dos *pixels* da coordenada retangular comparada com o RF em coordenada polar. O escaneamento por setor é um desafio para exibição em *displays* retangulares (SZABO, 2004).

Raramente as linhas de varredura interceptam um *pixel* em coordenada polar, quanto mais afastado do transdutor menor é a densidade de feixes e mais raro é a proximidade dos *pixels*. A solução deste problema é efetuar a interpolação dos feixes para que cada pixel apresente um valor correspondente ao feixe (ALI et al., 2008).

Os primeiros projetos de interpolação apresentavam vários artefatos, como por exemplo padrão Moiré, passos não naturais e blocos na imagem. Pode-se resolver esses problemas aplicando métodos de interpolação de duas dimensões (LEAVITT et al., 1983). Utiliza-se sistemas de interpolação mais avançados, como o método de aproximação dos vizinhos mais próximos, como interpolação 2x2 e em sistemas mais robustos, interpolação de 16 vizinhos mais próximos, 4x4 (ALI et al., 2008).

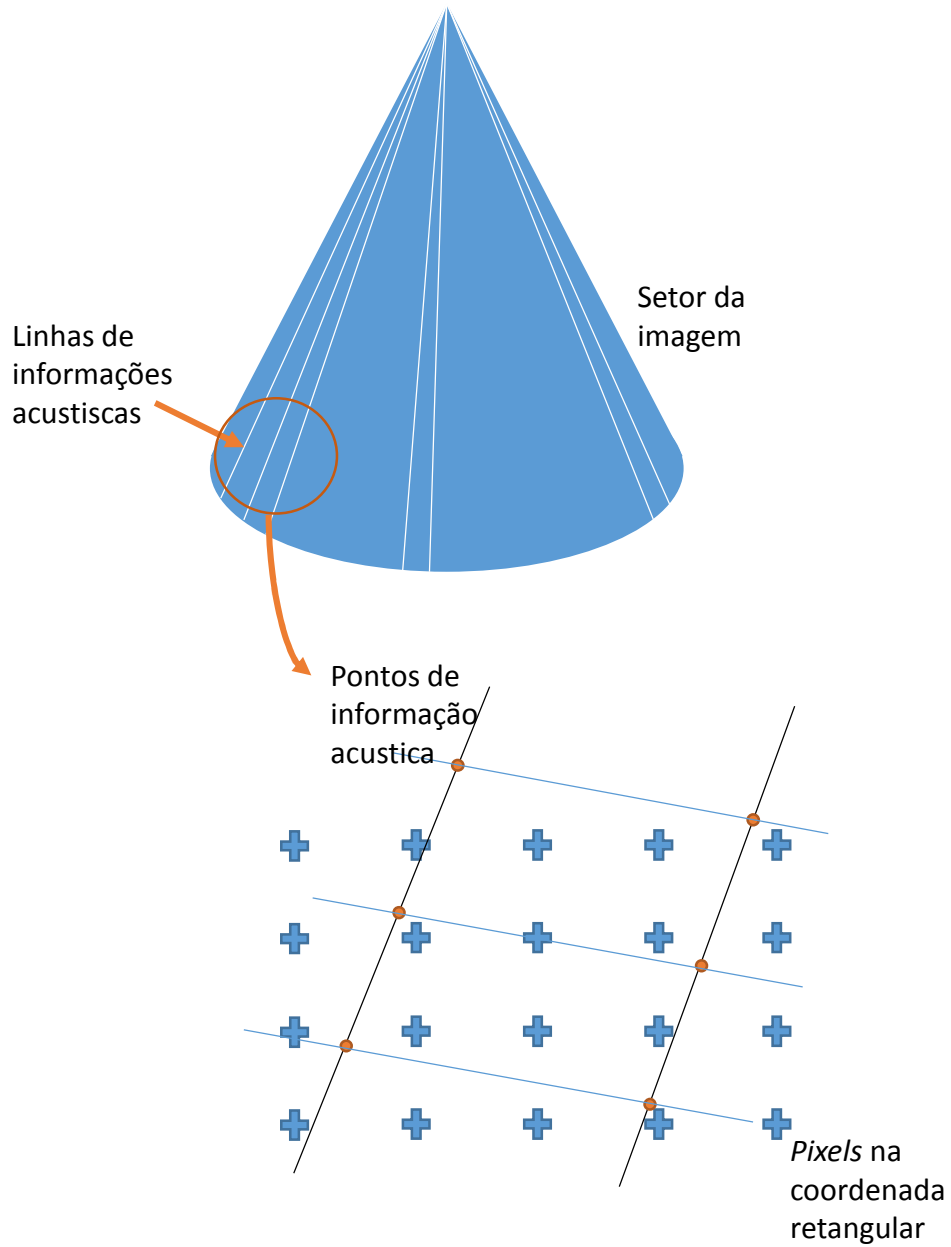


Figura 21 - Vetores acústicos da imagem a partir de uma varredura de setor sobreposto em uma coordenada retangular.

Fonte: Adaptado de SZABO, 2004.

2.2.2.5. Relação Sinal Ruído

O ruído está sempre presente no sinal de estudo, geralmente por motivos naturais, ruídos térmicos, ou também por motivos construcionais do circuito, ruído de chaveamento. A relação que indica a qualidade entre o ruído e sinal é chamada de razão sinal para ruído (*Signal-to-Noise Ratio*) ou SNR, que pode ser calculado como,

$$SNR(z) = \frac{\mu_s}{\sigma_s} \quad (12)$$

onde μ_s é a média do sinal e σ_s é o desvio padrão do sinal, que representa o ruído (EVANS et al., 1991).

É importante notar que o SNR é calculado em função da profundidade de penetração z , pois o sinal é atenuado conforme penetra no tecido. Uma medida direta para melhorar sinal seria aumentar a energia emitida, porém transmitindo pulso mais forte resulta em diminuição da largura de banda e isso reduz a resolução da imagem (JENSEN, 1996).

2.2.3. Resolução da Imagem

A definição básica para a resolução de imagem é especificada como a mínima distância entre dois objetos que podem ser independentemente discriminados, particularmente em duas dimensões. No eixo axial a resolução determina o espaço mínimo entre dois refletores e é ditado pelo produto do número de ciclos do pulso com o comprimento de onda do pulso. Por exemplo, deseja-se saber a resolução entre dois refletores no mesmo feixe de onda acústica, a onda acústica percorrerá o dobro da distância entre os dois refletores, pois ela alcança o segundo refletor e retorna. Então o comprimento mínimo que pode-se distinguir entre esses dois pontos é metade do comprimento do pulso espacial (BUSHBERG et al., 2001). A largura do feixe no ponto focal do transdutor, W_b , é linearmente proporcional ao comprimento de onda, como pode ser visto na equação (13), onde $f_{\#}$ é a relação entre distância focal e dimensão da abertura (SHUNG, 2006).

$$W_b = f_{\#} \lambda \quad (13)$$

A profundidade do foco, também é linear em relação ao comprimento de onda, como pode ser observado na equação (14).

$$D_f = f_{\#}^2 \lambda \quad (14)$$

Assim da equação (13) e (14) pode-se perceber que quanto menor o número de repetições do pulso melhor será a resolução axial, e conseqüentemente, quanto maior o número de pulsos, menor será a resolução axial (SHUNG, 2006).

No eixo lateral, a resolução varia conforme a profundidade atingida pela onda acústica. A distinção entre dois pontos adjacentes quando em mesma profundidade define a resolução lateral. Esta distinção depende da largura do feixe (EVANS et al., 2011). Naturalmente, a resolução lateral é muito melhor na região de foco, do que as regiões mais abertas como no campo próximo e campo distante. Para melhorar a resolução lateral existem métodos de geração de imagem multifocal onde são emitidos vários feixes consecutivos com pontos focais diferentes, e conseqüentemente, com melhor definição lateral. O problema dessa técnica é o tempo de captação e processamento da imagem que diminui consideravelmente o *frame rate* do sistema (SHUNG, 2006).

2.3 IMAGEM MODO B UTILIZANDO ONDA PLANA

Na geração de imagens é sempre importante computar a taxa de quadros por segundo que o equipamento pode alcançar, principalmente para aplicações Doppler. Recentemente, uma nova técnica foi desenvolvida chamada de imagem de onda plana, *plane-wave imaging* (PWI), a qual tem sido aplicada em diversos campos do ultrassom médico, tendo como objetivo gerar centenas de imagens por segundo (TANTER; FINK, 2014).

O método de ultrassom por onda plana é uma técnica em que todos os elementos do transdutor são excitados ao mesmo tempo, com o mesmo formato de pulso. Também é possível gerar uma onda plana com variação de ângulo inserindo elementos de atraso em cada elemento, conforme pode ser visto na Figura 22 (DORT, 2013).

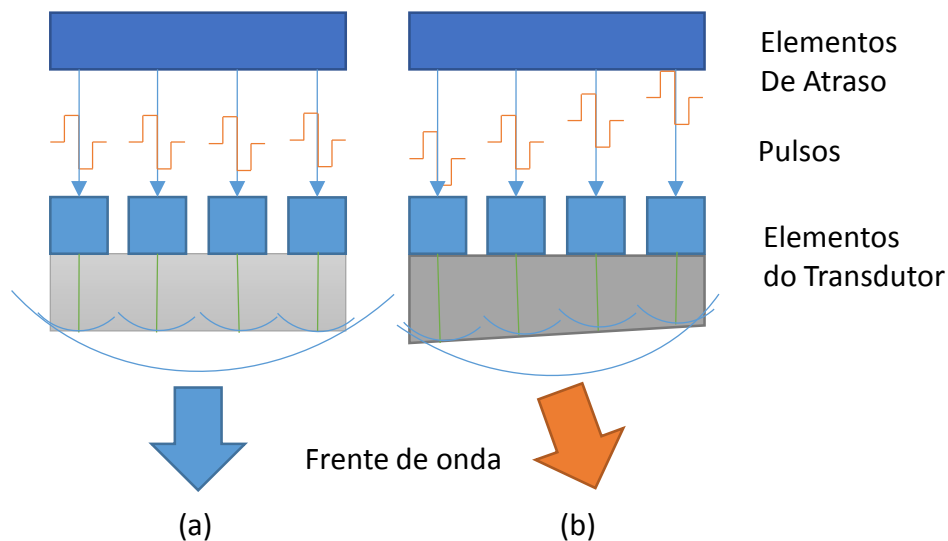


Figura 22 - Exemplos de formação de onda plana. (a) Mostra o efeito de excitar os elementos simultaneamente gerando uma onda plana composta. (b) Mostra o efeito de atrasar os elementos gerando uma pequena angulação direcionando a frente de onda.

Fonte: Adaptado de DORT, 2013.

Os ecos recebidos após refletir nos tecidos, terão o padrão de hipérboles. Para visualizar a imagem corretamente é necessário colapsar cada hipérbole ou somar seu ápice (GARCIA et al., 2013), como se pode observar no modelo simplificado da Figura 23.

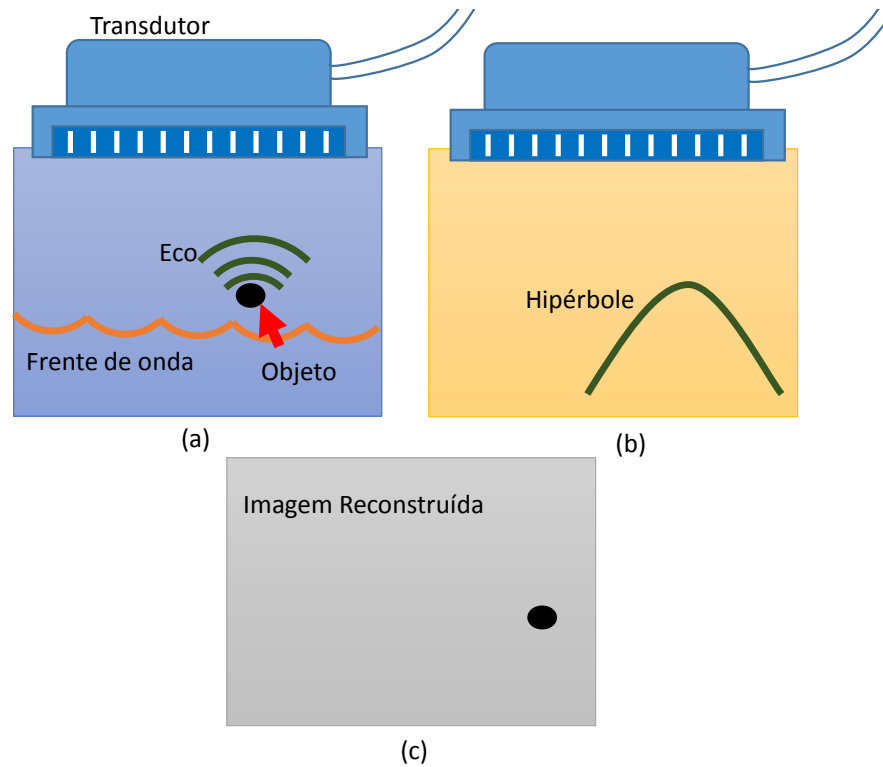


Figura 23 - O quadro (a) apresenta uma onda plana emitida a qual alcança um objeto que retorna um eco acústico. (b) apresenta como o eco é retornado em forma de hipérbole. (c) representa a imagem idealmente reconstruída.

Fonte: Adaptado de GARCIA et al., 2013

2.3.1. *Ultrafast Imaging*

A geração de imagem de ultrassom é geralmente feita por sequências de onda acústica aplicadas em um meio com ondas focadas, onde cada feixe produz uma linha. Os equipamentos convencionais são feitos de 64 a 512 linhas. A quantidade de quadro por segundo é calculada pelo tempo para se transmitir um feixe e receber o eco correspondente, multiplicado pela quantidade de linhas (BERCOFF et al., 2011), conforme apresentado na equação (15), onde o fator multiplicador refere-se o tempo de transmissão e recepção do feixe.

$$T_{imagem} = \frac{N_{linhas} 2Z_p}{c} \quad (15)$$

Onde T_{imagem} é a taxa de quadro por segundo, N_{linhas} é quantidade de linhas da imagem, Z_p é profundidade alcançada e c é a velocidade de propagação no meio.

Por exemplo, considerando que um transdutor tem 128 elementos e objeto de interesse tem profundidade de 12cm, teremos um *frame rate* máximo teórico de 50Hz.

Considerando que no modelo de onda plana o equipamento pode computar quantas linhas em paralelo forem necessárias e pode gerar uma imagem completa em apenas uma emissão de feixe, chega-se a um sistema que a taxa de quadros por segundo não é mais limitada pela quantidade de linhas dos elementos, mas apenas pela velocidade do som e profundidade da região observada. Conforme a Tabela 2, pode-se verificar que a imagem de onda plana apresenta taxa de quadros muito maior que o *beamforming* tradicional.

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

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

Fonte: Adaptado de BERCOFF et al., 2011.

2.3.2. *Ultrafast* Somatório Coerente

O método comum para se reconstruir uma imagem de ultrassom de onda plana é o método de soma e atraso, *Delay and Sum* (DAS). Este método tem como objetivo calcular corretamente o tempo de propagação pelo modelo hiperbólico da onda plana bruta.

O tempo de propagação, tanto na transmissão quando na recepção, corresponde ao tempo que a onda plana leva para alcançar um objeto. Cada elemento do transdutor recebe o eco com um atraso diferente. Utilizando cálculos trigonométricos é possível determinar qual a posição original do sinal recebido. A equação (16) de transmissão é obtida conforme a Figura 24 (BERCOFF et al., 2011).

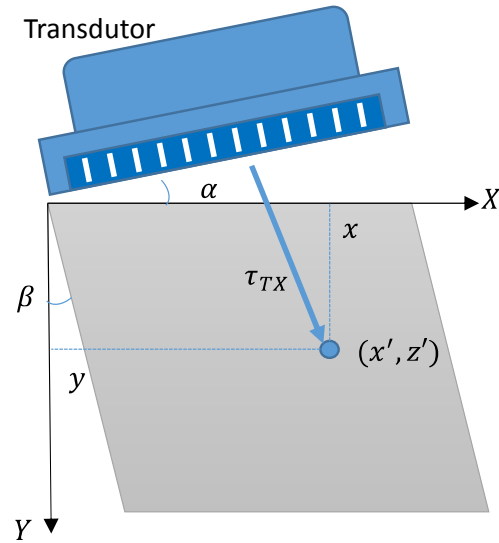


Figura 24 - Tempo de viagem de transmissão, o tempo em relação ao ponto x' e z' .

Fonte: Autoria própria

$$\tau_{TX} = \frac{x' \sin \alpha + z' \cos(\alpha - \beta)}{c} \quad (16)$$

Para recepção tem-se a seguinte equação (17) conforme a Figura 25 (BERCOFF et al., 2011),

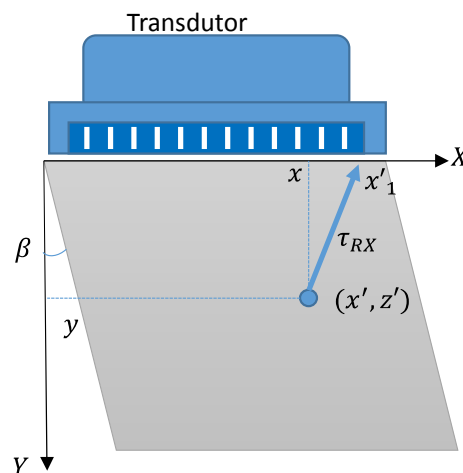


Figura 25 - Tempo de viagem de recepção, o tempo em relação ao ponto x' e z' .

Fonte: Autoria própria

$$\tau_{RX} = \frac{\sqrt{z'^2 + (x'_1 - x')^2} - z'(x'_1 - x') \sin \beta}{c} \quad (17)$$

A técnica *plane-wave* permite construir a imagem para cada transmissão de onda acústica, porém a qualidade diminui uma vez que a *plane wave* não tem região focal. A Figura 26 apresenta um exemplo de reconstrução de imagem com apenas uma *plane wave*.

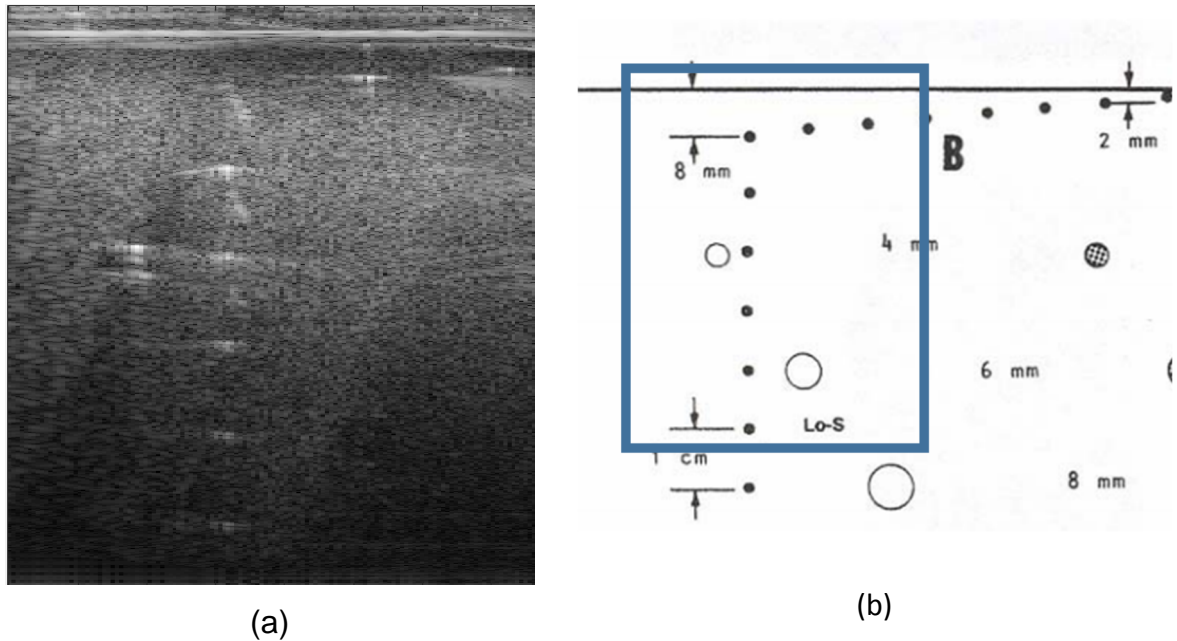


Figura 26 - (a) Imagem reconstruída com onda plana, (b) Pontos do *phantom* mostrado na imagem.

Fonte: Autoria própria.

Para contornar esse problema, várias ondas inclinadas são enviadas para o meio e são somadas coerentemente para formar uma imagem (MONTALDO et al., 2009). Utilizando este método, o passo de focalização é feito pela soma das imagens e a qualidade final da imagem neste modo é totalmente dependente da quantidade de ângulos utilizados. Logo essa é a desvantagem do *plane wave* em que o *frame rate* é limitado pela necessidade da qualidade da imagem (BERCOFF et al., 2011). O diagrama da Figura 27 apresenta, de forma simplificada como é feito a soma coerente.

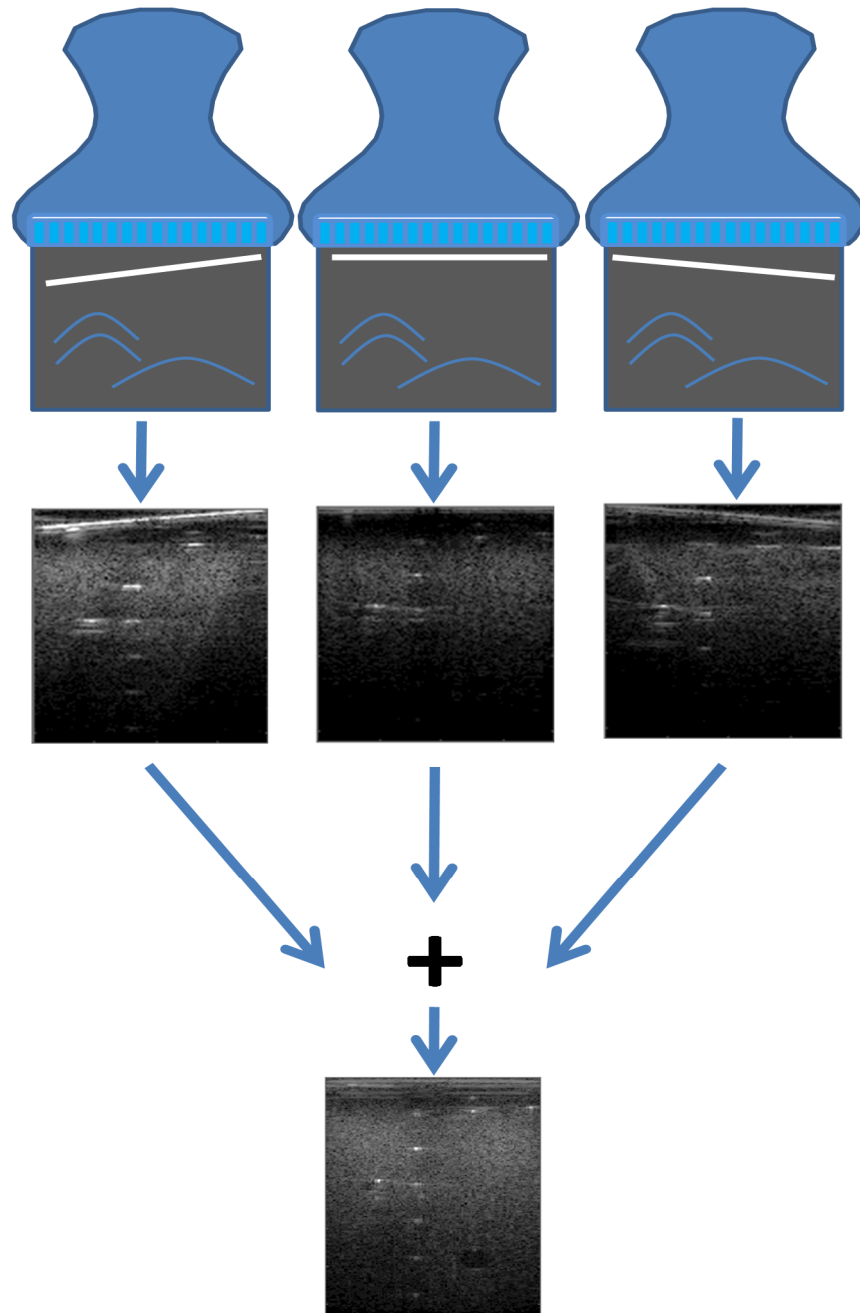


Figura 27 - Imagem de ultrassom obtida a partir do somatório coerente de onda plana *Ultrafast*.

