

Processamento digital de imagens de ultrassom utilizando sinais de RF adquiridos de *phantoms*

Digital processing of ultrasound images using the RF signals acquired from phantoms.

Matheus Tadashi Natume

mtnatume@gmail.com

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

Joaquim Miguel Maia

joaquim@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

Amauri Amorin Assef

amauriassef@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

Eduardo Tavares Costa

educosta@ceb.unicamp.br

Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, Brasil

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi realizar o processamento digital de imagens de ultrassom, avaliando quesitos de qualidade em termos de medidas dimensionais e contraste. O trabalho foi desenvolvido utilizando-se o ambiente MATLAB, implementando algoritmos de processamento como: filtragem (através da janela de Hamming), detecção de envoltória da onda (com a utilização da transformada de Hilbert), compressão logarítmica, interpolação polinomial (aumento do número das amostras), controle de faixa dinâmica e *ScanConversion* (conversão de coordenadas polares para retangulares). Os dados brutos constituem-se de *scanlines* (RF - radiofrequência) simuladas no FIELD II e dados reais do *phantom* FLUKE 84-317, utilizando-se o sistema ULTRA-ORS, um *hardware* reconfigurável de ultrassom, com um transdutor matricial convexo AT3C52B. Foi feita a escolha de algoritmos apropriados para o processamento digital da imagem e ajuste de parâmetros. Com a abertura de 32 elementos, filtro Hamming, interpolação polinomial de Lagrange e faixa dinâmica de 60 dB, as imagens apresentaram boa qualidade nas medidas das dimensões, com erros menores de 10 %, mas com contraste baixo, de alvos sólidos em 4,20 dB e cisto em 3,35 dB. Nas imagens processadas em FIELD II, foi perceptível a diferença entre as regiões de interesse, porém, ao usar o mesmo procedimento no *phantom* FLUKE 84-317, não apresentou uma boa qualidade de imagem.

PALAVRAS-CHAVE: Ultrassom. Phantom. Processamento Digital de Imagens.

ABSTRACT

The objective of this work was to perform the digital processing ultrasound images, evaluating quality issues in terms of dimensional measures and contrast. The work was developed using the MATLAB application, were implementation of processing algorithms, such as filtering (with a Hamming filter), wave envelope detection (by Hilbert transformation), logarithmic compression (for displaying high and low intensities simultaneously), polynomial interpolation (increased number of samples), dynamic range control, and Scan Conversion (converting polar to rectangular coordinates). The raw data consists of scanlines (RF - radiofrequency) simulated in FIELD II and real data of a FLUKE 84-317 phantom with the ULTRA-ORS system, an ultrasound reconfigurable hardware, with a matrix transducer AT3C52B. It was used the appropriate algorithms for digital image processing, and the parameter setting. With the aperture of 32 elements, Hamming filter, Lagrange polynomial interpolation and dynamic range of 60 dB, the images presented good quality of the dimensions, with errors less than 10 %, but with low contrast, solid targets with 4.20 dB and cyst with 3.35 dB. In the processed images in FIELD II, being noticeable difference between the regions of interest, but, when using the same procedure in FLUKE 84-317 phantom, it did not show a good image quality.

KEYWORDS: Ultrasound. Phantom. Digital Image Processing.

Recebido: 27 ago. 2018.

Aprovado: 04 out. 2018.

Direito autorial:

Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



INTRODUÇÃO

A geração de imagens por ultrassom tem alta relevância na área da saúde, por ser uma técnica não invasiva e ser considerada radiação não-ionizante, além do seu baixo custo e capacidade de geração de imagens em tempo real (ASSEF et al., 2013; MAIA et al., 2004). Essas imagens são processadas em várias etapas, dentre elas a formação das scanlines (linhas de imagens), detecção de envoltória das ondas, compressão logarítmica, técnicas de interpolação e a conversão de varredura.

Nos dados analisados, encontra-se regiões de baixa e alta densidade, que, na prática, poderiam identificar tecidos moles, fluidos ou cistos. Portanto, é necessária uma escolha de algoritmos adequados para melhorar a visualização das imagens, minimizando fatores como ruído e interferência e aumentando a nitidez das prováveis regiões de interesse (JENSEN et al., 1997; JENSEN, 2000; JENSEN et al., 2000; JENSEN et al., 2001; MAIA et al., 2004; MONTALDO et al., 2009; LEE et al., 2010; VANITHAMANI et al., 2010; TANTER et al., 2014; LI et al., 2015; MAGUD et al., 2016). Neste trabalho foi realizado o processamento digital de imagens de ultrassom com o objetivo de aprimorar a interpretação dos dados adquiridos em uma ultrassonografia.