Fonte: Autoria própria

As vantagens da formação de imagem com o somatório coerente, são que a focalização dinâmica permite aumentar a homogeneidade, também é possível gerar uma imagem com características semelhantes de contrastes e resolução com menos disparos de onda - cerca de 5 a 10 vezes menos (MONTALDO et al., 2009).

2.3.3. Imagem Modo B de Onda Plana Migrada

Como citado anteriormente, quando as ondas planas incidem em um refletor (*scatter*), o eco retorna em forma de ondas esféricas e o seu conjunto cria uma hipérbole. Para que uma imagem seja reconstruída a partir destes dados, é necessário migrar as hipérboles de volta para sua origem. De modo a atingir esse *beamforming* de *plane wave*, pode-se utilizar um método de migração desenvolvido no domínio da frequência e número da onda: *frequency-wavenumber (f-k)* (GARCIA et al., 2013).

O modelo de filtragem *f-k* para imagem de onda plana é uma adaptação da migração de Stolt para imagens sísmicas. Essa técnica baseia-se no modelo refletor explodindo, *exploding reflector model (ERM)*, o qual assume que um *scatter* se torna um emissor de onda acústica. Apesar do modelo clássico não ser ótimo para o PWI, com a transformação espacial das hipérboles, este conceito pode ser aplicado. A migração clássica de Stolt's *f-k* supõe que todos os reflexos do meio explodem ao mesmo tempo, isso reduz o tempo de transmissão (GAZDAG; SGUAZZERO, 1984), e a migração só deve explorar fontes que emitam hipérboles ERM e que se ajustem às hipérboles RF do campo acústico. A migração *f-k* consiste em aplicar o método de Stolt's para encontrar esses pontos virtuais e transformá-los espacialmente para recuperar a posição verdadeira dos *scatters* (GARCIA et al., 2013).

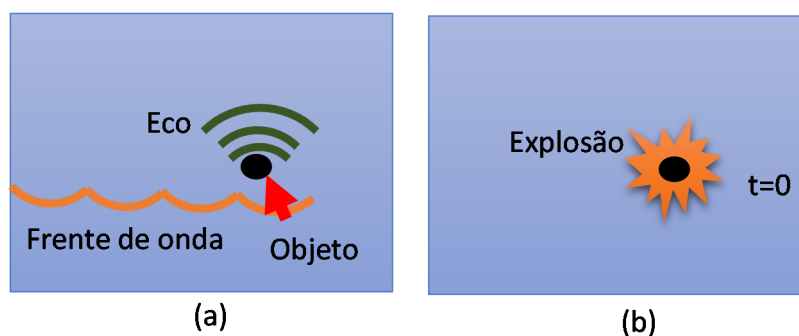


Figura 28 - A Figura (a) apresenta o modelo comum de emissão de onda plana; (b) apresenta o modelo ERM onde, para obter a posição nos objetos, só é necessário levar em conta o momento em que ocorreu a explosão.

Fonte: Adaptado de GARCIA et al., 2013.

Considerando que todos elementos emitem as ondas acústicas horizontais simultaneamente e sincronamente, o tempo de viagem produzida pelo *scatter* posicionado em (x_s, z_s) , conforme a Figura 29, pode ser descrito como (GARCIA et al., 2013):

$$\tau_s(x) = \frac{2\sqrt{(x_s - x)^2 + z_s^2}}{c} \quad (18)$$

Onde $\tau_s(x)$ é o tempo de viagem de retorno da onda acústica

O tempo de viagem no modelo ERM é definido como:

$$\hat{\tau}_s(x) = \frac{z_s + \sqrt{(\hat{x}_s - x)^2 + \hat{z}_s^2}}{\hat{c}} \quad (19)$$

Onde (\hat{x}_s, \hat{z}_s) é a posição da origem de um emissor de explosão, \hat{c} é a velocidade de propagação da explosão e $\hat{\tau}_s(x)$ é seu tempo de deslocamento.

Para que o modelo EMR seja compatível com a equação (18), é preciso que as hipérbolas se encaixem na equação, entretanto não há equação totalmente compatível. Levando em consideração que maior energia está concentrada no ápice da hipérbole, um compromisso é que a derivadas de ordem zero e segunda ordem sejam iguais ao ápice. Igualando τ_s e $\hat{\tau}_s$ com suas primeiras e segundas derivadas em função de x temos a equação (20) (GARCIA et al., 2013).

$$\hat{c} = \frac{\sqrt{2}}{2}c \text{ e } \hat{z}_s = \sqrt{2}z_s \quad (20)$$

Na área de pesquisa das ondas sísmicas, a migração $f-k$ é utilizada para reconstruir imagens no domínio da frequência (STOLT, 1978) e é atualmente o método de migração mais rápido, porém limitado pela velocidade constante de propagação (MARGRAVE, 1998). Apesar deste limitação ser um problema em imagens sísmicas, isso não é uma problema para as imagens de ultrassom, pois a velocidade em tecidos permanece em torno de 1540m/s, variando de 1480m/s a 1670m/s (CULJAT et al., 2010).

Considerando que $\psi(x, z, t)$ representa o campo escalar do EMR, e $\phi(k_x, z, f)$ denota a transformada de Fourier, tem-se a equação (21), onde k_x representa o número de onda espacial relacionada a x e f representa a frequência temporal (GARCIA et al., 2013):

$$\psi(x, z, t) = \iint_{-\infty}^{\infty} \phi(k_x, z, f) e^{2i\pi(k_x x - ft)} dk_x df \quad (21)$$

Onde $\psi(x, z, t)$ é um campo de onda escalar de ERM que satisfaz a equação linear de onda de duas dimensões, (k_x, z, f) representa a transformada de *Fourier* de $\psi(x, z, t)$ sobre (x, t) .

Para uma aplicação onde a velocidade do som é constante, a equação de Fourier pode ser calculada seguindo a equação de Helmholtz (MARGRAVE, 2003).

$$\frac{\partial^2}{\partial z^2} + 4\pi^2 \hat{k}_z^2 = 0 \quad (22)$$

Onde o número de onda k_z é determinado como

$$\hat{k}_z = \sqrt{\frac{f^2}{c^2} - k_x^2} \quad (23)$$

A condição de fronteira única para equação (22) é $\phi(k_x, 0, f)$, em que é a transformada de Fourier de $\psi(x, z = 0, t)$. Levando-se em conta que o campo de onda se propaga apenas na direção de $-z$, a equação de onda pode ser resolvida e obter o campo de onda migrado conforme equação (24) (GARCIA et al., 2013).

$$\psi(x, z, 0) = \iint_{-\infty}^{\infty} \phi(k_x, 0, f) e^{2i\pi(k_x x - \hat{k}_z z)} dk_x df \quad (24)$$

Para se aproveitar ao máximo as transformadas de *Fourier*, Stolt propôs trocar a variável k_z introduzindo a equação:

$$f(\hat{k}_z) = \hat{c} \text{sign}(\hat{k}_z) \sqrt{k_x^2 + \hat{k}_z^2} \quad (25)$$

Essa equação descreve o remapeamento espectral da migração f - k de Stolt para a imagem de onda plana. Utilizando a troca de variável k_z chegamos a solução em t na origem ($t=0$):

$$\psi(x, z, 0) = \iint_{-\infty}^{\infty} \frac{\hat{c}\hat{k}_z}{\sqrt{k_x^2 + \hat{k}_z^2}} \phi(k_x, 0, f(\hat{k}_z)) e^{2i\pi(k_x x - \hat{k}_z z)} dk_x d\hat{k}_z \quad (26)$$

A solução final da migração é a equação da transformada inversa de Fourier.

$$\frac{\hat{c}\hat{k}_z}{\sqrt{k_x^2 + \hat{k}_z^2}} \phi(k_x, 0, f(\hat{k}_z)) \quad (27)$$

O método consiste em primeiramente remover os atrasos de transmissão. Esse processo alinha as hipérbolas em uma mesma linha. Então a migração de Stolt foi aplicada. O *scatter* originalmente na posição (x_s, z_s) , é movido para a posição (\hat{x}_s, \hat{z}_s) após a migração. Depois, a inversa é aplicada para obter os pontos na coordenada x e z . A Figura 29 apresenta representações gráficas do resultado da aplicação das formulas.

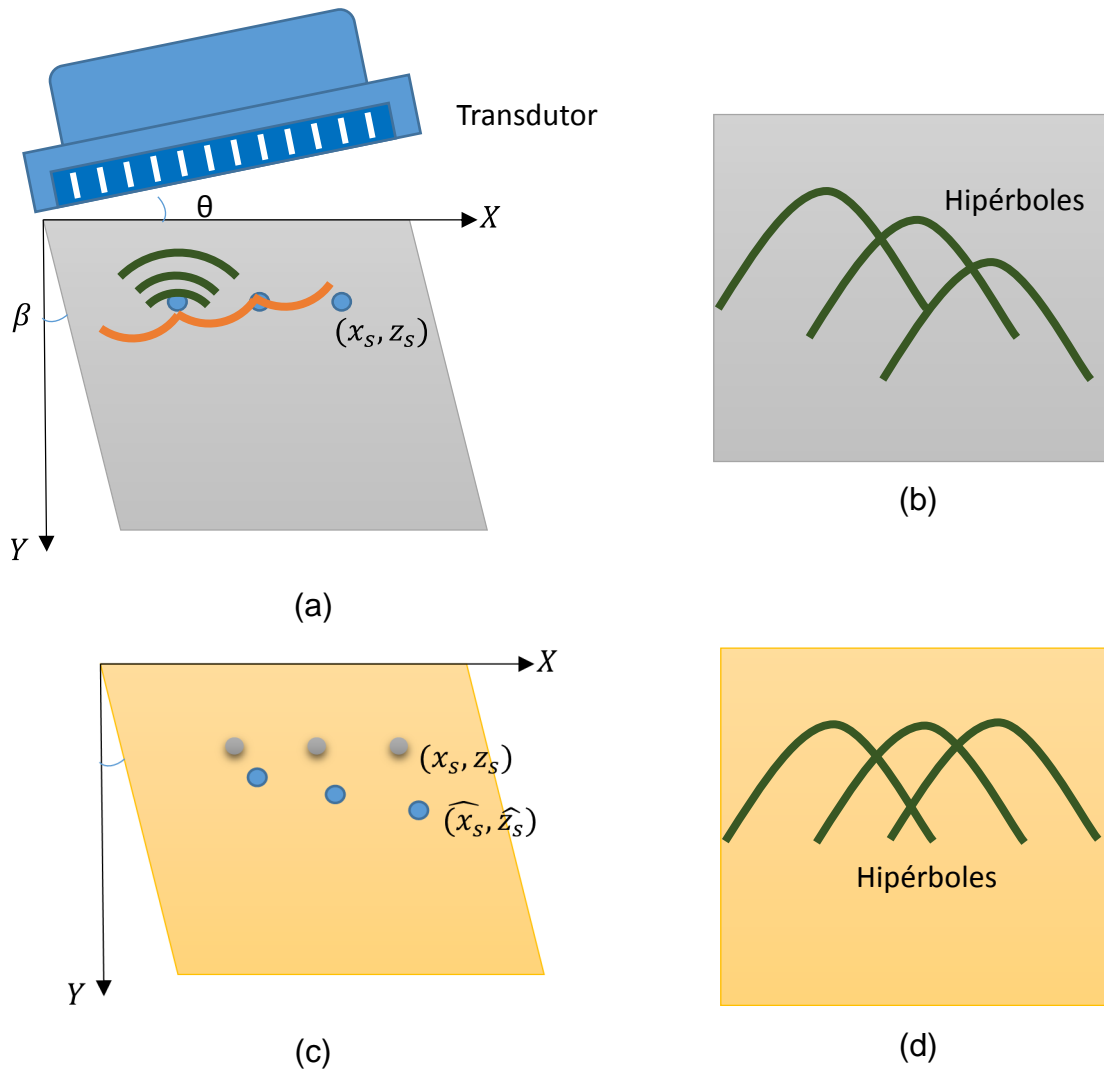


Figura 29 - Modelo de migração f - k . (a) Onda plana emitida com angulação de θ graus. (b) Hipérboles resultantes da onda plana. (c) Os *scatters* movimentados após a migração f - k . (d) Sinais de RF realinhados para que as hipérboles sejam alinhadas horizontalmente.

Fonte: Adaptado de GARCIA et al., 2013.

O algoritmo utilizado nesse trabalho é apresentado no diagrama da Figura 30, o código fonte adaptado de GARCIA (2013) está disponível no anexo A:

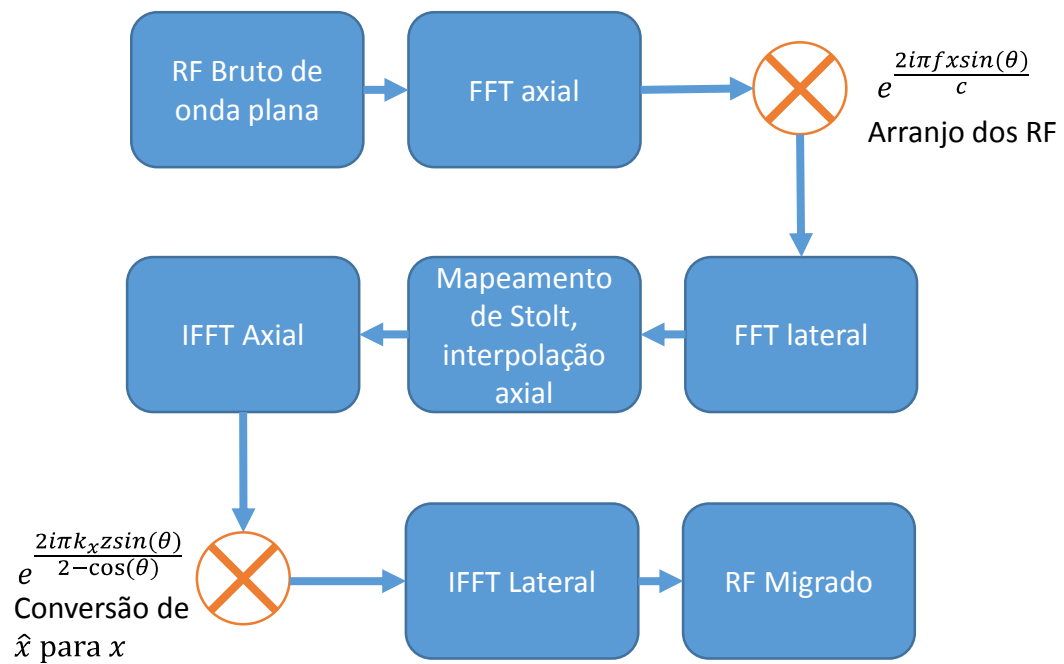


Figura 30 - Diagrama do algoritmo de migração de Stolt para onda plana.

Fonte: Adaptado de GARCIA et al., 2013.

2.4 IMAGEM DOPPLER COLORIDO

O efeito *Doppler* tem característica única de ser capaz de medir o fluxo sanguíneo por ultrassom. A partir da insonificação por feixe de ultrassom, o eco refletido do sangue carrega informações sobre a velocidade do fluxo sanguíneo. As medições de fluxo sanguíneo são executadas para verificar o estado dos vasos sanguíneos e funcionamento dos órgãos (JENSEN, 1996; SHUNG, 2006).

Pode-se calcular a velocidade de propagação com a equação simples de Doppler. Quando o feixe está a um ângulo θ com o sentido do fluxo tem-se a equação (28), onde c é a velocidade do som no meio, f_d é a frequência Doppler desviada, f_T é a frequência de transmissão do feixe e v é a velocidade de deslocamento do objeto. (SHUNG, 2006).

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_T \quad (28)$$

Existem dois modelos para se usar Doppler de ultrassom para medidas de vazão, onda contínua (CW) e onda pulsada (PW). O método mais utilizado para imagens Doppler colorido é o de onda pulsada onde geralmente, a imagem representa cores azul e vermelho dependendo da intensidade e direção do fluxo. (SHUNG, 2006).

2.4.1. Doppler de Onda Contínua (CW)

A estimação da velocidade de fluxo começou com a onda CW, no qual o efeito Doppler pode ser observado. Dado a frequência de emissão caso o objeto se desloque em direção ao emissor a frequência refletida será maior conforme a velocidade e caso o objeto se afaste do emissor o eco recebido terá frequência menor em relação a frequência emitida (EVANS et al., 1991).

O estudo do Doppler continua em progresso, principalmente para entender a relação entre o *Power Doppler* emitido e os fatores hematológicos e hemodinâmico (SHUNG; THIEME, 1993). A relação encontrada refere-se a distúrbios, hematócrito e à quantidade de glóbulos vermelhos. O problema da estimação sanguínea é que os vasos sanguíneos se movimentam e produzem vários ecos refletores que se movem junto com o fluxo sanguíneo. A definição para este movimento lento são chamados de sinais de desordem, ou *clutter* (SHUNG, 2006).

Os transdutores para utilização CW Doppler possuem largura de banda pequena. Os sinais são enviados e recebidos em duas aberturas separadas no mesmo transdutor (EVANS; MCDICKENS, 2000). Os desvios de Doppler, devido às frequências recebidas não serem distantes da frequência principal, são consideravelmente pequenos. Portanto a frequência de amostragem deve respeitar o teorema de Nyquist e ser duas vezes maior que a frequência máxima que se quer observar (EVANS; MCDICKENS, 2000).

2.4.2. Doppler de Onda Pulsada (PW)

O problema da solução com CW é a incapacidade de diferenciar a origem do sinal de Doppler dentro do feixe acústico, pois a transmissão e recepção ocorrem no mesmo instante e muito próximos uma da outra. Sinais Doppler que estão próximos acabam se sobrepondo. Para suprir a necessidade e contornar o problema, a técnica PW foi introduzida (JENSEN, 1996; SHUNG, 2006).

Os pulsos de ultrassom são emitidos conforme uma taxa de repetição de pulso (PRF) da frequência f_{prf} . Ao contrário da CW, a emissão e recepção são alternadas e a profundidade pode ser então calculada. Os sinais recebidos são discretizados em relação à soma das amplitudes de cada pulso. A Figura 31 apresenta um conjunto de PRF e a resultante amostrada (JENSEN, 1996).

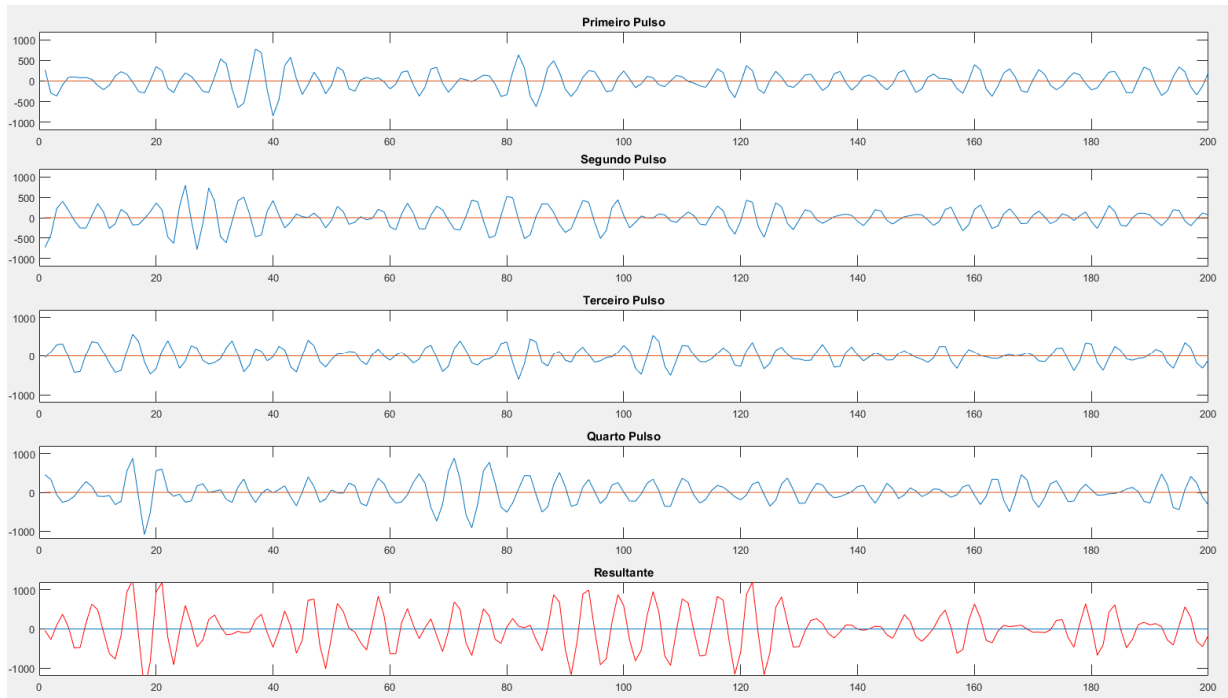


Figura 31 - Conjunto de quatro PRF recebidos e a somatória resultante. Os quatro primeiros sinais em azul são ecos recebidos pelo transdutor, o sinal em vermelho representa a soma resultante amostrada dos quatro sinais.