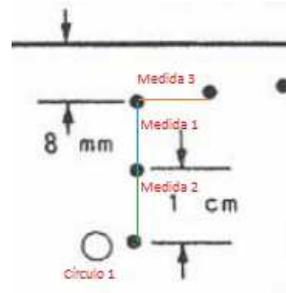
MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliar a qualidade das imagens em equipamentos que operam em modo B, foram realizadas simulações, utilizando a aplicação FIELD II (JENSEN et al., 1997). A imagem simulada apresentava 128 elementos, frequência central de 3,2 MHz, frequência de amostragem de 100 MHz, focalização de 4,0 cm na transmissão e recepção e transdutor de 4,0 cm de raio. Os testes seguiram com diferentes aberturas (8, 16, 32 e 64 elementos), com diferentes tipos de filtros com atenuação da banda de corte 80dB (Equirriple, Hamming e Kaiser), técnica de interpolação (Polinomial de Lagrange), que alterou a figura original de uma matriz de 11337 x 97 para 45234 x 97 e conversão de varredura (*scanconversion*), que melhorou a visualização dos ecos. Também foram realizados testes ajustando a frequência de amostragem, a faixa dinâmica e focalização da transmissão para a recepção.

Em outro momento, os dados foram adquiridos do *phantom* FLUKE 84-317 com o sistema ULTRA-ORS (ASSEF et al., 2013; CHANG et al., 2014), utilizando os procedimentos de processamento digital de imagens: filtragem, interpolação, remoção de ruído, detecção de envoltória da onda (com a transformada de Hilbert), compressão logarítmica, mapeamento para formar uma imagem das linhas de varredura em escala de cinza 2-D, e, por último, conversão de varredura (JENSEN et al., 2000; MAIA et al., 2004; VANITHAMANI et al., 2010; MAGUD et al., 2016). Todas essas rotinas e ajuste de parâmetros foram implementados no software MATLAB.

A Figura 1 representa parte do *phantom* FLUKE 84-317 de uma ultrassonografia de detecção de cistos, com o sistema ULTRA-ORS. Portanto, os elementos dispostos devem concordar com essa figura. Os círculos preenchidos representam uma região de alta densidade enquanto que o círculo vazio representa uma região de baixa densidade.

Figura 1 – Parte do Phantom FLUKE 84-317 utilizado na geração das imagens



Fonte: Autoria Própria (2018).

Para a avaliação de parâmetros de qualidade, observou-se as medidas dimensionais (GRANADO et al., 2017) e o contraste (VAN WIJK et al., 2002) dos pontos de interesse. Para o cálculo do contraste, foi utilizada a equação 1 (VAN WIJK et al., 2002).

$$ctr = 20 \log_{10} \frac{|\mu_{in} - \mu_{out}|}{\sqrt{(\sigma_{in}^2 + \sigma_{out}^2)/2}} \quad (1)$$

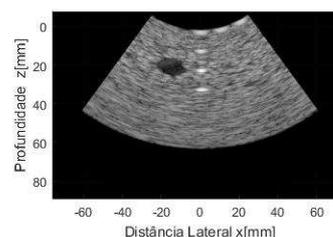
Onde: μ_{in} = é a média da amplitude do sinal de RF da região de interesse; μ_{out} = é a média da amplitude do sinal de RF fora da região de interesse; σ_{in} = é a variância do sinal de RF da área de interesse; σ_{out} = é a variância do sinal de RF fora da área de interesse.

Após os testes com o FIELD II, foram utilizados dados brutos reais, obtidos do phantom da Figura 1. Foi realizada a detecção de envoltória da onda (com a transformada de Hilbert), a compressão logarítmica em 60 dB, a filtragem pelo filtro Hamming, a interpolação polinomial de Lagrange e a conversão de varredura. Além destes métodos, foi inserida uma rotina para redução de ruído da placa, através de um filtro linear de suavização.

RESULTADOS

Na Figura 2, os alvos sólidos (brancos) representam uma região de alta densidade enquanto o alvo escuro (cisto) representa uma região de baixa densidade. Foi escolhida a abertura de 32 elementos, pois foi a que apresentou melhor desagregação dos elementos, o filtro Hamming por apresentar baixa distorção e baixo custo de processamento (o filtro Kaiser apresentou menor distorção, porém apresenta custo computacional alto) e a conversão de varredura, ajustada com faixa dinâmica de 60dB.

Figura 2 – Imagem resultante com faixa dinâmica ajustada em 60dB



Fonte: Autoria Própria (2018).

Para avaliar parâmetros referentes à qualidade das imagens, observou-se as medidas dimensionais e o contraste dos pontos de interesse, como podem ser vistos nas tabelas 1, 2 e 3 respectivamente, referentes aos dados do FIELD II.

Tabela 1 – Medidas dimensionais 1, 2 e 3 utilizando-se diferentes aberturas e o *phantom* da Figura 1

Abertura (Elementos)	1 (mm)	2 (mm)	3 (mm)	Erro Máx. (%)
8	10,24	9,42	10,09	5,8
16	10,72	10,08	9,61	7,2
32	9,68	10,14	9,80	3,2
64	10,16	9,86	13,40	34,0

Fonte: Autoria própria (2018).

Tabela 2 – Medidas dimensionais do diâmetro axial e lateral do círculo 1 utilizando-se diferentes aberturas e o *phantom* da Figura 1

Abertura (Elementos)	Diâmetro Lateral Círculo 1 [mm]	Erro Lateral [%]	Diâmetro Axial Círculo 1 (mm)	Erro Axial (%)
8	13,19	31,90	8,45	-15,50
16	10,95	9,50	8,79	-12,10
32	10,80	8,00	9,58	-4,20
64	11,81	18,10	9,84	-1,60

Fonte: Autoria própria (2018).

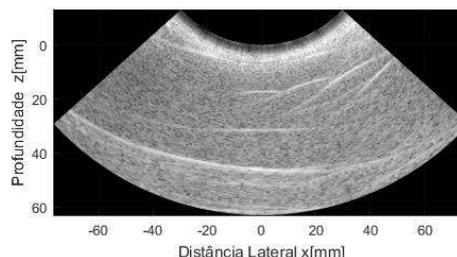
Tabela 3 – Contraste dos pontos de interesse

Abertura (Elementos)	Alvos sólidos	Cisto	Unidade
8	2,33	3,48	dB
16	3,36	3,36	dB
32	4,20	3,35	dB
64	4,86	3,97	dB

Fonte: Autoria própria (2018).

Utilizando o mesmo procedimento do FIELD II, com a inserção de uma rotina para redução de ruído, a Figura 3 apresenta a imagem dos dados reais após o processamento, obtidos a partir da Plataforma ULTRA-ORS.

Figura 3 – Dados reais após aplicação do algoritmo para redução de ruído



Fonte: Autoria própria (2018).



DISCUSSÃO

Analisando-se os parâmetros dimensionais e contraste da imagem (Tabelas 1, 2 e 3), observa-se que as imagens são aceitáveis para interpretação das regiões de interesse. As medidas das dimensões seguem a Figura 1 e percebe-se que em 32 elementos (a abertura escolhida nos testes), os erros de medições das distâncias lateral e axial se encontram em menos de 10%. Para o cálculo do contraste, em abertura de 32 elementos, os alvos sólidos apresentam 4,20 dB e o cisto apresenta 3,35 dB de contraste. Apesar do contraste baixo, é possível visualizar a diferença entre os pontos de interesse e as outras regiões. Os resultados obtidos neste trabalho estão de acordo com os obtidos por Granado et. al., 2017.

Ao utilizar os dados reais brutos, as imagens ainda não apresentam boa qualidade para a interpretação dos extremos. Esse processo de reconstrução de imagens pelo sistema ULTRA-ORS deve ser aperfeiçoado através de novos algoritmos para melhorar o processamento do *beamforming* e aplicar outros tipos de filtros para melhorar a aquisição das imagens de radiofrequência, eliminando ruídos naturais do sistema.