Fonte: Autoria própria

Um dos problemas do Doppler pulsado é o limite da máxima frequência em que se pode medir a máxima velocidade do corpo em estudo. Ele é diretamente dependente da frequência suportada pelo equipamento que deve ser no mínimo duas vezes maior que a máxima frequência do Doppler. Para evitar o *aliasing*, o PRF do equipamento deve ser no mínimo:

$$PRF > 2f_{max} \quad (29)$$

A partir da equação (29), tem-se:

$$PRF > \frac{4v_{max}f}{c} \quad (30)$$

Para evitar sobreposição de ecos, é necessário levar em conta a profundidade que se deseja fazer a medida para que o pulso emitido não atrapalhe o pulso repetido, ou seja, o período da repetição de pulso vede ser:

$$PRP > \frac{2z_{max}}{c} \quad (31)$$

Rearranjando as equações tem-se:

$$z_{max}v_{max} > \frac{c^2}{8f} \quad (32)$$

Com essas equações pode-se verificar que equipamento de Doppler é diretamente afetado pela máxima velocidade que se pode encontrar na máxima profundidade (SHUNG, 2006).

Por outro lado, a velocidade mínima que pode ser medida também tem um limite inferior. Caso a amostragem do sinal resultante seja insuficiente pode truncar o sinal desejado apresentando erros. Isso pode ocorrer quando o sinal é muito lento e muito forte (JENSEN, 1996). Para contornar esse problema, pelo menos um pulso de onda deve ser amostrado para que se possa estimar a menor velocidade, se K amostras são adquiridas de PRF de f_{prf} , então a menor velocidade possível é:

$$v_{Zmin} = \frac{cf_{min}}{2f} \quad (33)$$

2.4.3. Demodulação em Fase e Quadratura

Um dos métodos para se extrair as frequências Doppler é realizar a demodulação em fase e quadratura e calcular o *phase shift* para finalmente então estimar a velocidade. Inicialmente é feita a demodulação, comumente chamada de *down-mixing*. A partir da frequência central o espectro é deslocado para banda base (EVANS; MCDICKENS, 2000; KIRKHORN, 1999).

A Figura 32 apresenta um sinal de RF de ultrassom e o seu espectro equivalente de um sinal acústico obtido com o transdutor L11-4V.

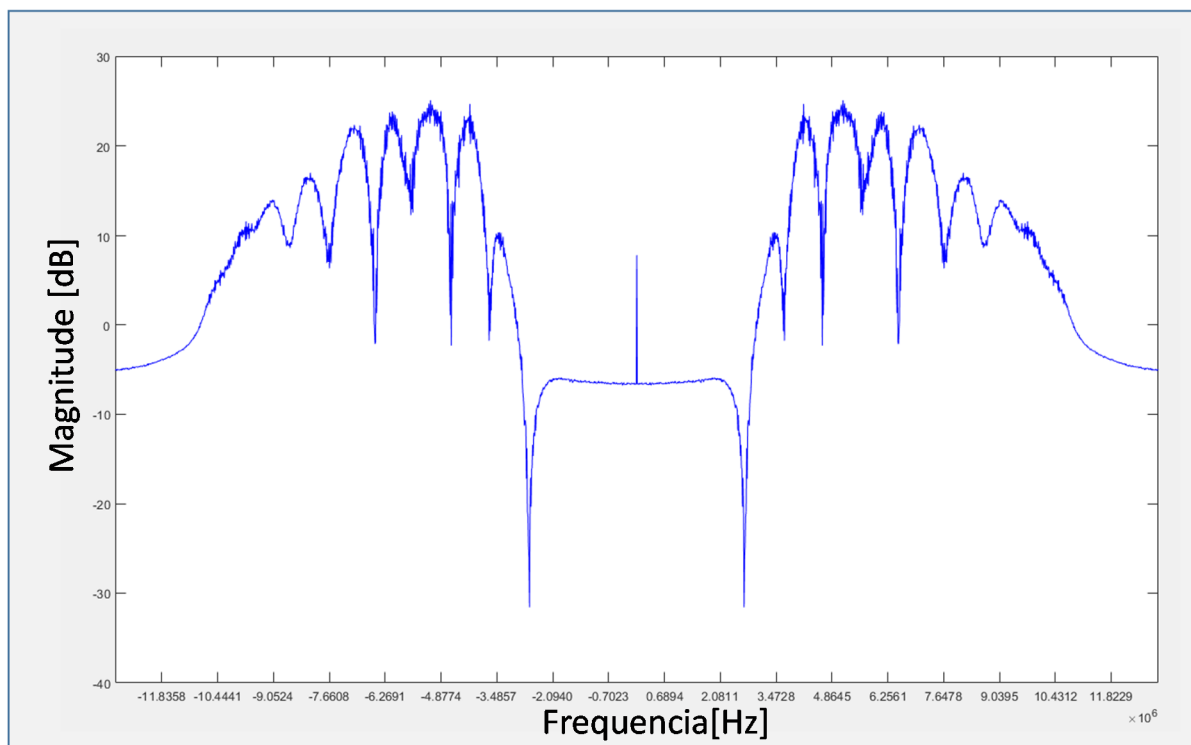
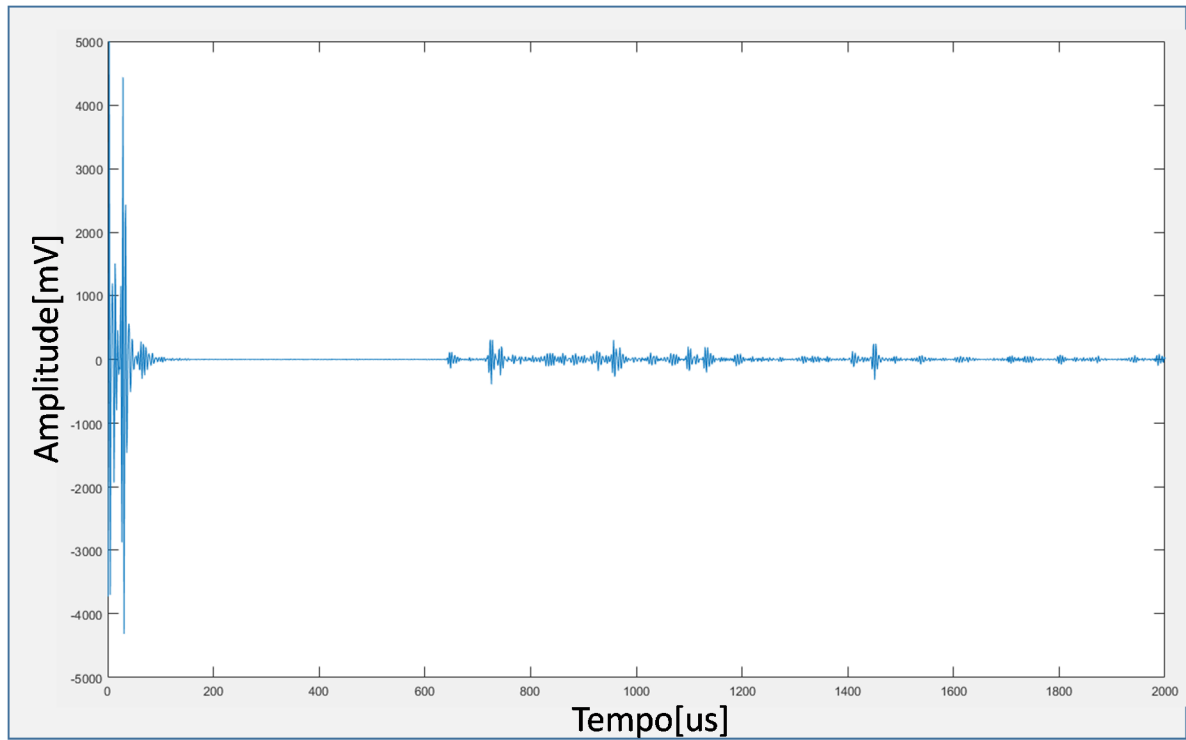


Figura 32 - Espectro de uma onda de RF a partir do Transdutor L11-4V.

Fonte: Autoria própria

O *down-mixing* é realizado multiplicando o sinal de RF por um sinal senoidal complexo. O resultado é um sinal complexo, chamado de dado IQ (KIRKHORN, 1999):

$$x_{IQ}(t) = x_{RF}e^{-2\pi if_0t} \quad (34)$$

Onde f_0 é a frequência central do transdutor e i é a notação para número complexo. Após a multiplicação a frequência espectral do sinal é movida em sentido à origem, e o sinal não é mais simétrico em zero, conforme pode-se observar na Figura 33.

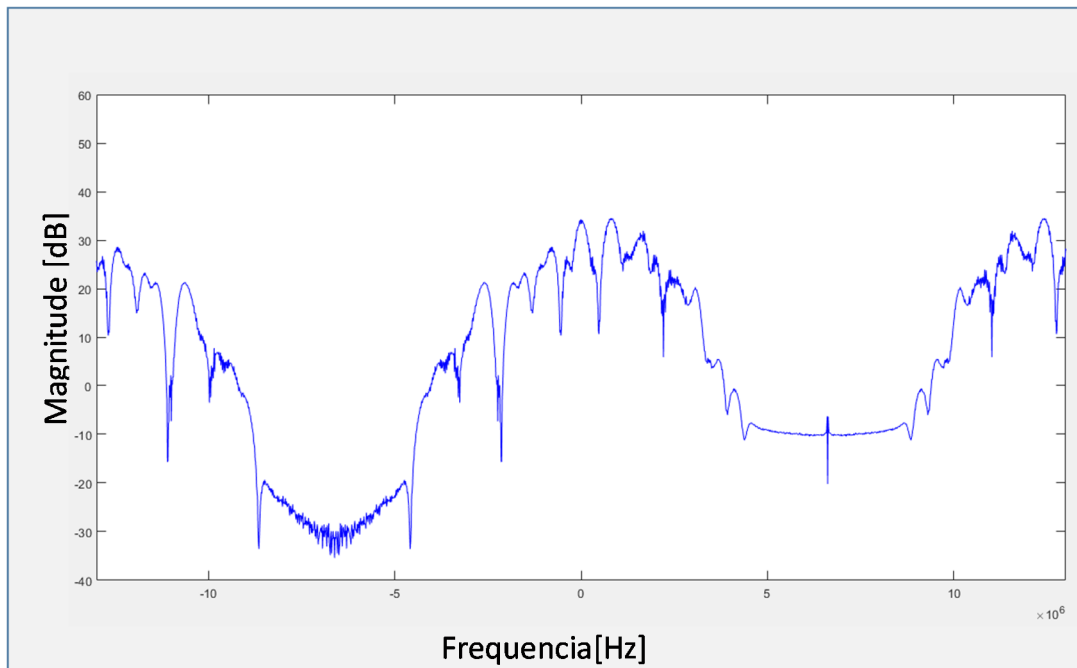


Figura 33 - Espectro após o *down-mixing*.

Fonte: Autoria própria.

Após aplicar identidades trigonométricas, a função senoidal complexa pode ser dividida em duas partes, de uma função seno e outra cosseno, que são duas ondas senos defasadas 90° uma a outra (KIRKHORN, 1999):

$$e^{-2\pi if_0t} = \cos(2\pi f_0t) - i \sin(2\pi f_0t) \quad (35)$$

Os dados IQ permitem que a velocidade do Doppler seja estimada eliminando a parte negativa do espectro. Utilizando um filtro passa baixa pode-se eliminar essa parte do espectro desnecessário (JENSEN, 1996).

O filtro passa baixa em um sinal complexo pode ser aplicado separadamente na parte real e na parte imaginária. O filtro removerá a parte negativa do espectro do sinal real. Como o filtro, corretamente aplicado, remove praticamente metade da energia do sinal. Para preservar essa energia o sinal complexo deve ser multiplicado pela raiz quadrada de dois (KIRKHORN, 1999). O espectro resultante após o filtro passa baixa pode ser observado na Figura 34.

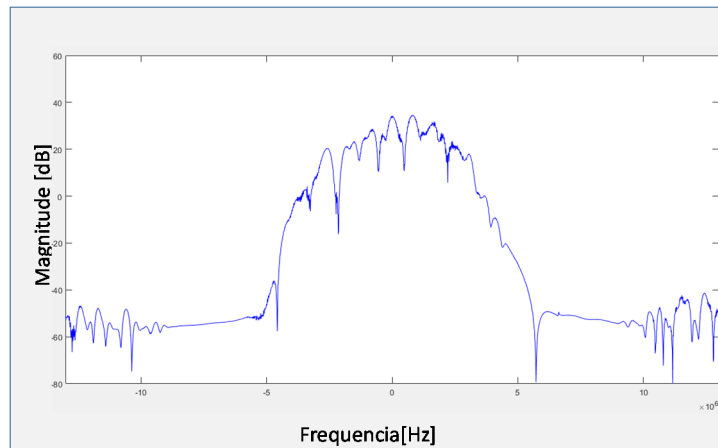


Figura 34 - Espectro do sinal RF após filtro passa baixa

Fonte: Autoria própria

2.4.4. Estimação *Phase-shift*

Para estimação da velocidade, o método comum aplicado é a técnica de estimação da autocorrelação de mudança de fase - *phase-shift estimation*. O método parte da premissa que se pode estimar o deslocamento de fase de um alvo de *scatter*, indicando a movimentação do sangue entre dois disparos de RF. O método utilizado nesse trabalho para estimar a velocidade foi proposto por KASAI *et al.* (1985). Este método permite que se considere vários pulsos de RF para melhorar a estimativa da velocidade (JENSEN, 1996; KASAI *et al.*, 1985).

2.4.5. Estimação da Velocidade

Considerando que um único dispersor de sangue atravessa o feixe de ultrassom, sua posição é descrita como \vec{r}_1 na primeira medida e após T_{prf} segundos, descrito como \vec{r}_2 na segunda medida. A variação da posição originam um atraso t_s do echo recebido, podendo ser calculado conforme a equação (36) (JENSEN; et al., 2017).

$$t_s = \frac{2|\vec{r}_1 - \vec{r}_2| \cos \theta}{c} = \frac{2|\vec{v}|T_{prf} \cos \theta}{c} = \frac{2v_z T_{prf}}{c} \quad (36)$$

Onde θ é o angule do feixe de ultrassom o a direção da movimentação do sangue, a velocidade v_z é dada por $|\vec{v}| \cos \theta$. O deslocamento em direção do transdutor aumenta o delay e o movimento do sentido contrário diminuem o valor do delay. O sinal recebido pelo transdutor pode ser descrito pela equação (37) (JENSEN; et al., 2017).

$$x_i(t) = ba \sin(2\pi f_0(t - \frac{2d}{c} - it_s)) \quad (37)$$

Onde i é índice do pulso emitido, a é a amplitude do pulso, f_0 é a frequência emitida, b é a amplitude do refletor e d é a profundidade em que o refletor se localiza.

Considerando que a medida é realizada em fixo instante de tempo $t_d = n_d/f_s$ por índice amostragem n_d , então o sinal amostrado pode ser descrito conforme a equação (38) (JENSEN; et al., 2017).

$$x_s(n_d, i) = -ba \sin(2\pi \frac{2v_z}{c} \times f_0 T_{prf} i - 2\pi f_0 (\frac{n_d}{f_s} - \frac{2d}{c})) \quad (38)$$

Onde f_s é a frequência de amostragem. Os dados são adquiridos por várias emissões do pulso com frequência de $1/T_{prf}$ e é calculado como:

$$f_p = \frac{2v_z}{c} f_0 = \frac{2v_z}{\lambda} \quad (39)$$

A velocidade pode ser estimada pela correlação cruzada de dois sinais consecutivos e então determinando o deslocamento temporal conforme apresentam as equações (40) e (41) (GUIDO ; Rodrigo Capobianco, 2011).

$$\begin{aligned}
R_{12}(n_d, k) &= \sum_n^{N-1} x_s((n_d + n), i) \times x_s((n_d + n + k), i + 1) \\
R_{12}(n_d, k) &= \sum_n^{N-1} x_s((n_d + n), i) \times x_s\left((n_d + n - \frac{2v_z(n_d)}{c} f_s T_{prf} + k), i + 1\right) \quad (40) \\
R_{12}(n_d, k) &= R_{11}(n_d, k - n_s) \\
n_s &= \frac{2v_z(n_d)}{c} f_s T_{prf}
\end{aligned}$$

Onde n é o índice de amostragem, $R_{12}(n_d, k)$ é a função de correlação cruzada e R_{11} é a autocorrelação do sinal recebido, R_{11} tem um único pico encontrado no atraso $k = n_s$. A Velocidade é dada por: (JENSEN; et al., 2017)

$$v_z = \frac{n_s(n_d)}{2f_s T_{prf}} c \quad (41)$$

Pode-se estimar a velocidade a partir do envelope, de um sinal monocromático contínuo no tempo. O deslocamento de fase entre dois sinais pode ser determinado utilizando um atraso de autocorrelação dos sinais. O envelope pode ser obtido utilizando a transformada de Hilbert, $y_s(n, i) = \mathcal{H}\{x_s(n, i)\}$, a deslocamento de fase é diretamente proporcional a velocidade e é dada pela equação (42) (JENSEN; et al., 2017).

$$V_z(n) = \frac{c}{2\pi f_0 2T_{prf}} \arctan \frac{\sum_{i=1}^{N_c-1} [y_s(n_d, i+1)x_s(n_d, i) - x_s(n_d, i+1)y_s(n_d, i)]}{\sum_{i=1}^{N_c-1} [y_s(n_d, i+1)x_s(n_d, i) + x_s(n_d, i+1)y_s(n_d, i)]} \quad (42)$$

Onde N_c é o número médio de emissões.

A velocidade axial é a componente menos significativa da estimativa de velocidade de fluxo, pois a maioria dos vasos são paralelos à pele (42) (JENSEN; et al., 2017). Um método comercial para determinação de velocidade é o de oscilação transversal (TO), em que um beamforming avançado é utilizado para introduzir uma oscilação no campo acústico transversalmente a direção de propagação (GUIDO ; R., 2016).

A característica que permite a estimação da velocidade axial é a oscilação senoidal dos pulsos emitidos. Com isso é possível encontrar a frequência, tempo ou

descolamento de fase. Introduzindo a oscilação lateral é possível estimar também a velocidade lateral (JENSEN; et al., 2017). Na região focal do feixe de ultrassom há uma relação de Fourier entre a ponderação de amplitude, apodização, de um elemento individual e o padrão lateral do feixe, gerando uma oscilação senoidal que é possível por ter dois picos separados na função de apodização (JENSEN; et al., 2017). O período da oscilação lateral, descrita como λ_x , e dada pela equação (43) (GUIDO ; R., 2016).

$$\lambda_x = \frac{2\lambda d}{P_d} = \frac{2\lambda d}{N_d P_i} \quad (43)$$

Onde d é a profundidade, P_d é a distância entre os dois picos da função de apodização, P_i é o *pitch* do transdutor e N_d é o número de elementos entre os picos.

Uma transmissão ampla é focada logo abaixo da região de interesse, a apodização é realizada na recepção da onda acústica pelo transdutor, sendo possível ajustar dinamicamente o comprimento de onda lateral. Dois feixes separados por uma distância lateral de $\lambda_x/4$ são focadas em paralelo para que se possa encontrar o sinal da velocidade. Os feixes são deslocados em fase em praticamente 90° , logo cada emissão de pulso gera quatro amostras, duas para cada feixe após a transformada axial de Hilbert. Os sinais medidos são descritos utilizando-se a equação (44) (JENSEN; et al., 2017).

$$\begin{aligned} r_{sq}(n, i) &= x_e(n, i) + jy_d(n, i) \\ r_{sqh}(n, i) &= \mathcal{H}\{x_e(n, i)\} + \mathcal{H}\{jy_d(n, i)\} \end{aligned} \quad (44)$$

Onde $x_e(n, i)$ é o sinal do feixe esquerdo e $y_d(n, i)$ é o sinal do feixe direito. Os sinais recebidos pelo transdutor são transformados por Hilbert na direção temporal n , resultando em $r_{sqh}(n, i)$.

Dois novos sinais são formados para reduzir a influência da oscilação axial na oscilação lateral, conforme a equação (45) (JENSEN; et al., 2017).

$$\begin{aligned}
r_1(n, k, i) &= r_{sq}(n, k, i) + jr_{sqh}(n, k, i) \\
r_1(n, k, i) &= r_{sq}(n, k, i) - jr_{sqh}(n, k, i)
\end{aligned}
\tag{45}$$

Um estimador de quarta ordem é derivado para estimar separadamente as componentes de velocidade axial e lateral (JENSEN; et al., 2017).

$$v_x = \frac{\lambda_x f_{prf}}{4\pi} \left[\tan^{-1} \frac{\Im\{R_1(1)\}}{\Re\{R_1(1)\}} - \tan^{-1} \frac{\Im\{R_2(1)\}}{\Re\{R_2(1)\}} \right]
\tag{46}$$

$$v_z = \frac{c f_{prf}}{8\pi f_0} \left[\tan^{-1} \frac{\Im\{R_1(1)\}}{\Re\{R_1(1)\}} + \tan^{-1} \frac{\Im\{R_2(1)\}}{\Re\{R_2(1)\}} \right]
\tag{47}$$

Onde $R_1(1)$ é a autocorrelação complexa do atraso um para $r_1(i)$ e $R_2(1)$ é a autocorrelação complexa do atraso um para $r_2(i)$. \Im denota a parte imaginária e \Re a parte real do argumento.

2.4.6. Clutter

Como citado anteriormente, os vasos sanguíneos apresentam movimentos lentos que afetam a estimativa da velocidade. Para remover esse problema filtros passa alta são aplicados ao sinal para remover o movimento dos tecidos estacionários ao redor do lúmen dos vasos. O filtro também auxilia na remoção de lóbulos laterais, e reverberações que possam aparecer no sinal do fluxo sanguíneo (EVANS; MCDICKENS, 2000; SHUNG, 2006).

As baixas frequências dos tecidos são de altas amplitudes, maiores do que as frequências geradas pelo fluxo sanguíneo, também em frequência muito mais baixa, geralmente o movimento dos vasos sanguíneos são menores que 1kHz (EVANS; MCDICKENS, 2000), como pode-se observar na Figura 35.