Todas as imagens são mostradas já com a conversão de varredura (coordenadas polares para retangulares), pois é a correção necessária do transdutor, que é convexo. Nessa conversão, o ajuste da faixa dinâmica é fundamental na melhora da qualidade da imagem. A escolha deve ser de um intervalo grande para não eliminar pontos de interesse e pequeno para que não diminua a resolução de níveis de cinza, que prejudicariam a interpretação das imagens. Na prática, o intervalo de 60 dB atendeu a esse critério. Essa diferença foi perceptível nas simulações, já que o não ajuste causou saturação das imagens, fazendo com que ficassem muito claras.

CONCLUSÃO

Na simulação com o FIELD II e o processamento com dados reais, observou-se que a qualidade do filtro determina a distorção resultante na imagem final, e que o processo de interpolação não apresenta melhorias diretas na qualidade da imagem, mas é fundamental para a remoção do ruído, principalmente na análise com os dados reais, que o aumento de amostras na imagem melhorou a qualidade após a conversão de varredura.

É importante destacar que as imagens de ultrassom possuem três níveis de intensidades importantes: os de maior nível estão nos pontos de alta densidade, como massas sólidas. No menor nível, encontram-se os pontos de baixa densidade, como cistos. E o nível intermediário apresenta o espaço entre esses pontos extremos. Outros algoritmos ainda podem ser testados para que melhores resultados possam ser obtidos nessa análise de ultrassonografia.

REFERÊNCIAS

ASSEF, A. A. **Arquitetura de hardware multicanal reconfigurável com excitação multinível para desenvolvimento e testes de novos métodos de geração de imagens por ultrassom**. 2013. 177 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e



Informática Industrial) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

CHANG, A. X. M.; SÁ, L. A. **Sistema de Controle Baseado em FPGA Para Aquisição, Condicionamento e Processamento de Sinais de Ultrassom**. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2014.

GRANADO, D. W. **Comparação entre métodos Delay-and-Sum e F-K migration para reconstrução de imagens Doppler por ultrassom**. 2017. 132 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2017.

JENSEN, J. A. **Speed-accuracy trade-offs in computing spatial impulse responses for simulating medical ultrasound imaging**. Journal of Computational Acoustics, 9(3):731- 744, 2001.

JENSEN, J. A. **Ultrasound imaging and its modeling**. Technical University of Denmark. Springer Verlag, 2000.

JENSEN, J. A.; MUNK, P. **Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and CFM images**. 23rd Acoustical Imaging Symposium, Boston, Massachusetts, USA, 1997.

JENSEN, J.; NIKOLOV, S. I. **Fast Simulation of Ultrasound Images**. 2000 IEEE Ultrasonics Symposium. p.1720 – 1725.

LEE, J. J. **Formação e processamento de imagens de ultrassom**. 2010. 65 f. Tese (Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Elétrica – Área de concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação) – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

LI, Y. L.; DAHL, J. **Coherent Flow Power Doppler (CFPD): Flow Detection Using Spatial Coherence Beamforming**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 62. No. 6. June 2015. Pages 1022 – 1035.

MAGUD, O.; TUBA, E.; BACANIN, N. **An Algorithm for Medical Ultrasound Image Enhancement by Speckle Noise Reduction**. International Journal of Signal Processing, Vol. 1. 2016. p.146 – 151.

MAIA, J. M. **Ultrassom**. 2004. 145f – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.



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, Vol. 56. No. 3. March 2009. p. 489 – 506.

TANTER, M.; FINK, M. **Ultrafast Imaging in Biomedical Ultrasound**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 61. No. 1. January 2014. p. 102 – 119.

VAN WIJK, M. C.; THIJSEN, J. M. **Performance testing of medical ultrasound equipment: Fundamental vs. harmonic mode**. Ultrasonics 2002, 40, 585–591, doi:10.1016/S0041-624X(02)00177-4.

VANITHAMANI, R.; UMAMAHESWARI, G.; EZHILARASI, M. **Modified Hybrid Median Filter for Effective Speckle Reduction in Ultrasound Images**. Recent Advances in Networking, VLSI and Signal Processing, February 2010. p. 166-171.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq, à UTFPR, à CAPES, à Fundação Araucária, à FINEP e ao Ministério da Saúde pelo apoio financeiro.