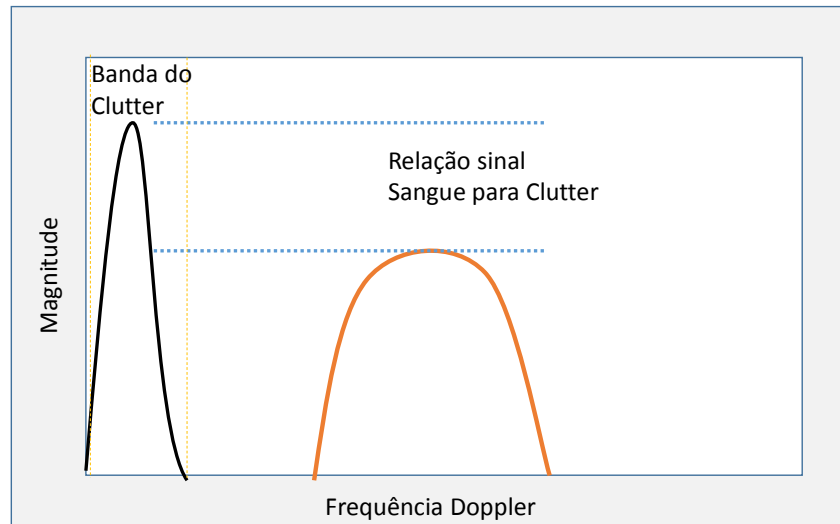


Figura 35 - Frequência Doppler do sinal sanguíneo e *clutter*

Fonte: Autoria própria

A filtragem, comumente chama de *wall filter*, é aplicada antes da estimação de velocidade. O filtro deve ser projetado respeitando as zonas principais do clutter: banda de parada, zona de transição e a banda passante. A banda de parada, *stop-band* é o alcance de frequências de zero até a frequência de corte para qual o sinal é atenuado, esta faixa deveria ser idealmente zero. A zona de transição determina a região em que ocorre a curva de transição para a banda passante, quando maior a derivada do filtro, melhor é o aproveitamento do sinal. Por último a zona passante deve ter ganho unitário e uniforme (BJÆRUM et al., 2002).

2.4.7. Power Doppler

O *Doppler* colorido possui algumas limitações, incluindo dependência do ângulo do fluxo em relação ao transdutor, *aliasing* e dificuldade de separação do ruído em relação ao sinal do fluxo e fluxos lentos. O *Power Doppler* aumenta a sensibilidade ao fluxo e pode ser utilizado em ocasiões que o *Doppler* colorido não é ótimo, principalmente em vasos longos e fluxos lentos (HAMPE; et al., 1997)

A estimação de *Power Doppler* é realizada após a filtragem *clutter* calculando a energia remanescente. O cálculo da energia pode ser expressa como (SZABO, 2004):

$$P(n) = \sum_{e=0}^{E-2} [I_e(n)I_{e+1}(n)]^2 + \sum_{e=0}^{E-2} [Q_e(n)Q_{e+1}(n)]^2 \quad (48)$$

O *Power Doppler* geralmente é calculado por uma média de quadros, para reduzir a variância e aumentar a sensibilidade, mesmo isso diminuindo a taxa de quadros por segundo. Como no *Power Doppler* a frequência central não é levada em consideração, a medida é menos susceptível para variações no ângulo do que no *Doppler* colorido (HEYER, 2014).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados as pesquisas e contribuições deste trabalho na área de processamento de sinais para reconstrução de imagens de ultrassom. Serão apresentados conceitos e resultados de imagem modo B tradicional, imagem modo B a partir de onda plana e construção de imagens color Doppler com ondas acústicas planas. O diagrama geral de como os dados foram obtidos e tratados esta apresentado na Figura 36. O computador utilizado para o processamento das imagens tem as seguintes especificações: Intel® Core™ i7-3610QM a 2,30 GHz, 8GB DDR3 e NVIDIA GeForce® GT 630M.

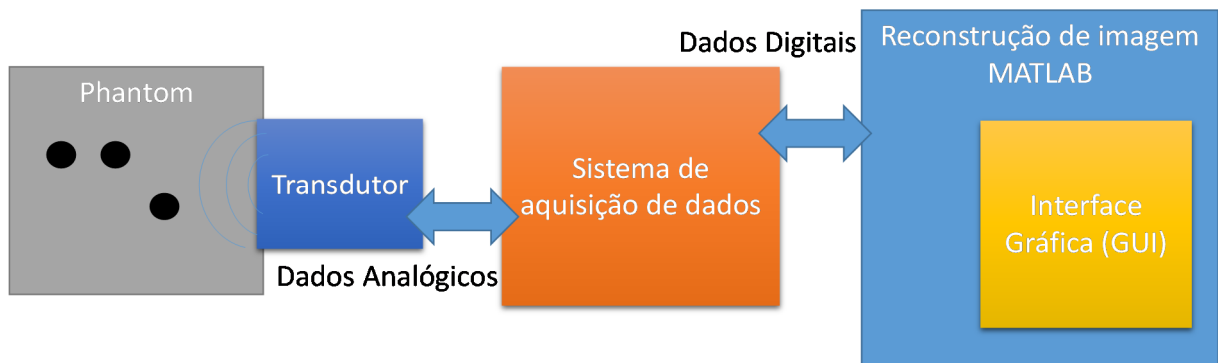


Figura 36 - Diagrama em blocos geral do sistema utilizado para aquisição e processamento dos sinais.

Fonte: Autoria própria

3.1 IMAGEM MODO B TRADICIONAL

As imagens com *beamforming* tradicional foram processadas neste trabalho utilizando a ferramenta Field II executada no MATLAB®. Os *beamformings* foram obtidos do equipamento de captura ULTRA-ORS desenvolvido na UTFPR por Amauri Assef (ASSEF, 2013), juntamente com o transdutor AT3C52B sobre o *phantom* 84-317 *Multi-purpose Tissue/Cyst Ultrasound Phantom* da Fluke *Biomedical* (FLUKE-BIOMEDICAL, 2005).

3.1.1. Sistema ULTRA-ORS

O sistema de captura dos dados acústicos foi configurado com as seguintes características apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Configuração do sistema ULTRA-ORS

| Parâmetro | Atribuição |
|-----------------------------------|-------------------|
| Frequência de operação | 2,5 MHz a 20 MHz |
| Frequência de amostragem | 40 MHz |
| Número de amostras por Ciclo | 8 |
| Largura da banda relativa | 50 %, -6 dB |
| Número de amostras por feixe | 2048 |
| Número de canais | 8 |
| Amplificador LNA | Fixo 20 dB |
| Amplificador de ganho programável | 30 dB |
| Atenuador controlado por tensão | 0 a 46 dB |
| Filtro passa-baixa | 15 MHz |
| Conversor ADC | 12 <i>bits</i> |
| Tensão de entrada | 0 a 250 mVpp |
| Abertura | 128 Elementos |
| Velocidade do som | 1540 m/s |

Fonte: Adaptado de ASSEF, 2013.

3.1.2. Transdutor

O transdutor utilizado para captação das imagens foi o modelo de multielementos convexo AT3C52B, que opera na faixa de frequência de 2 a 5 MHz. A forma de onda e o espectro do transdutor são apresentados na Figura 37.

Tabela 4 apresenta as características do modelo utilizado (ASSEF et al., 2015).

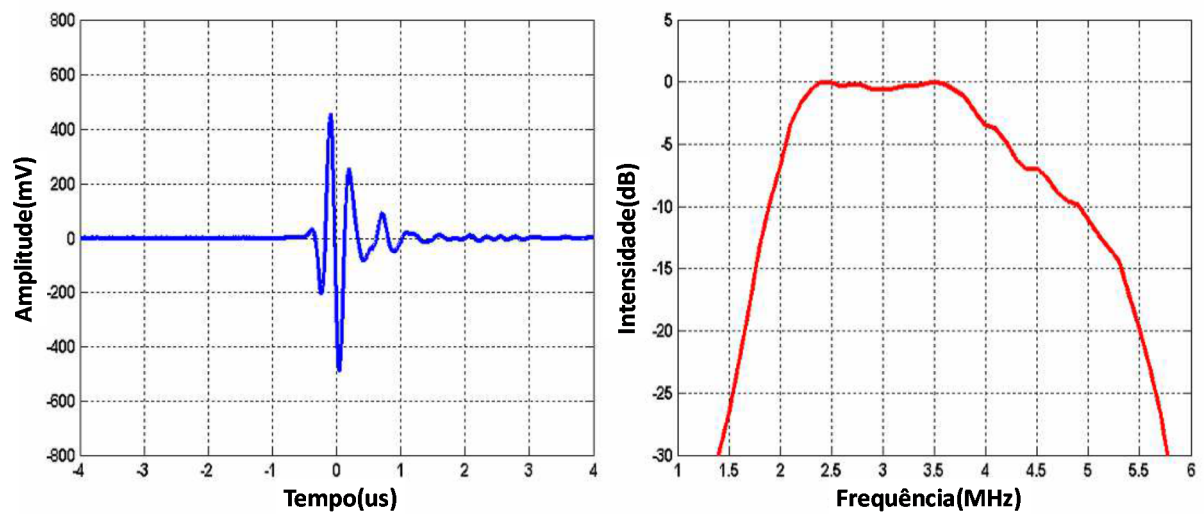


Figura 37 - Forma de onda e frequêcia de operação do transdutor AT3C52B.

Fonte: Adaptado de BROADSOUND, 2013.

Tabela 4 - Especificações transdutor AT3C52B

| Parâmetro | Atribuição |
|------------------------|---------------------|
| Velocidade do som | 1540 m/s |
| Frequêcia de excitação | 3,2 MHz |
| Comprimento de onda | 481,2 μm |
| Largura de banda | 70 % |
| Largura de elemento | 0,41 mm |
| <i>Kerf</i> | 115 μm |
| Número de elementos | 128 |
| Altura do elemento | 13 mm |
| Foco elevacional | 75 mm |
| Raio de curvatura | 40 mm |

Fonte: Adaptado de ASSEF et al., 2015.

3.1.3. Phantom

Um *phantom* mimetizador de tecidos biológicos foi utilizado para gerar as imagens modo B. O modelo escolhido foi o 84-317 da Fluke Biomedical. Este *phantom* possui uma serie de monofilamentos de nylon de espessura 0,24 mm e dois conjuntos de alvos com diferentes sequências. Os alvos e dimensões do *phantom* podem ser observados na Figura 38.

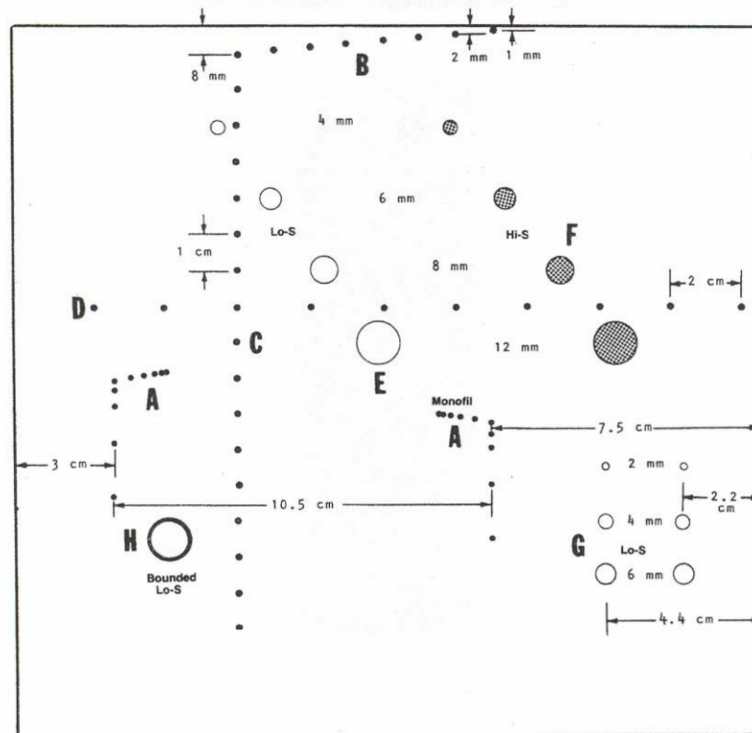


Figura 38 - Dimensões do *phantom* 84-317 Fluke.

Fonte: Adaptado de FLUKE-BIOMEDICAL, 2005.

3.1.4. Região de Interesse

O sistema foi posicionado para obter os pontos de cistos pequenos e rígidos do *phantom*. A Figura 39 apresenta como foi feita a montagem dos equipamentos, e a Figura 40 apresenta a área de interesse para a captura de imagem.

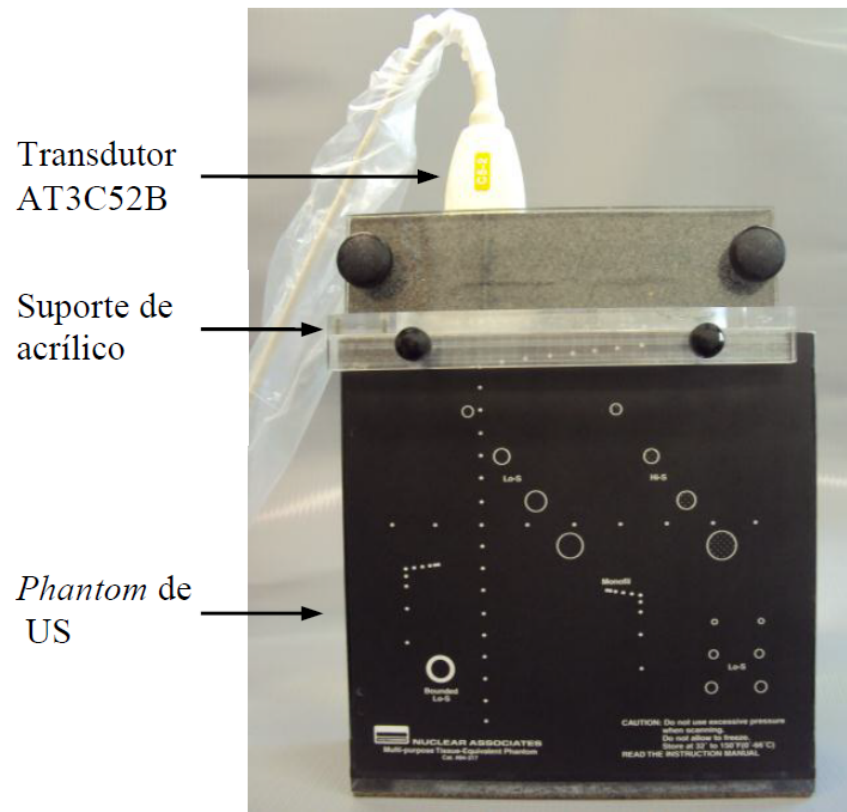


Figura 39 - Montagem do equipamento para captura

Fonte: Adaptado de ASSEF, 2013.

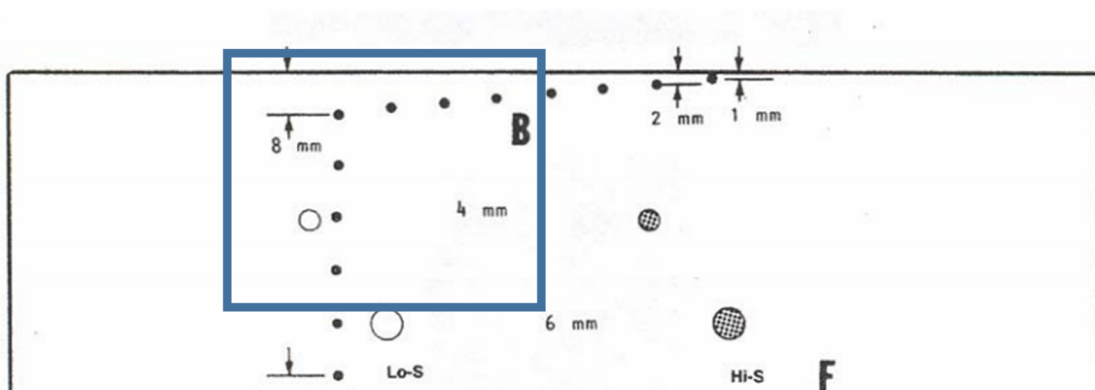


Figura 40 - Área de interesse no *phantom*.

Fonte: Autoria própria.

3.2 IMAGEM MODO B COM ONDA PLANA

As imagens com ondas planas foram processadas neste trabalho utilizando *scripts* próprios executadas no MATLAB®. Os sinais de RFs foram obtidos com equipamento de captura Verasonics Vantage™ com o transdutor L11-4V sobre o *phantom* 84-317 da CIRS.

3.2.1. Verasonics Vantage™

O equipamento Verasonics Vantage™ (Figura 41) foi desenvolvido para pesquisas na área de ultrassom. Sua interface é feita via *scripts* do MATLAB®, onde se tem acesso a todos os dados adquiridos pelo sistema. Neste trabalho, apenas os dados brutos de RF captados, conforme a Tabela 5, foram utilizados. O processamento de reconstrução da imagem foi realizado com códigos próprios.



Figura 41 - Equipamento Verasonics Vantage™.

Fonte: Adaptado de VERASONICS, 2017.

Tabela 5 - Parâmetros utilizados no equipamento Verasonics Vantage™

| Parâmetro | Atribuição |
|--------------------------|-------------------|
| Número de elementos | 128 |
| Colunas por quadro | 128 |
| Colunas por linha | 2048 |
| Frequência Central | 6,25 MHz |
| Frequência de amostragem | 25 MHz |

Fonte: Adaptado de VERASONICS, 2017.

3.2.2. Transdutor L11-4V

O transdutor utilizado para captação das imagens é o transdutor multielementos linear L11-4V, que opera na frequência de 4 a 11 MHz (VERASONICS, 2017). A forma de onda e o espectro do transdutor é apresentado na Figura 42. As propriedades do transdutor são apresentadas na Tabela 6.

Tabela 6 - Parâmetros transdutor L11-4V.

| Parâmetro | Atribuição |
|---------------------|-------------------|
| Número de elementos | 128 |
| <i>Pitch</i> | 0,3 mm |
| Foco elevacional | 15 a 25 mm |
| Sensibilidade | -64,5 a 59,5 dB |

Fonte: Adaptado de VERASONICS, 2017.

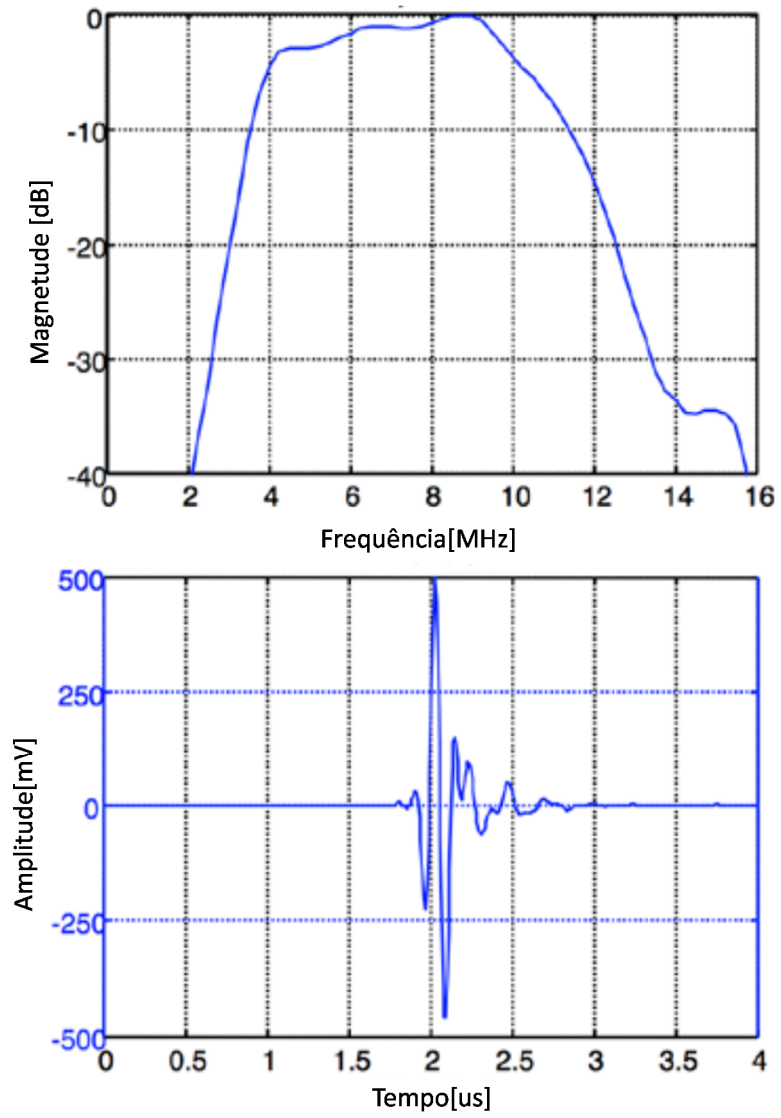


Figura 42 - Espectro e forma de onda do transdutor L11-4V

Fonte: Adaptado de VERASONICS, 2017.

3.2.3. Região de Interesse

A área de interesse *phantom* 84-317 Fluke é apresentada na Figura 43.

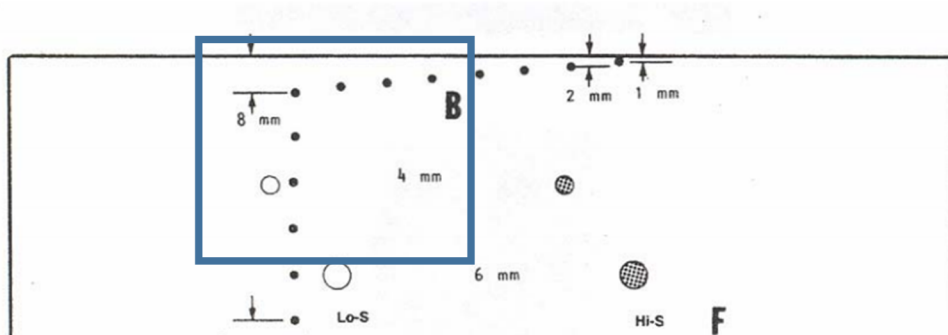


Figura 43 - Área de interesse no *phantom*.

Fonte: Autoria própria.

3.2.4. Avaliação da Qualidade das Imagens

Para averiguar a qualidade da imagem, a geometria do *phantom* foi levada em consideração. Foram medidos nos cistos as distancias entre nódulos sólidos e a circunferência dos nódulos vazios (cistos). As medidas realizadas são apresentadas na Figura 44. Foram reconstruídas imagens de 1 a 75 ângulos, variando de $-8,88^\circ$ a $8,88^\circ$, com passo de $0,24^\circ$.

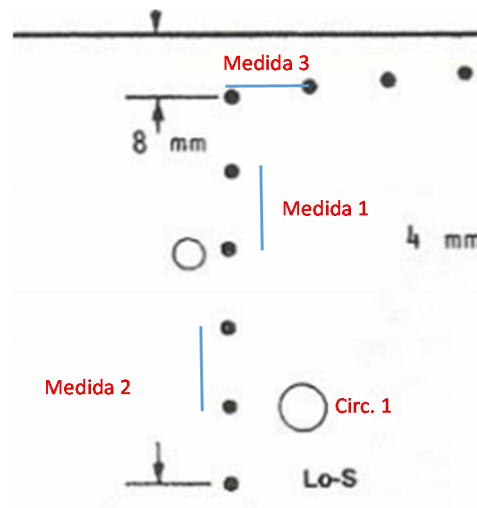


Figura 44 - Pontos utilizados para realizar medidas e fazer a avaliação da imagem, Medidas um, dois e três devem ser de 10 mm. O círculo 1 possui diâmetro de 5 mm.

Fonte: Autoria própria

3.3 IMAGEM DOPPLER COM ONDA PLANA

As imagens com ondas planas foram processadas neste trabalho utilizando scripts próprios executadas no MATLAB®. Os RFs foram obtidos com equipamento de captura Verasonics Vantage™ captados com o transdutor L11-4V sobre o *phantoms* model 043 da CIRS e o Doppler Flow *Phantoms* & Pumping Systems da ATS.

3.3.1. CIRS Doppler String *Phantom* Model 043

O *phantom* Doppler, CIRS Doppler *String Phantom* model 043, apresentado na Figura 45, é equipado com fio de seda cirúrgico 3-0, cerca de 0,3 mm de diâmetro, submerso em um tanque acrílico preenchido com água (CIRS INC, 2013). O fio é ligado a um motor que simula os movimentos do sistema circulatório. Neste trabalho apenas velocidades constantes foram medidas.



Figura 45 - CIRS Doppler *String Phantom* model 043.

Fonte: Extraído de CIRS INC, 2013.

3.3.1.1. Configuração

O equipamento utilizado para obtenção dos dados foi o Verasonics Vantange™ e o transdutor linear L11-4V. O sistema foi montado com transdutor tanto em posição paralela ao fio, quanto transversalmente, conforme pode ser visto na Figura 46. Para determinar a quantidade de ângulos e o passo utilizado, foram realizados ensaios pilotos utilizando os scripts da Verasonics para reconstruir as imagens, foi verificado com qual configuração obteve-se a imagem com melhor qualidade. As aquisições foram desta forma realizadas com 21 ângulos variando na faixa de -15° a 15° , com passo de $1,5^\circ$.

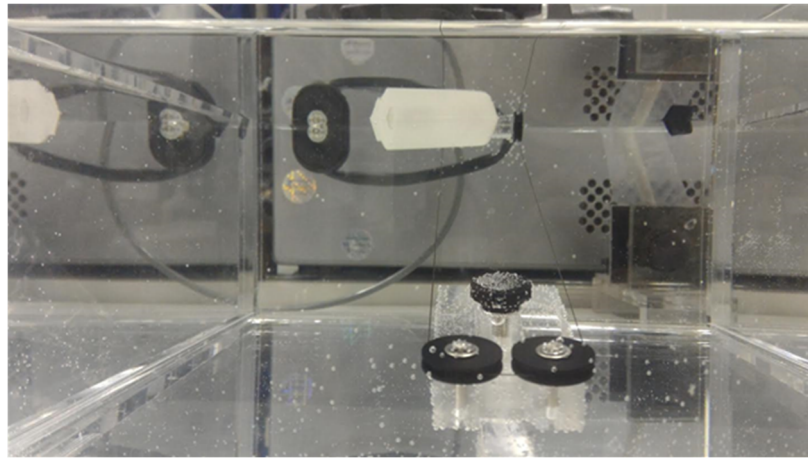


Figura 46 - Configuração do *phantom* Doppler de linha com o *phantom* posicionado na transversal em relação ao descolamento de linha.

Fonte: Autoria própria.

3.3.2. Doppler Flow Controller & Pumping System ATS

Este *phantom* Doppler de fluxo é montado em conjunto com *Doppler Flow Controller & Pumping System ATS*, apresentado na Figura 47, juntamente com *ATS Doppler Flow phantom*, apresentado na Figura 49 e ambos em conjunto na Figura 48. O conjunto é capaz de avaliar precisamente um equipamento de ultrassom Doppler. O *phantom* utilizado neste trabalho possui 4 canais de fluxo e 2cm, 4cm, 6cm e 8cm (ATS LABORATORIES, 2017).

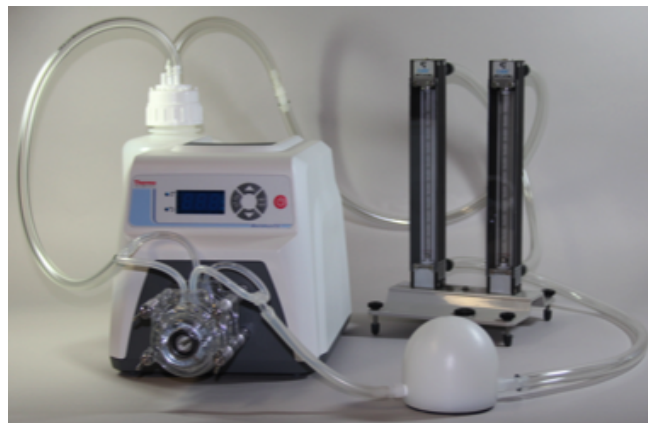


Figura 47 - Doppler Flow Controller & Digital Pumping System Modelo 700-D.

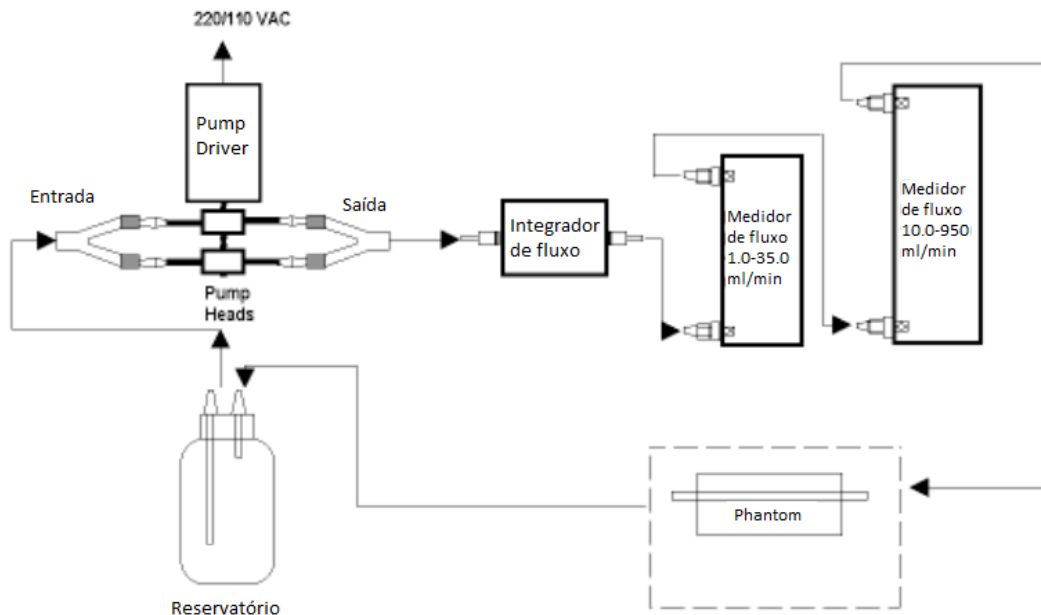


Figura 48 - Diagrama em blocos do Modelo 700-D.

Fonte: Extraído de ATS LABORATORIES, 2017.



Figura 49 - *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524.

Fonte: Extraído de ATS LABORATORIES, 2017.

3.3.2.1. Configuração

O equipamento utilizado para obtenção dos dados foi o Verasonics Vantage™ e o transdutor linear L11-4V também já especificado na seção 3.2.2. O sistema foi montado com transdutor tanto em posição paralela ao *phantom*, quando transversalmente ao *phantom*, conforme pode ser visto na Figura 50. O líquido utilizado para o experimento foi o *Doppler Test Fluid* modelo 707, o qual foi formulado para simular o sangue humano (ATS LABORATORIES, 2017). As aquisições foram realizadas com 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,6^{\circ}$.

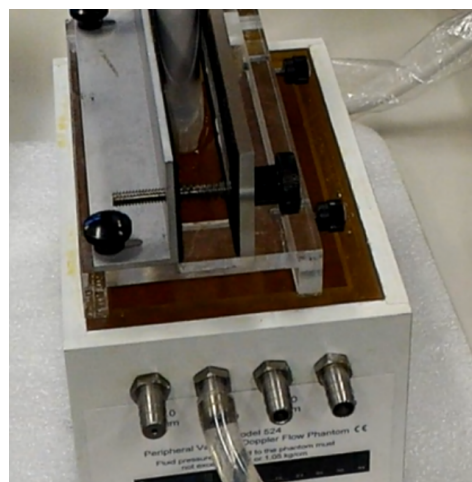


Figura 50 - Configuração do *phantom* Doppler de fluxo.

Fonte: Autoria própria

3.4 MEDIÇÕES

Para o processamento de imagens modo B com *beamforming* tradicional, os RFs obtidos do sistema ULTRA-ORS foram submetidas ao *scan conversion* para coordenada retangular e então à diversos métodos de filtragens, filtro IIR, filtro Butterworth, filtro mediana, filtro Wiener e filtro média quadrática

Para o processamento de imagens modo B com onda plana. Foram realizadas várias medidas de velocidade de fluxo processada por dois métodos, *delay-and-sum* e *f-k Migration*, utilizando transdutor linear L11-4V com onda plana. Dois *phantoms* foram utilizados, um de nylon fino e outro com tubos com fluxos de substância que mimetiza o sangue. As medidas foram realizadas com 10 repetições. Com passo de ângulos de $0,24^\circ$ a $1,5^\circ$ e quantidades de ângulos de 1 a 75 ângulos para formação de cada repetição.

A sequência do processamento aplicado para geração de imagens segue o diagrama da Figura 51.

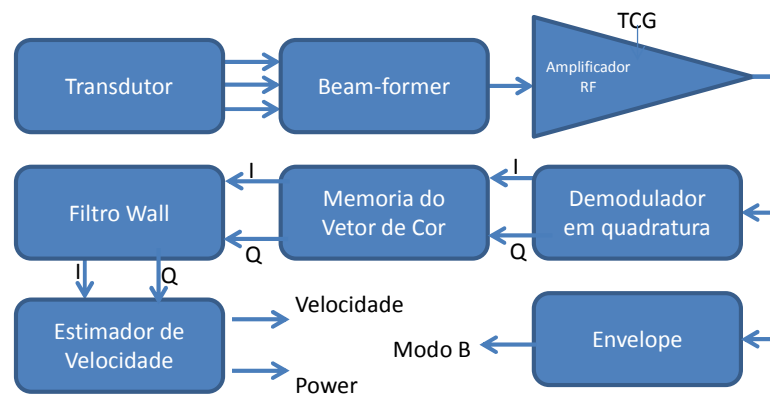


Figura 51 - Diagrama para obtenção de imagens Doppler colorida.

Fonte: Autoria própria

4 RESULTADOS

4.1 RESULTADOS *BEAMFORMING* TRADICIONAL

A imagem obtida a partir do ULTRA-ORS foi processada para ser apresentada em coordenadas polares. Originalmente foi plotada a imagem em coordenadas retangulares para mostrar a distorção da imagem.

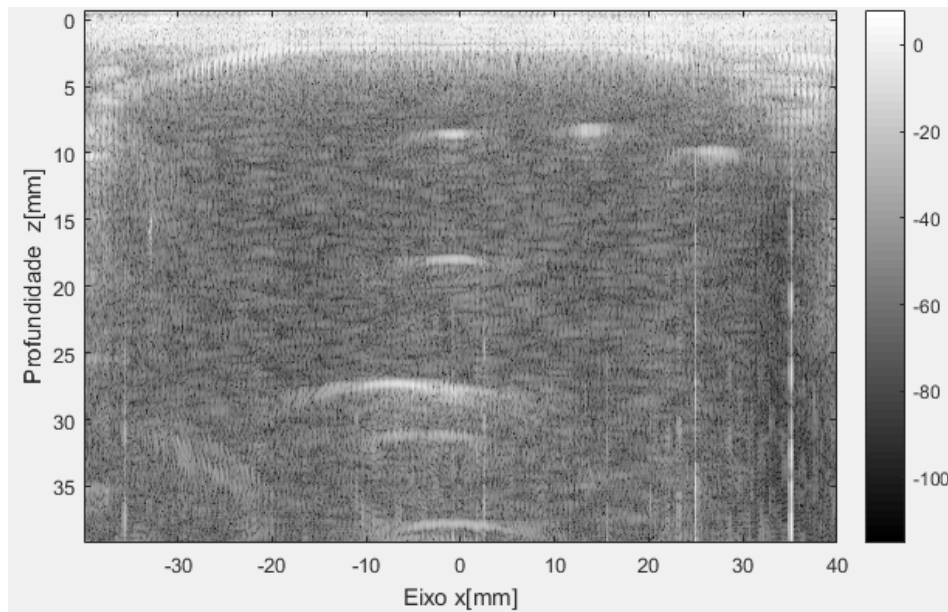


Figura 52 - Imagem em coordenada polares.

Fonte: Autoria própria.

A mesma imagem foi submetida ao *scan conversion* para coordenada retangular

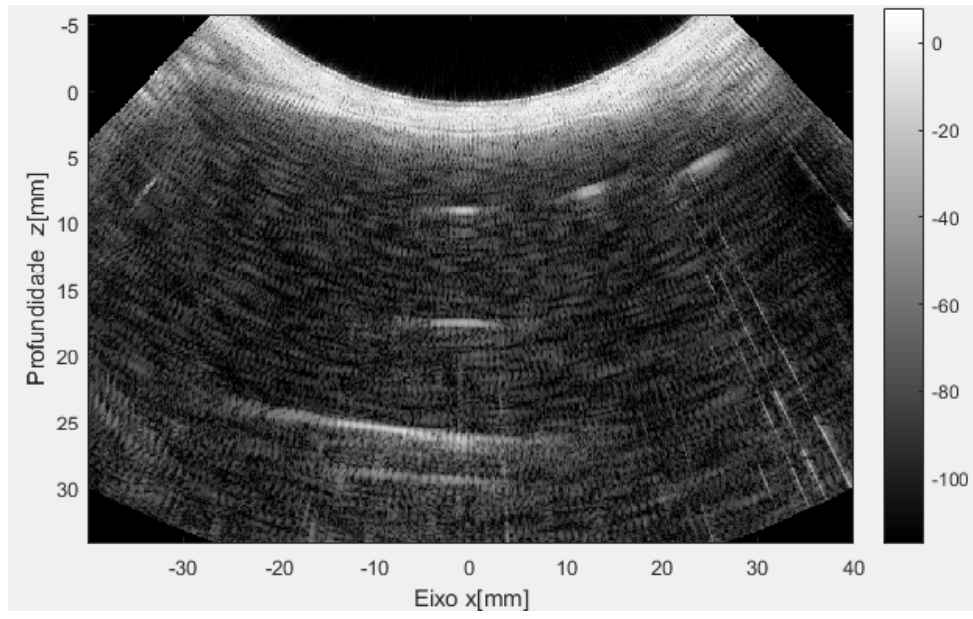


Figura 53 - Imagem em coordenada retangular

Fonte: Autoria própria

Além dos processamentos já citados no trabalho original do ULTRA-ORS, alguns outros métodos de processamento e filtragem foram aplicados de modo a se obter melhor qualidade e resolução da imagem.

A Figura 54 apresenta vários tipos de filtragem após a conversão das *scanlines*.

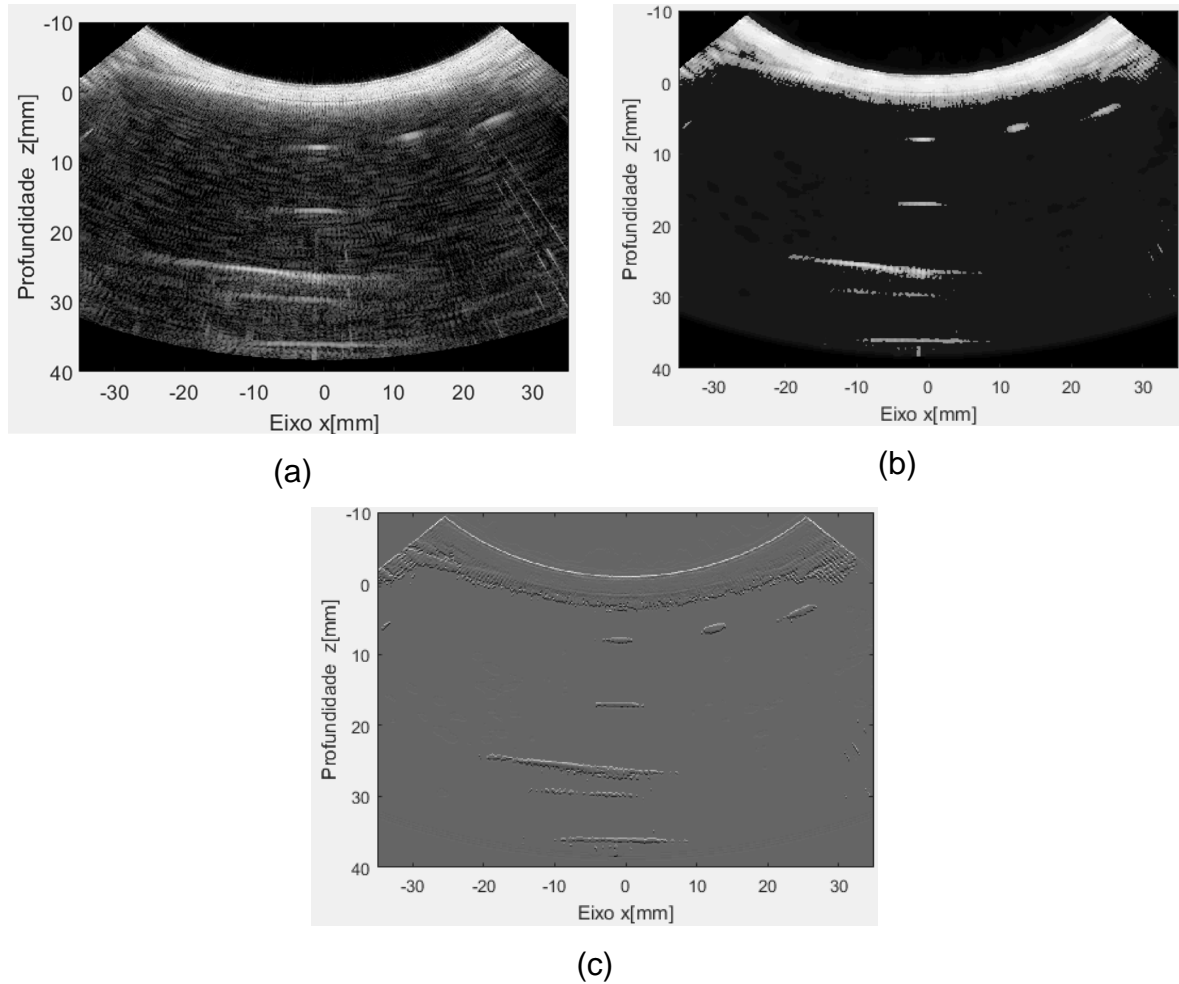


Figura 54 - Imagens reconstruídas a partir do RF gerado pelo sistema ULTRA-ORS; (a) imagem sem filtragem. (b) imagem com filtragem FIR de segunda ordem. (c) imagem com filtragem IIR Butterworth de primeira ordem.

Fonte: Autoria própria

Na Figura 55 são apresentados vários tipos de filtragem que melhoram a relação sinal ruído e anomalias conhecidas como ruído *pepper and salt*.

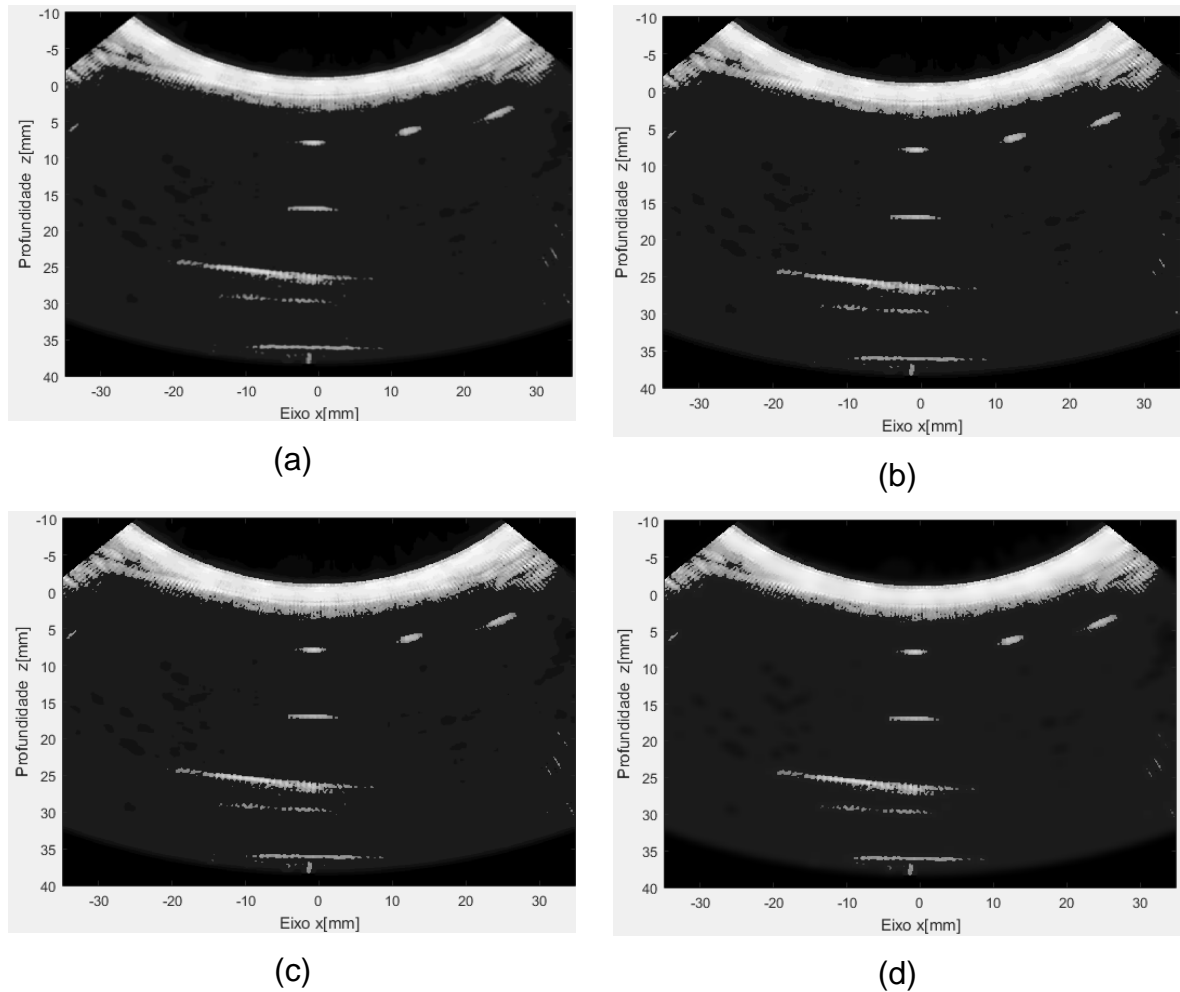


Figura 55 - Imagens reconstruídas em modo B com filtros para eliminação de ruído. (a) Filtro de média, (b) Filtro de media quadrática, (c) Filtro de Wiener de ordem 2, (d) Filtro Wiener de ordem 15.

Fonte: Autoria própria

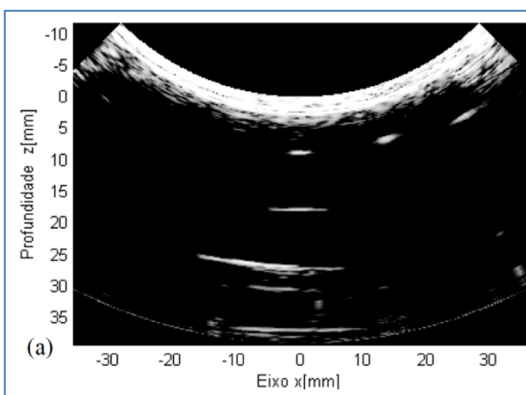
A Figura 56 apresenta a comparação da imagem obtida no trabalho de Assef (2013), com a imagem final, obtidas nesse trabalho e as imagens de equipamentos comerciais.



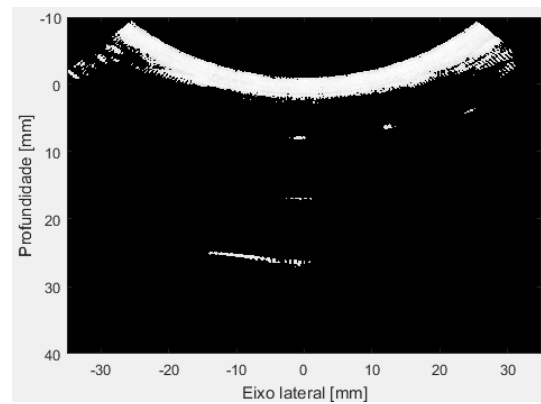
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 56 - Imagens ultrassom geradas a partir de processamentos diferentes. (a) Equipamento ACUSON X300 *Premium Edition* (Siemens AG, Alemanha); (b) Equipamento SonixMDP (ULTRASONIX MEDICAL CORP., CANADÁ). (c) Equipamento ULTRA-ORS imagem original do equipamento. (d) Equipamento ULTRA-ORS imagem gerada com filtros de mediana e compressão logarítmica.

4.2 RESULTADOS DE IMAGEM MODO B COM ONDAS PLANAS

4.2.1. Resultados DAS

A Figura 57 apresenta a reconstrução das imagens modo B com *plane wave* utilizando método de reconstrução DAS.

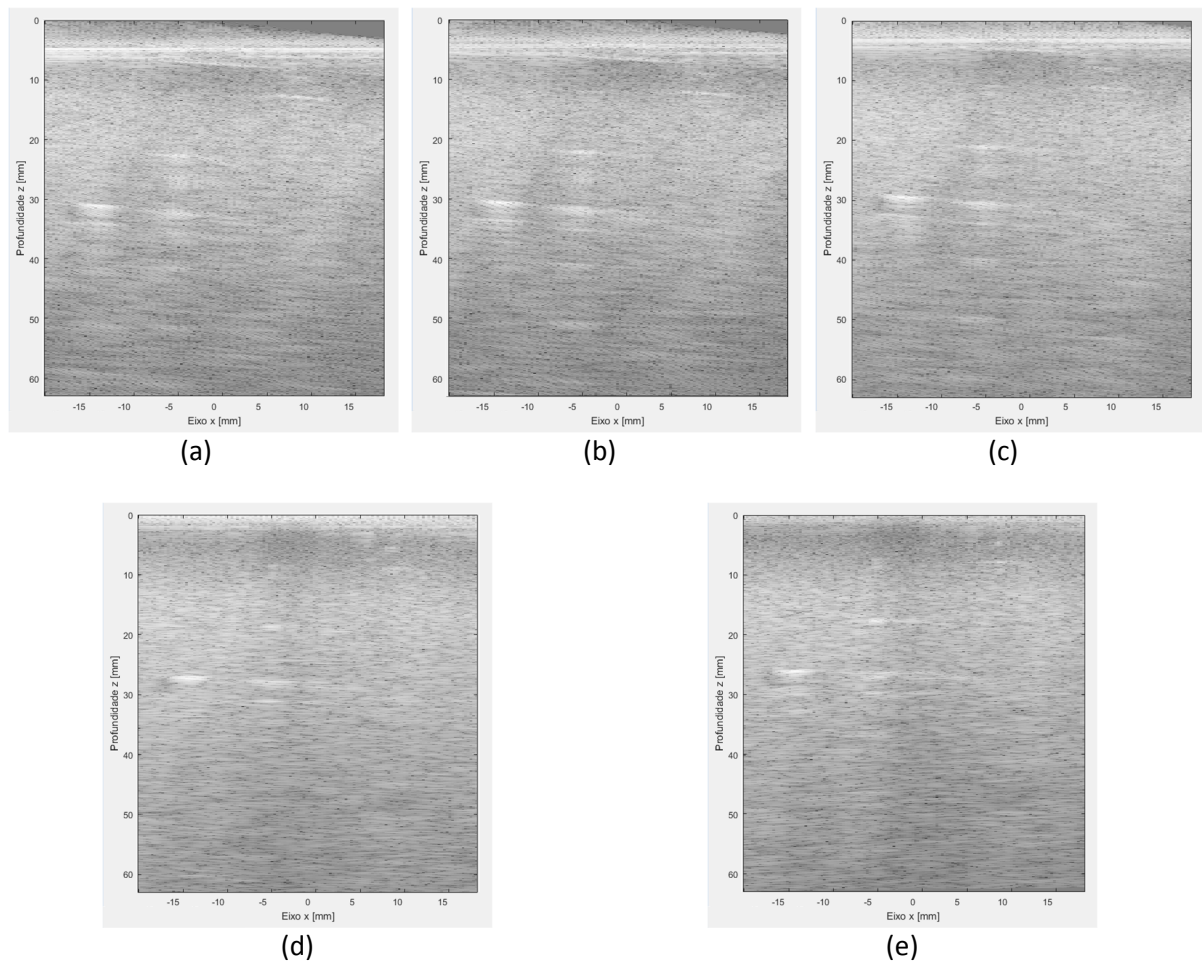


Figura 57 - Imagens modo B utilizando *plane wave* reconstruídas com o método DAS. (a) 1 ângulo de 0° levou 4s para ser processado. (b) 7 ângulos variando de $-0,72^\circ$ a $0,72^\circ$ com passo de $0,24^\circ$ levou 16s para ser processado. (c) 21 ângulos variando de $-2,4^\circ$ a $2,4^\circ$ com passo de $0,24^\circ$ levou 50s para ser processado. (d) 51 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,24^\circ$ levou 120s para ser processado. (e) 75 ângulos variando de $-8,88^\circ$ a $8,88^\circ$ com passo de $0,24^\circ$ levou 300s para ser processado.

Fonte: Autoria própria

4.2.2. Resultados *f-k Migration*

A Figura 58 apresenta a reconstrução das imagens modo B com *plane wave* utilizando método de reconstrução *f-k migration*.

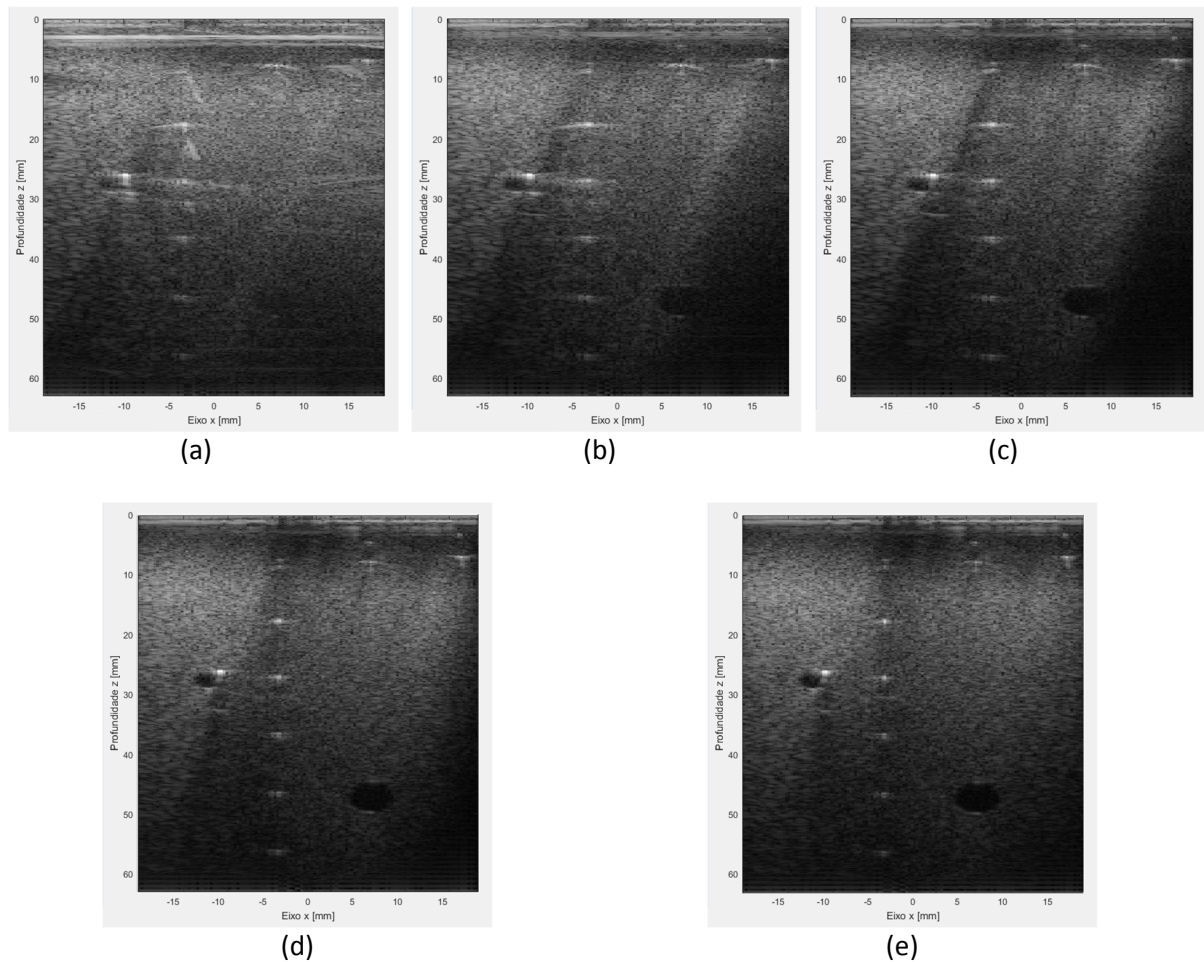


Figura 58 - Imagens modo B utilizando *planewave* reconstruídas com o método *f-k migration*. (a) 1 ângulo de 0° levou 3s para ser processado. (b) 7 ângulos variando de $-0,72^\circ$ a $0,72^\circ$ com passo de $0,24^\circ$ levou 10s para ser processado. (c) 21 ângulos variando de $-2,4^\circ$ a $2,4^\circ$ com passo de $0,24^\circ$ levou 30s para ser processado. (d) 51 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,24^\circ$ levou 60s para ser processado. (e) 75 ângulos variando de $-8,88^\circ$ a $8,88^\circ$ com passo de $0,24^\circ$ levou 200s para ser processado.

Fonte: Autoria própria

4.2.3. Medidas Dimensionais

As medidas foram feitas a -6 dB de cada ponto de máxima, a comparação das medidas dimensionais entre método DAS e método *f-k migration*, podem ser observado na Tabela 7 e Tabela 8, pode-se ver a comparação entre as medidas no gráfico da Figura 59 em relação a medida de referência fornecida pelo fabricante do *phantom*.

Tabela 7 - Medidas feitas nas imagens conforme à Figura 44 formadas pelo método *f-k Migration*.

| | Passo | Angulação | Medida 1 | Medida 2 | Medida 3 | Desvio Padrão | Diâmetro Lateral | Erro Lateral | Diâmetro Axial | Erro Axial | Desvio Padrão |
|---------|-------|--------------|----------|----------|----------|---------------|------------------|--------------|----------------|------------|---------------|
| Ângulos | [°] | [°] | [mm] | [mm] | [mm] | [mm] | [mm] | [%] | [mm] | [%] | [mm] |
| 1 | 0 | 0 | 14,2 | 10,7 | 7,67 | 3,26 | 5,44 | 8,8 | 4,81 | -3,8 | 0,44 |
| 7 | 0,24 | -0,72 a 0,72 | 9,38 | 9,96 | 8,24 | 0,87 | 5,11 | 2,2 | 4,82 | -3,6 | 0,2 |
| 21 | 0,24 | -2,4 a 2,4 | 9,39 | 9,95 | 10,6 | 0,6 | 5,2 | 4 | 4,93 | -1,4 | 0,19 |
| 51 | 0,24 | -6 a 6 | 9,51 | 10,3 | 10,2 | 0,43 | 4,95 | -1 | 4,96 | -0,8 | 0,01 |
| 75 | 0,24 | -8,88 a 8,88 | 9,53 | 9,97 | 1,02 | 5,04 | 4,81 | -3,8 | 4,73 | -5,4 | 0,05 |

Fonte: Autoria própria

Tabela 8 - Medidas feitas na imagens conforme à Figura 44, formadas pelo método DAS

| | Passo | Angulação | Medida 1 | Medida 2 | Medida 3 | Desvio Padrão | Diâmetro Lateral | Erro Lateral | Diâmetro Axial | Erro Axial | Desvio Padrão |
|---------|-------|--------------|----------|----------|----------|---------------|------------------|--------------|----------------|------------|---------------|
| Ângulos | [°] | [°] | [mm] | [mm] | [mm] | [mm] | [mm] | [%] | [mm] | [%] | [mm] |
| 1 | 0 | 0 | 9,61 | | | | | | | | |
| 7 | 0,24 | -0,72 a 0,72 | 9,97 | 9,1 | 8,29 | 0,57 | | | | | |
| 21 | 0,24 | -2,4 a 2,4 | 9,38 | 9,17 | 1,37 | 5,52 | | | | | |
| 51 | 0,24 | -6 a 6 | 9,27 | 1,19 | 1,35 | 0,11 | 5,6 | 12 | 4,58 | -8,4 | 4,02 |
| 75 | 0,24 | -8,88 a 8,88 | 9,4 | 9,27 | 1,39 | 5,57 | 5,56 | 11,2 | 6,62 | 32,4 | 3,00 |

Fonte: Autoria própria

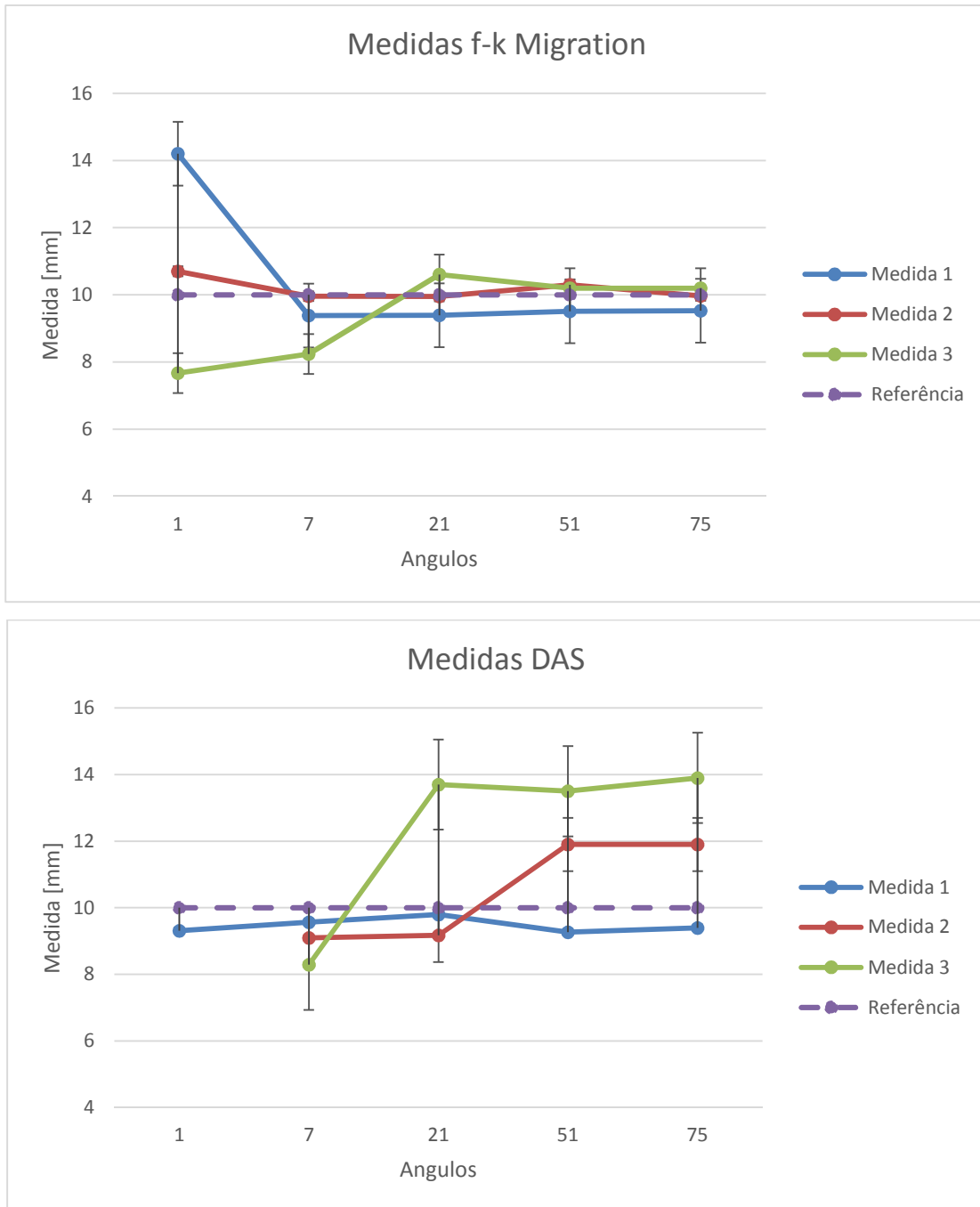


Figura 59 - Comparação dos resultados das Tabela 7 e Tabela 8 para as medidas realizadas com *plane wave* nos pontos do *phantom* conforme à Figura 44. As barras verticais representam os erros padrão.

Fonte: Autoria própria

4.3 RESULTADOS DE IMAGENS DOPPLER COM ONDA PLANA

4.3.1. Resultado da Estimação de Velocidade

A Figura 60 apresenta o resultado das imagens Doppler Colorido reconstruídas com o método *f-k Migration*. A Figura 61 apresenta o resultado das imagens reconstruídas com o método DAS.

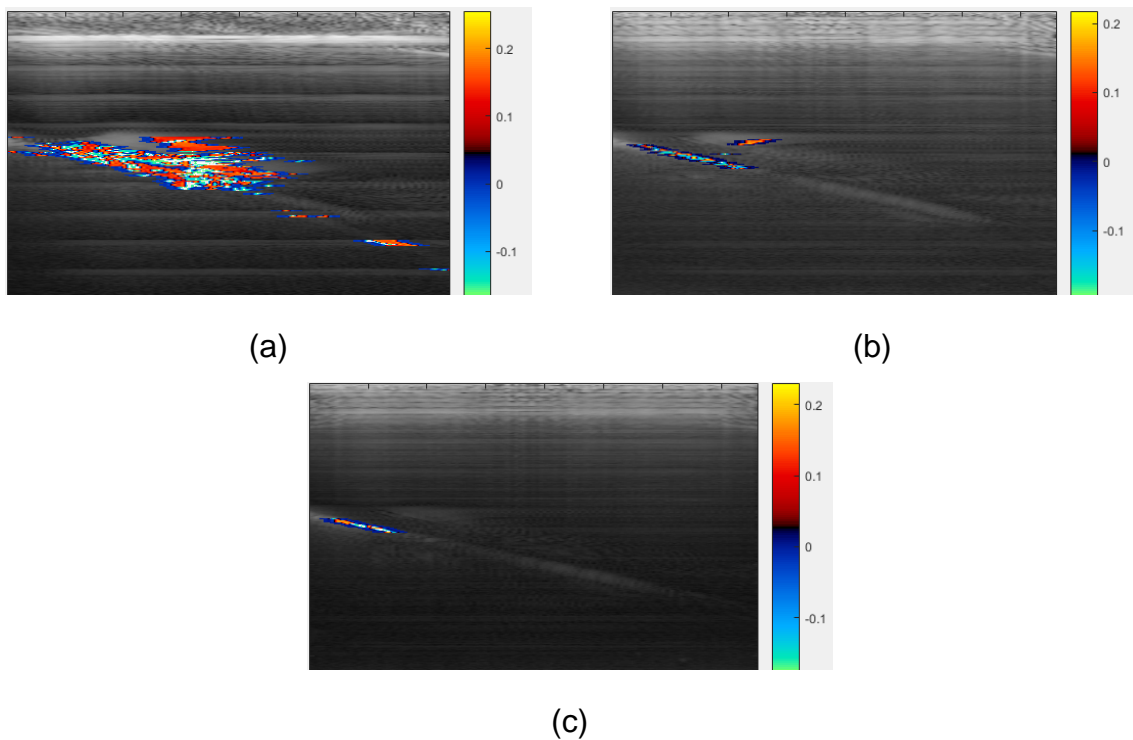


Figura 60 - Imagens Doppler colorido utilizando *plane wave* reconstruídas com o método *f-k Migration*, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. A velocidade é apresentada na escala de m/s. O CIRS Doppler *String Phantom model 043* foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s (a) 1 ângulo de 0° . (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$ (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$.

Fonte: Autoria própria

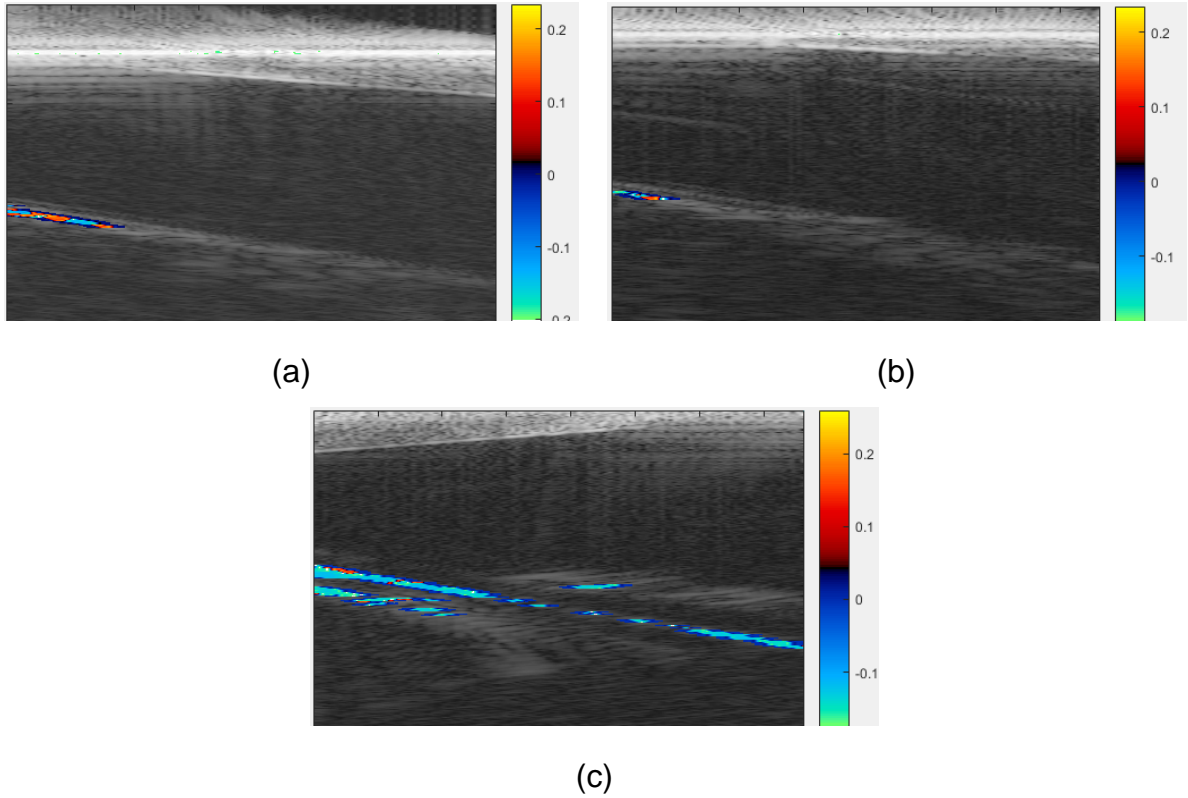


Figura 61 - Imagens Doppler colorido utilizando *plane wave* reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. A velocidade é apresentada na escala de m/s. O CIRS Doppler *String Phantom model 043* foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$ (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$.

Fonte: Autoria própria

As velocidades absolutas foram medidas por uma média de valores, e são apresentadas na Tabela 9 e Tabela 10.

Tabela 9 - Medidas da velocidade e diâmetro do fluxo referentes a Figura 60 que utiliza método *f-k migration*

| Ângulos | Velocidade [cm/s] | Erro Velocidade [%] | Diâmetro [mm] | Erro Diâmetro [%] |
|---------|----------------------|---------------------------|------------------|-------------------------|
| 1 | Indeterminado | | Indeterminado | |
| 7 | 2 | -83,33 | 1,4 | 366,67 |
| 21 | 14 | 16,67 | 1,1 | 266,67 |

Fonte: Autoria própria

Tabela 10 - Medidas da velocidade diâmetro do fluxo referentes à Figura 61 que utiliza método DAS

| Ângulos | Velocidade [cm/s] | Erro Velocidade [%] | Diâmetro [mm] | Erro Diâmetro [%] |
|---------|----------------------|---------------------------|------------------|-------------------------|
| 1 | Indeterminado | | Indeterminado | |
| 7 | 5 | -58,33 | Indeterminado | |
| 21 | 11 | -8,33 | 1 | 233,33 |

Fonte: Autoria própria

4.3.2. Resultado da Estimação de *Power Doppler* para o *Phantom String*

A Figura 62 apresenta o resultado das imagens *Power Doppler* reconstruídas com o método *f-k migration*. A Figura 63 apresenta o resultado das imagens reconstruídas com o método DAS.

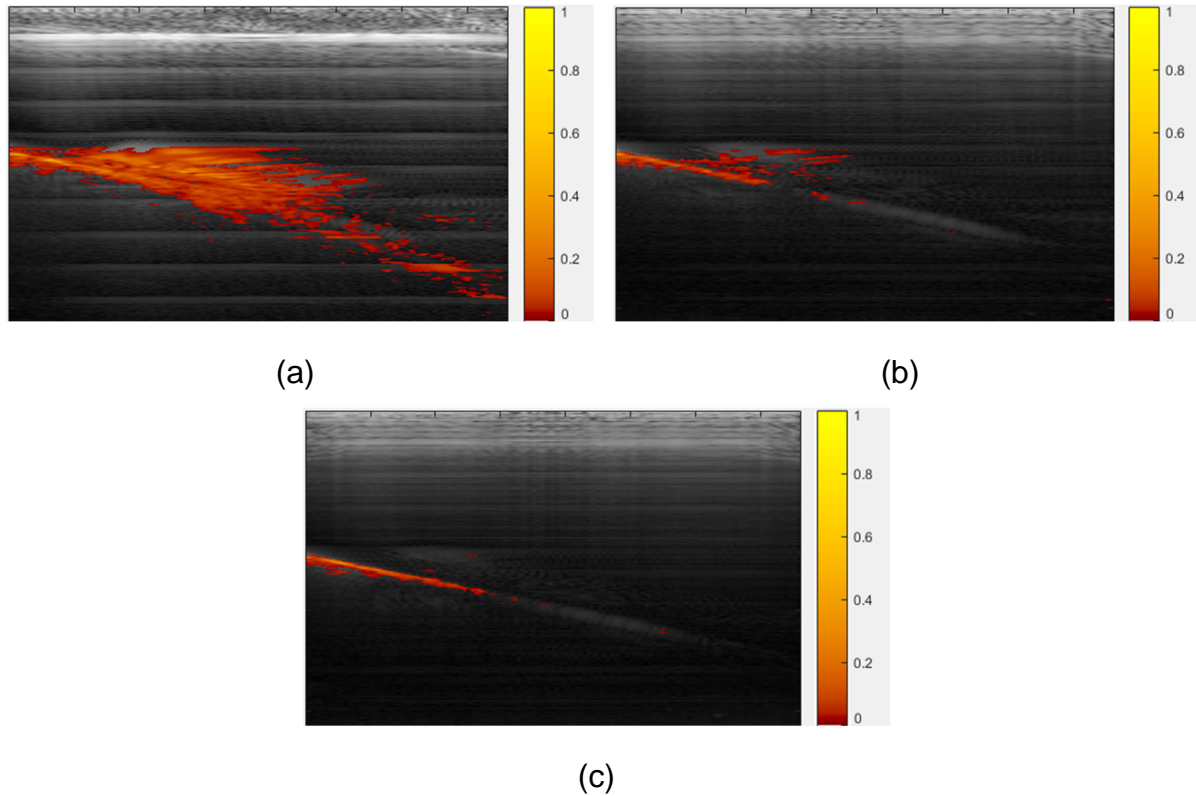


Figura 62 - Imagens de *Power Doppler* utilizando *plane wave* reconstruídas com o método *f-k migration*, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. O CIRS Doppler *String Phantom model 043* foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$ (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$.

Fonte: Autoria própria

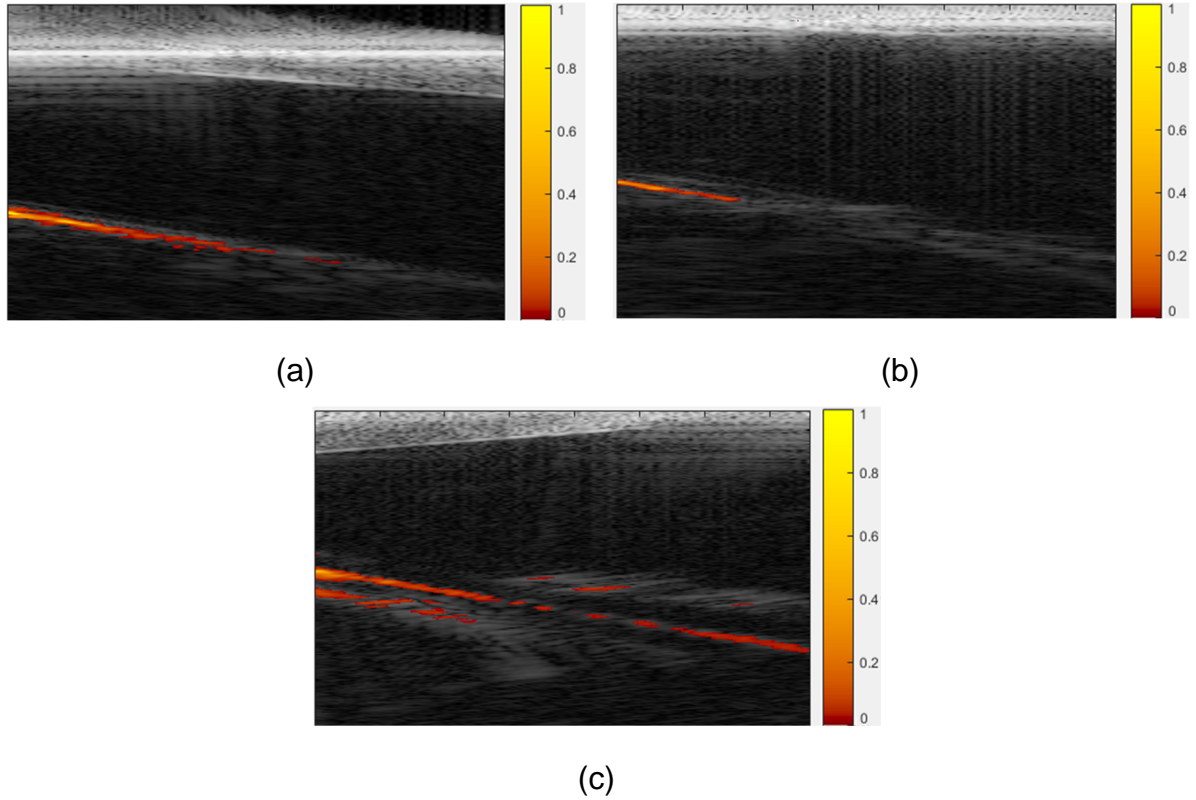


Figura 63 - Imagens de Power Doppler utilizando *plane wave* reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. O CIRS Doppler *String Phantom model 043* foi configurado para manter velocidade constante de 0,12 m/s. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$ (c) 21 ângulos variando de -15° a 15° com passo de $1,5^\circ$.

Fonte: Autoria própria

4.3.3. Resultado Estimação de *Power Doppler Phantom Fluxo*

A Figura 64 apresenta o resultado das imagens Power Doppler reconstruídas com o método *f-k migration*. A Figura 65 apresenta o resultado das imagens reconstruídas com o método DAS.

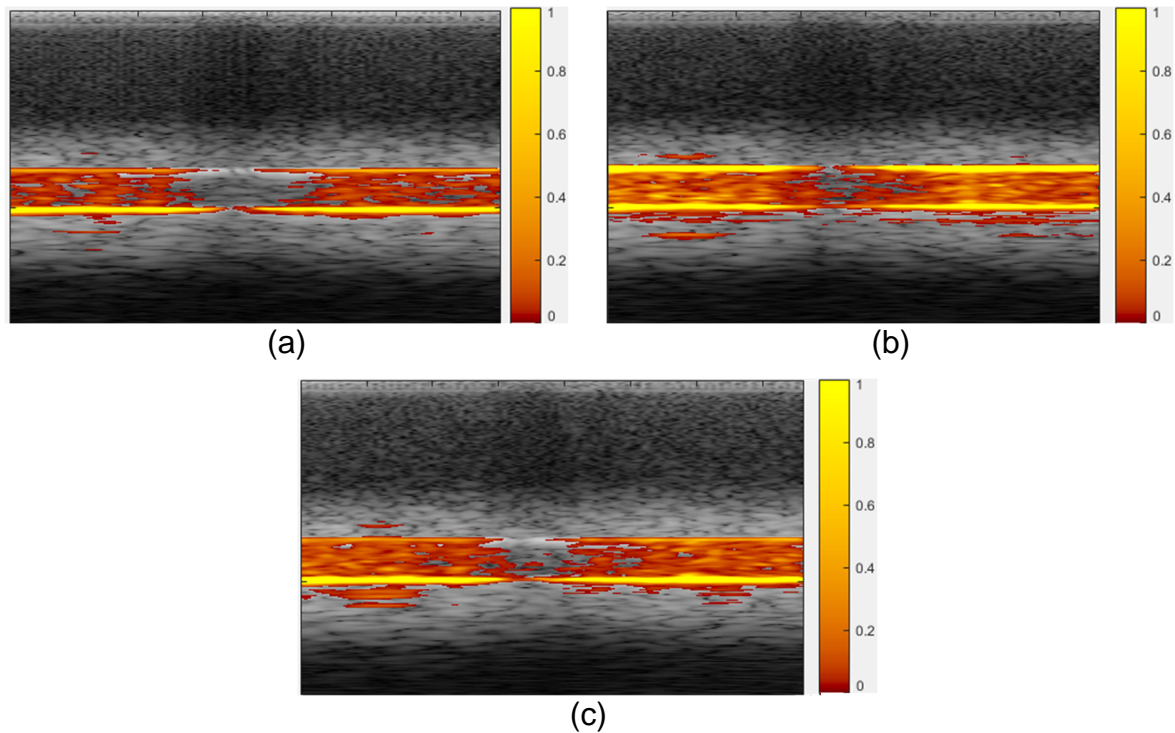


Figura 64 - Imagens de Power Doppler utilizando *plane wave* reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s e ligado ao tubo de 4 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,6^\circ$ (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,6^\circ$.

Fonte: Autoria própria

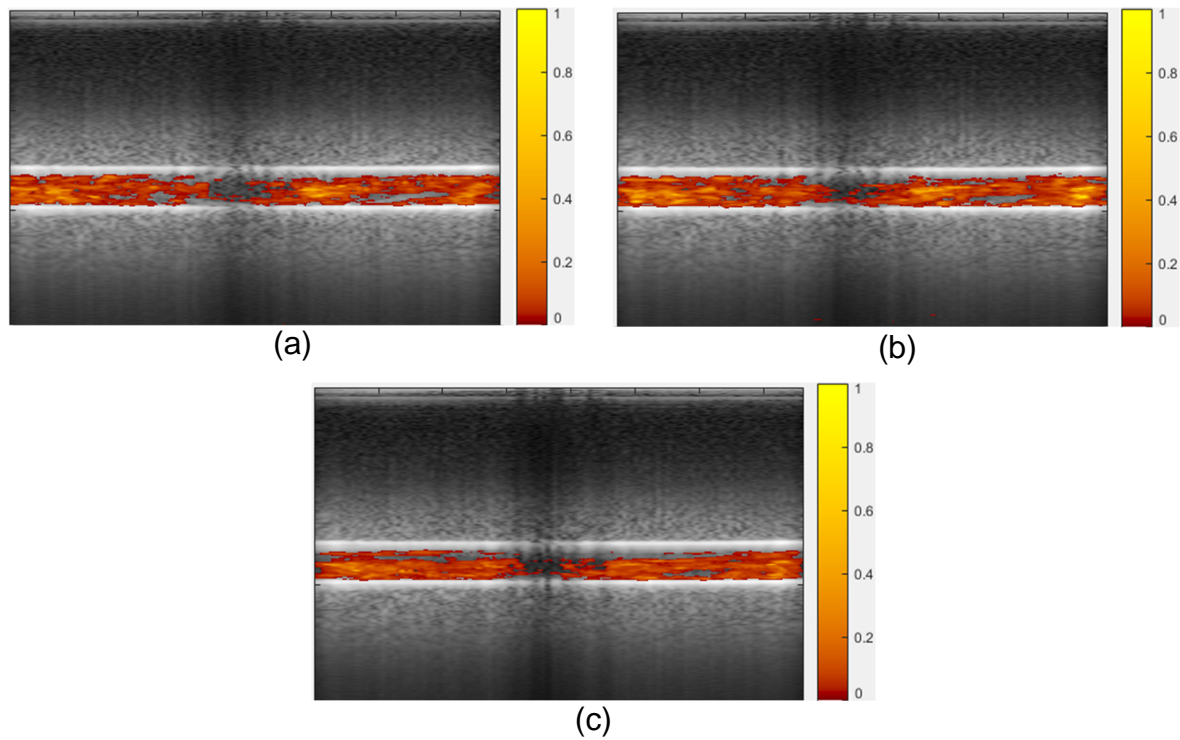


Figura 65 - Imagens de Power Doppler utilizando *plane wave* reconstruídas com o método *f-k migration*, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s, e ligado ao tubo de 4 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6° (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6°.

Fonte: Autoria própria

As aquisições foram realizadas de um a vinte e um ângulos de 0,6 graus, com o transdutor posicionado em transversal com o fluxo do *Doppler Flow Controller & Pumping System ATS*. A Figura 66 apresenta o resultado das imagens Power Doppler reconstruídas com o método *f-k migration*. A Figura 67 apresenta o resultado das imagens reconstruídas com o método DAS. O algoritmo está disponível no Anexo B.

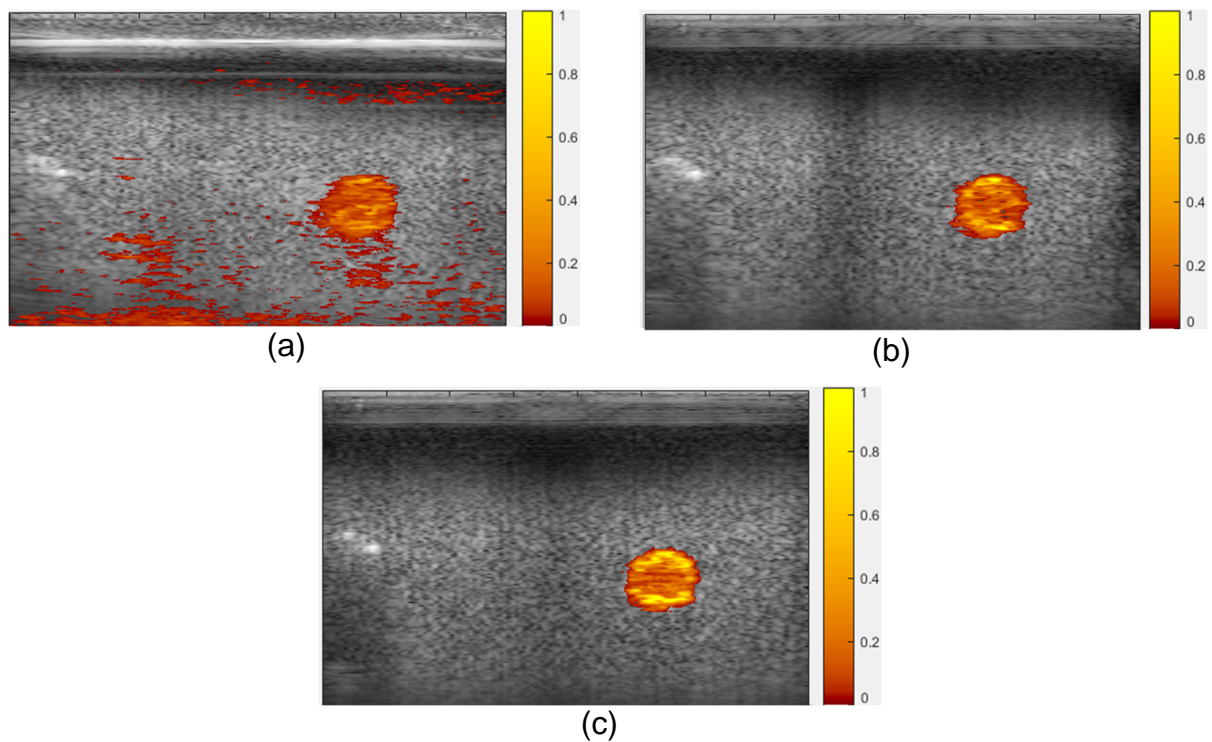


Figura 66 - Imagens de Power Doppler utilizando *planewave* reconstruídas com o método *f-k migration*, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s, e ligado ao tubo de 6 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6° (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de 0,6°.

Fonte: Autoria própria

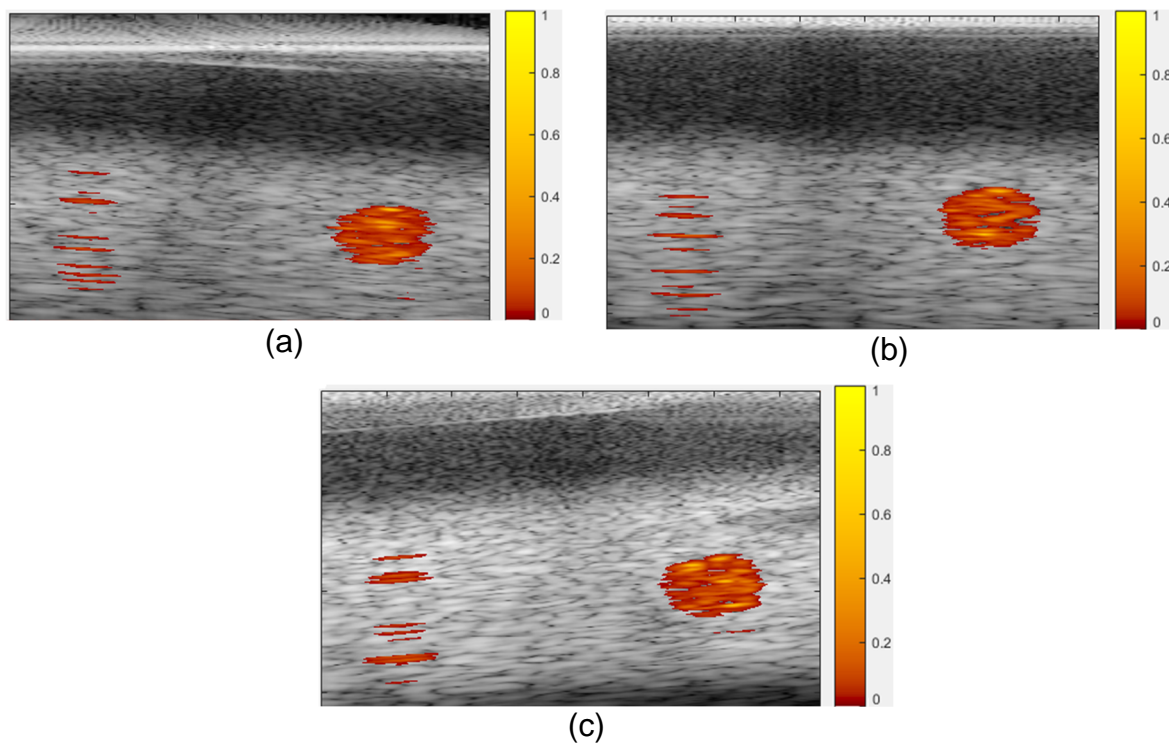


Figura 67 - Imagens de Power Doppler utilizando *planewave* reconstruídas com o método DAS, as imagens foram geradas com 10 repetições PRF. *Peripheral Vascular Doppler Flow Phantom* modelo 524 foi configurado para manter velocidade constante de 0,10 m/s, e ligado ao tubo de 6 mm de diâmetro. (a) 1 ângulo de 0° (b) 7 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,6^\circ$ (c) 21 ângulos variando de -6° a 6° com passo de $0,6^\circ$.

4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPITULO

Analisando-se os resultados obtidos pelo método *beamforming* tradicional, verificou-se que os filtros de média auxiliaram muito para melhoria da qualidade da imagem do *beamforming* tradicional. Com o filtro Wiener ficou evidente as áreas de estudos e foi possível verificar que os 4 pontos superiores da imagem são evidentes. A filtragem tipo FIR não apresentou melhora na qualidade da imagem, apenas o filtro tipo IIR *Butterworth* pode eliminar os sinais não interessantes deixando mais evidente onde estão os pontos de interesse, porém atenuou também a amplitude desses sinais.

Aplicando-se filtros tipo Wiener e FIR a um conjunto de dados processados inicialmente por Assef (2013), foi possível alcançar imagens de qualidades melhores, apesar de não se equiparar ainda às imagens dos equipamentos comerciais. A imagem modo B obtida faz com que o equipamento ULTRA-ORS seja promissor para o desenvolvimento de imagens com melhor qualidade.

Ao analisar os resultados, foi possível verificar que a reconstrução da imagem com ondas planas necessita de mais angulações para apresentar qualidade similar à obtida com o *beamforming* tradicional. Neste estudo foi necessária a utilização de aproximadamente 21 ângulos para obter resultados semelhantes. Entretanto, mesmo com essa limitação, a técnica de ondas planas ainda consegue gerar imagens com taxa de quadros por segundo cerca de seis vezes maior do que o método tradicional DAS. Chegando a um resultado muito parecido com as dez vezes propostas por Bercoff (BERCOFF et al., 2011).

O método de *f-k migration* mostrou-se ser mais eficaz em termos computacionais e de velocidade pois o seu algoritmo utiliza a FFT, que computacionalmente é mais fácil de executar do que o método *delay-and-sum*, que precisa de muitas iterações para chegar ao resultado. Na avaliação de qualidade de imagem modo B, o método *f-k migration* também se mostrou melhor que o método DAS, requerendo menor quantidade de ângulos para gerar uma imagem de qualidade intermediária.

Em ambas as imagens Doppler, tanto modo colorido como o modo *Power Doppler*, quanto maior o número de ângulos, melhor foi a qualidade e precisão das

imagens. As imagens processadas com DAS apresentaram melhor qualidade em relação ao método *f-k migration*. Apesar da imagem modo B apresentar melhor definição, o método *f-k migration* eliminou algumas frequências Doppler, principalmente nas zonas mais profundas.

O principal ponto fraco na elaboração do projeto é o fato dos algoritmos serem executados *off-line* em arquitetura serializada. O ideal para se alcançar a taxa de quadros próxima do ideal seria a implementação dos algoritmos em uma arquitetura paralelizada baseada em FPGAs ou processadores com múltiplos núcleos.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho alcançou os objetivos propostos, onde foram implementadas técnicas atuais e em ascensão na área de ultrassom para auxílio ao diagnóstico clínico.

Os métodos de processamento de sinais de ultrassom utilizando ondas planas continuam em progresso, sendo que a principal contribuição deste trabalho foi comprovar que a reconstrução de imagem Doppler por ultrassom de ondas planas apresenta maior taxa de quadros por segundo que os métodos tradicionais, com qualidade de imagens similares.

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

- A técnica de reconstrução de onda plana com o método DAS foi implementada e está funcional.
- A técnica de reconstrução de onda plana com o método *f-k migration* foi implementada e está funcional.
- As técnicas de Doppler colorido e *Power Doppler* foram implementadas e estão operacionais.
- Todos os sinais de RF brutos foram obtidos com o transdutor linear L11-4V, contudo, todos os algoritmos para processamento foram elaborados para trabalhar com qualquer transdutor linear.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

O processo de reconstrução de imagens modo B a partir dos dados do sistema ULTRA-ORS deve ser aperfeiçoado:

- Pesquisar e implementar novos algoritmos para melhorar o processamento do *beamforming*;
- Aplicar outros tipos de filtros para melhorar a aquisição das imagens RF, eliminando ruídos naturais do sistema.

Para aprofundar as pesquisas com ondas planas, deve-se elaborar algoritmos que apresentem melhor definição do Doppler colorido e que apresentem maior taxa de quadro por segundos:

- Aplicar melhores filtros para melhorar aquisição das imagens RF eliminando ruídos naturais do sistema;
- Pesquisar e implementar novos algoritmos para a reconstrução da imagem;
- Pesquisar e implementar melhores filtros para a obtenção da frequência Doppler, sem eliminar parte importante do espectro do sinal;
- Implementar algoritmos em FPGA ou processadores com múltiplos núcleos para aumentar a velocidade de processamento e gerar imagens em tempo real;
- Utilizar *plane wave* para outras aplicações como elastografia, por exemplo;

REFERÊNCIAS

- ABUHAMAD, A. Z. **EVMS Magazine**. *Is the Stethoscope about to Become Extinct?- Medical Ultrasound Comes of Age.* , 2012 .
- ALI, M.; MAGEE, D.; DASGUPTA, U. **Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging**. *Texas Instruments Incorporated, White Paper.* , 2008 . Retrieved from <http://www.ti.com/lit/wp/sprab12/sprab12.pdf>
- ASSEF, A. **ARQUITETURA DE HARDWARE MULTICANAL RECONFIGURÁVEL COM EXCITAÇÃO MULTINÍVEL PARA DESENVOLVIMENTO E TESTES DE NOVOS MÉTODOS DE GERAÇÃO DE IMAGENS POR ULTRASSOM.** , 2013 .
- ASSEF, A.; MAIA, J. M.; COSTA, E. T. **A flexible multichannel FPGA and PC-based ultrasound system for medical imaging research: Initial phantom experiments.** *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, 31(3), 277–281. , 2015 .
- ATS LABORATORIES. **Doppler Flow Phantoms & Pumping Systems.** , 2017 . Retrieved from <http://www.atlaboratories-phantoms.com/page19/index.htm>
- BERCOFF, J. **Ultrafast Ultrasound Imaging**. *Ultrasound Imaging - Medical Applications.* , 2011 .
- BERCOFF, J.; CHAMAK-BERCOFF, J.; FRASCHINI, C.; LOUPAS, T.; SAVÉRY, D.; SKYBA, D.; WEYRAUCH, R. **UltraFast™ Doppler.** , 2012 .
- BERCOFF, J.; MONTALDO, G.; LOUPAS, T.; SAVERY, D.; MÉZIÈRE, F.; FINK, M.; TANTER, M. **Ultrafast compound doppler imaging: Providing full blood flow characterization.** *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 58(1), 134–147. , 2011 .
- BJÆRUM, S.; TORP, H.; KRISTOFFERSEN, K. **Clutter filter design for ultrasound colour flow imaging.** *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 49(2), 204–209. , 2002 .
- BROWN, J.; LOCKWOOD, G. **A Low-Cost, High Performance Pulse Generator for Ultrasound Imaging.** *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 49(2), 848–851. , 2002 .

BUSHBERG, J. T.; SEITBERG, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging** (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins, 2001 .

CHOUGULE, S. **ImagingTechnology News.** , 2016 .

CHRISTENSEN, D. A. **Ultrasonics Bioinstrumentation.** *John Wiley & Sons*, 235. , 1988 .

CINCOTTI, G.; CARDONE, G.; GORI, P.; PAPPOLARDO, M. **Efficient transmit beamforming in pulse-echo ultrasonic imaging.** *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 46(6), 1450–1458. , 1999 .

CIRS INC. **Doppler String Phantom Model 043.** , 2013 . Retrieved from <http://www.cirsinc.com/file/%0AProducts/043/043 DS 011717.pdf>

CULJAT, M.; GOLDENBERG, D.; TEWARI, P.; SINGH, R. **A review of tissue substitutes for ultrasound imaging.** *Ultrasound Med Biol.* , 2010 .

DEVEY, G. B.; ANDWELLS, P. N. T. **Ultrasound in medical diagnosis.** *Sci. Am.*, 98–106. , 1978 .

DORT, S. **Vector Flow Mapping Using Plane-Wave Ultrasound Imaging par.** , 2013 .

DORT, S.; MUTH, S.; SWILLENS, A.; SEGERS, P.; CLOUTIER, G.; GARCIA, D. **Vector Flow Mapping Using Plane Wave Ultrasound Imaging**, 330–333. , 2012 .

EVANS, D. H.; JENSEN, J. A.; NIELSEN, M. B. **Ultrasonic colour Doppler imaging.** *Interface Focus*, 1(4), 490–502. , 2011 .

EVANS, D. H.; MCDICKENS, W. N. **Doppler ultrasound: physics, instrumentation and signal processing.** New York: John Wiley & Sons, 2000 .

EVANS, D. H.; MCDICKENS, W. N.; SKIDMORE, R.; J. P. WOODCOCK. **Doppler ultrasound: physics, instrumentation, and clinical applications.** *John Wiley & Sons.* , 1991 .

FLUKE-BIOMEDICAL. **Nuclear Associates: 84-317 and 84-317-700 Multipurpose Tissue/Cyst Ultrasound Phantoms - Users Manual**, (84). , 2005 . Retrieved from <http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/diagnostic-imaging-qa/ultrasound-qa/84-317-multi-purpose-tissue-cyst-ultrasound-phantom.htm?PID=55394>

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

GAZDAG, J.; SGUAZZERO, P. **Migration of seismic data**. *Journal of Statistical Physics*, 76(1–2), 703–723. , 1984 .

GIERENZ, V. S.; SCHWANN, R.; NOLL, T. G. **A low power digital beamformer for handheld ultrasound systems**. *Proc. 27th ESSCIRC*, 276–279. , 2001 .

GOLDBERG, B. B.; KIMMELMAN, B. A. **Medical Diagnostic Ultrasound: A Retrospective on its 40th Anniversary**. *Eastman Kodak Company, New York*. , 1988 .

GUIDO, R. **A tutorial on signal energy and its applications**,. *Neurocomputing*, 179, 264 – 282. , 2016 .

GUIDO, R. C. **A note on a practical relationship between filter coefficients and scaling and wavelet functions of discrete wavelet transforms**. *Applied Mathematics Letters*, 24(7), 1257–1259. , 2011 .

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

HAMPE, U. M.; DEJONG, M. R.; CASKEY, C. I.; SHETH, S. **Power Doppler imaging: clinical experience and correlation with color Doppler US and other imaging modalities**. *Russell H. Morgan Department of Radiology and Radiological Science*, 499–513. , 1997 .

HEDRICK, W. R.; HYKES, D. L.; STARCHMAN, D. E. **Ultrasound Physics and Instrumentation**. *Missouri: Mosby Inc.*, 382. , 1995 .

HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. **Medical Imaging Physics**, (Fourth ed). John Wiley & Sons, 2003 .

HEYER, A. M. **Automatic Extraction of Doppler Parameters for the Assessment of Fetal and Maternal Health**. , 2014 .

HP JOURNAL. **Hewlett Packard Journal**. *Hewlett-Packard Journal*, pp. 1–96. ,1998.

IEEE STANDARD. **Standard On piezoelectricity**. , 1978 .

JAFFE, B.; COOK, W. R.; JAFFE, H. L. **Piezoelectric ceramics**, 31. , 1971 .

JENSEN, J. A. **Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound A Signal Processing Approach**. , 1996 .

JENSEN, J. A. **Linear description of ultrasound imaging systems**. *Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging Technical University of Denmark July, 5, 74.* , 2001 .

JENSEN, J. A. **Medical ultrasound imaging**. *Prog. Biophy. Mol. Biol.*, 93, 153–65. , 2007 .

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

JENSEN, J. A.; HOYOS, C. A. V.; HOLBEK, S.; HANSEN, K. L. **Velocity Estimation in Medical Ultrasound**. *Life Sciences*, (May), 1–4. , 2017 .

KASAI, C.; NAMEKAWA, K.; KOYANO, A.; OMOTO, R. **Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique**. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, 32(3), 458–464. , 1985 .

KIRKHORN, J. **Introduction to IQ-demodulation of RF-data**. *Iibt, Ntnu*, 13. , 1999 .

Retrieved from
<http://folk.ntnu.no/htorp/Undervisning/TTK4165/notater/IQdemodulation.pdf%5Cn>

LEAVITT, S. C.; HUNT, B. F.; LARSEN, H. G. **A scan conversion algorithm for displaying ultrasound images.** *Hewlett Packard J.* 10, 34, 30–34. , 1983 .

LØVSTAKKEN, L. **Signal processing in diagnostic ultrasound: Algorithms for real-time estimation and visualization of blood flow velocity.** *Ph.D. Dissertation, Faculty of Medicine, Norwegian University of Science and Technology*, (February), 1–204. , 2007

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

MAIA, J. M. **Ultrasom.** , 2004 .

MARGRAVE, G. F. **Direct Fourier migration for vertical velocity variations.** *Geophysics*, 10, 26. , 1998 . <https://doi.org/10.1190/1.1487096>

MARGRAVE, G. F. **Numerical Methods of Exploration Seismology with algorithms in MATLAB.** , 2003 .

MENDIS, S.; PUSKA, P.; NORRVING, B. **Global Atlas on Cardiovascular Disease Prevention and Control.** *World Health Organization.* , 2011 .

MONTALDO, G.; TANTER, M.; BERCOFF, J.; BENECH, N.; FINK, M. **Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography.** *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 56(3), 489–506. , 2009 .

MURPHY, J. **Time.** *Down into the Deep*, pp. 48–54. , 1986 .

NEWNHAM, R. E.; SKINNER, D. P.; CROSS, L. E. **Connectivity and piezoelectricpyroelectric composites.** *Mat. Res. Bull.*, 525–536. , 1978 .

NIKOLOV, S. I.; JENSEN, J. A.; GAMMELMARK, K. I.; PEDERSEN, M. H. **Synthetic aperture ultrasound imaging.** *Ultrasonics*, 44(SUPPL.), e5-15. , 2006 .

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

- OPPENHEIM, A. V.; SCHAFFER, R. W. **Digital Signal Processing**. *New Jersey: Prentice Hall Inc.*, 585. , 1975 .
- SAFARI, A.; PANDA, R. K.; JANAS, V. F. **Ferroelectricity: Materials, characteristics and applications**. *Key Engineering Materials*, 122–124. , 1996 .
- SHAMPO, M. A.; KYLE, R. A. **Karl Theodore Dussik-pioneer in ultrasound**. *Mayo Clin Proc*, 1136. , 1995 .
- SHUNG, K. K. **Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements**. , 2006 .
- SHUNG, K. K.; THIEME, G. A. **Ultrasonic Scattering by Biological Tissues**. *CRC Press*. , 1993 .
- SIEMENS. **Sistema de ultrassom ACUSON S2000 HELX Evolution com Touch Control**. , 2017 .
- SMITH, W. A.; SHAULOV, A. A.; SINGER, B. M. **Properties of composite piezoelectric material for ultrasonic transducers**. *IEEE Ultrason. Symp. Proc.*, 539–544. , 1984 .
- STOLT, R. H. **Migration By Fourier Transform**. *Geophysics*, 43(1), 23. , 1978 .
- SYNNEVÅG, J.-F. **Adaptive Beamforming for Medical Ultrasound Imaging**, (November). , 2008 .
- SZABO, T. L. **Diagnostic Ultrasound Imaging**. *Inside Out*. , 2004 .
- TANTER, M.; FINK, M. **Ultrafast imaging in biomedical ultrasound**. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 61(1), 102–119. , 2014 .
- THOMENIUS, K. **Recent Trends in Beamformation in Medical Ultrasound 2005 IEEE Ultrasonics Symposium Rotterdam , The Netherlands**. , 2005 .
- THOMENIUS, K. E. **Evolution of ultrasound beamformers**. *1996 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings*, 2, 1615–1622. , 1996 .

VERASONICS. **Verasonics Vantage**. , 2017 . Retrieved from <http://verasonics.com/vantage-systems/>

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

WORLD HEALTH ORGANIZATION, W. **Cardiovascular diseases (CVDs)**. , 2017 . Retrieved from <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>

ANEXO A - Código do método *f-k migration*

```

function [ImageArray] = FK_MIG_DIOGO(rf_dat_uncopound, param1)

    wb=waitbar(0,'FK-Mig beamforming');
    rf_dat_uncopound = double(rf_dat_uncopound);
    rf_dat_uncopound = rf_dat_uncopound -
mean2(rf_dat_uncopound);
    %           param1.p = 3; % a 3-point sinc interpolator is
used

%           migRF1 = fkmig(rf_data_fkmig,param1);
[nt,nx,Nframes] = size(rf_dat_uncopound);
%-- Temporal shift
param1.t0 = zeros(1,Nframes);
t0 = param1.t0;
wn = param1.passband;
param1.ncol = nx;
SIG = double(rf_dat_uncopound);
ntshift = max(round(t0*param1.fs));
%-- Zero-padding before FFTs
%- time direction
if param1.p
    % slight 0-padding with sinc interpolation
    ntFFT = round(1.5*nt)+ntshift;
else
    % extensive 0-padding is required with linear
interpolation
    ntFFT = 4*nt+ntshift;
end

%factor = 1.5;
factor = 20;
nxFFT = ceil(factor*nx); % in order to avoid lateral
edge effects

dx = round(factor*(param1.ncol-nx)); % will be used
for FFT interpolation

if ~isequal(wn(:),[0;1])
    [b,a] = butter(5,wn);
    hf = abs(freqz(b,a,ntFFT/2+1));
    hf = hf/max(hf);
else
    hf = 1;
end

f0 = (0:ntFFT/2)*param1.fs/ntFFT;
kx = [0:nxFFT/2 -nxFFT/2+1:-1]/param1.pitch/nxFFT;
[kx,f] = meshgrid(kx,f0);

migSIG = zeros(ntFFT,nxFFT);

%-- Temporal FFT
SIG = fft(SIG,ntFFT);
% The signal is real: only the positive temporal
frequencies are kept:

```

```

SIG(ntFFT/2+2:ntFFT, :, :) = [];

for k = 1:Nframes

    SIGk = SIG(:, :, k);
    sinA = sin(param1.TXangle(k));
    cosA = cos(param1.TXangle(k));

    %-- ERM velocity
    v = param1.c/sqrt(1+cosA+sinA^2);

    %-- Compensate for steering angle and/or
depth start

    dt = sinA*((nx-1)*(param1.TXangle(k)<0)-
(0:nx-1))*param1.pitch/param1.c; % steering angle
    tmp = bsxfun(@times, f0, dt+t0(k)); % depth
start

    SIGk = SIGk.*exp(-2*li*pi*tmp);

    %-- Spatial FFT
    SIGk = fft(SIGk, nxFFT, 2);

    %-- Note: we choose kz = 2*f/c (i.e. z =
c*t/2);

    C = (1+cosA+sinA^2)/(1+cosA)^1.5;
    fkz = v*sqrt(kx.^2+4*f.^2/param1.c^2*C^2);

    %-- Remove evanescent parts
    isevanescent = abs(f)./abs(kx)<param1.c;
    SIGk(isevanescent) = 0;

    %-- Interpolation in the frequency
domain: f -> fkz

    if param1.p
        %- p-point sinc interpolation
        SIGk =
interpSINC(param1.fs/ntFFT, SIGk, fkz(:, 1:nxFFT/2+1), param1.p, ([0
1]+wn)/2);
    else
        %- linear interpolation
        SIGk =
interpLIN(param1.fs/ntFFT, SIGk, fkz, ([0 1]+wn)/2);
    end

    %-- Obliquity factor
    SIGk = SIGk.*f./fkz;
    SIGk(1) = 0;

    %-- Filtering
    if hf~=1, SIGk = bsxfun(@times, SIGk, hf); end

    %-- f-IFFT
    SIGk = [SIGk; conj([SIGk(ntFFT/2:-1:2, 1)
SIGk(ntFFT/2:-1:2, end:-1:2)])]; %#ok
    SIGk = ifft(SIGk);

```

```

        C = sinA/(2-cosA);
        dx = -C*(0:ntFFT-1)/param1.fs*param1.c/2;
        tmp = bsxfun(@times,kx(1,:),dx');
        SIGk = SIGk.*exp(-2*1i*pi*tmp);

        %-- Compounding
        migSIG = ((k-1)*migSIG + SIGk)/k;
        waitbar(k/Nframes,wb,sprintf('FK-Mig
beamforming %0.0f%%',(k/Nframes)*100));

        end

        %-- Final migrated signal
        migSIG = ifft(migSIG,[],2,'symmetric'); % kx-IFFT
        migRF1 = migSIG((1:nt)+ntshift,1:nx);

        % real envelope
        %ImageArray = abs(hilbert(migRF1)).^0.7;
        ImageArray = sqrt(abs(hilbert(migRF1)));
        close(wb);
        % figure #1
        x = (0:127)*param1.pitch;
        z = (0:size(rf_data_fkmig,1)-
1)/param1.fs*param1.c/2;
        %f1 = figure(1);
        subplot(2,5,Frame_Contador)
        imagesc(x,z,im1)

```

ANEXO B - Código do método DAS

```

function beamformed=das_with_compounding(rowdata,param1,na) % k
%plane wave beamforming
%for educational purpose
% creates synthetic channel RF data for a linear array xducer
% and perform beamforming
% Limitations: perfect plane wave assumed. Element directivity
neglected
% 6.january 2013 Hans Torp
% clear all;
% load('dados_brutos.mat');
s=double(rowdata);
s = s - mean2(s);
[Nt,N,k]=size(s);
% c=1540;
% c=1540; fs=25e6; pitch=3e-04;
% param1.c=c;
% param1.fs=fs;
% param1.pitch= pitch;
xXd=(0:N-1)*param1.pitch;
zXd=0;
dt=1/param1.fs;% sampling frequency channel data
zmax = (Nt*param1.c)/(2*param1.fs);
t=(0:Nt-1)*dt;% time array for channel data
testplot=0;%
Dap=10e-3;Nap=round(Dap/param1.pitch);% aperture size and number of
elements
wap=hamming(Nap);% apodization window
Nx=N;Nz=Nt;
xax=linspace(xXd(1)+Dap/2,xXd(end)-Dap/2,Nx);
zax=linspace(0,zmax,Nz)';%size of beamformed image
sb=zeros(Nz,Nx)-10;% beamformed RF data
% k=1;
for k=1:na
    for nx=1:Nx,
        n1=round(1+(xax(nx)-Dap/2)/param1.pitch);% first index
of rx aperture
        sb1=zeros(Nz,Nap);% beamformed RF signal for scanline nx
        for n=n1:n1+Nap-1,
            sinA = sin(param1.TXangle(k));
            cosA = cos(param1.TXangle(k));
            tau=(zax.*cosA + xax(nx)*sinA + sqrt(zax.^2 +
(xXd(n)-xax(nx)).^2))/param1.c;
            sb1(:,n-n1+1)=wap(n-
n1+1)*interp1(t,s(:,n,k),tau,'linear',0);
            % n
        end;
        sb(:,nx)=sum(sb1,2);
    % beamformed=sb;
end;
sb(:,nx)=sum(sb1,2);
beamformed=sb;
end
%%

```