

AUMENTO DA RELAÇÃO SINAL-RUÍDO PELO USO DE SINAL CODIFICADO NA GERAÇÃO DE IMAGENS POR ULTRASSOM

J. G. D'Agostini^{*,**}, T. M. Dantas^{**}

*Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Departamento de Engenharia de Telecomunicações/UFF, Niterói, Brasil
e-mail: julianageremia@peb.ufrj.br

Resumo: As imagens geradas por ultrassom são largamente utilizadas na medicina, sendo a qualidade da imagem importante para o diagnóstico correto de doenças. Tipicamente, as imagens clínicas de ultrassom são geradas por sinais pulsados, tendo sido avaliado, nas últimas décadas, o uso de sinais codificados. Por meio de simulações, este trabalho avalia o uso de sinais modulados linearmente em frequência para geração de imagens clínicas. O programa MatLab foi utilizado para implementar os sinais e gerar as imagens a partir do eco produzido por cada um deles. A resolução das imagens e a relação sinal-ruído em cada um dos casos também foram avaliados, verificando-se a compatibilidade entre os resultados em sistemas pulsados e aquele codificado. A relação sinal-ruído foi maior no modelo em que a codificação foi empregada.

Palavras-chave: relação sinal-ruído, *chirp*, ultrassom.

Abstract: *The images produced by ultrasound are widely used in medicine, the image quality is important for the correct diagnosis of diseases. Typically, clinical ultrasound images are generated by pulsed signals. However, in recent decades, the use of coded signals has been evaluated. Through simulations, this study evaluates the use of frequency linearly modulated signals for generation of clinical images. The MatLab software was used to implement the signals and generate the images from echo produced by each signal. The image resolution and the signal-to-noise ratio in each case were also evaluated, checking the compatibility between the results in pulsed systems and that coded. The signal-to-noise ratio was higher in the model in which coding was employed.*

Keywords: *signal-to-noise ratio, chirp, ultrasound.*

Introdução

A geração de imagens por ultrassom é de grande valia para a medicina, que se utiliza delas para fins de diagnóstico de doenças. Em 2004 foi constatado que imagens de ultrassom correspondiam a quase 25% das imagens médicas utilizadas em todo o mundo [1]. Contudo, até hoje tais imagens são geradas, em sua grande maioria, utilizando pulsos de portadora constante (sinais pulsados), como sinal de excitação dos transdutores de ultrassom.

Nas últimas décadas, tem sido realizadas pesquisas de sinais codificados na geração de imagens com o

objetivo de melhorar sua resolução, assim como a quantidade de energia do sinal de eco.

Os sinais codificados, por serem de longa duração, possuem uma quantidade de energia significativa que não depende apenas do aumento de sua amplitude [2] [3], o que é importante para uma maior profundidade no tecido biológico investigado, sem ultrapassar os limites de amplitude que colocam em risco a saúde humana. Em particular, o sinal modulado linearmente em frequência (*chirp*), é considerado o código mais indicado para geração de imagens por ultrassom do tecido biológico [4] [5].

Este trabalho compara, por meio de simulações, a resolução axial e a relação sinal-ruído (*SNR*) obtidas ao gerar imagens com sinais pulsados e sinais *chirp*. Para tanto, *phantoms* numéricos de regiões bem definidas são utilizados.

Materiais e métodos

Desenvolveu-se um código em MatLab para verificações numéricas de desempenho dos sistemas de geração de imagens por ultrassom nas seguintes etapas: geração dos sinais, função de transferência do transdutor, elaboração do *phantom* para cálculo de resolução, aplicação dos sinais ao *phantom*, filtro de compressão, cálculo da resolução, relação sinal-ruído, *phantom* para verificação da resolução da imagem e *phantom* de uma mamografia.

Geração dos sinais – Dois sinais diferentes foram gerados no código, ambos em 2,25 MHz. Um deles, senoidal com um ciclo temporal, e o outro, um sinal *chirp* de banda de frequências igual a 4 MHz e intervalo de duração igual a 20 μ s.

Para diminuir o *ripple* de Fresnel do espectro do *chirp*, este foi multiplicado, no domínio do tempo, pela função *Tukey* com taxa de alisamento 20%.

Função de transferência do transdutor - A curva de resposta ao impulso e função de transferência do transdutor do tipo pistom plano, modelo V306 (Olympus; Waltham, MA, EUA), patrimônio do Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, foram obtidas experimentalmente por DANTAS (2011) [6]. A Figura 1 mostra tais curvas.

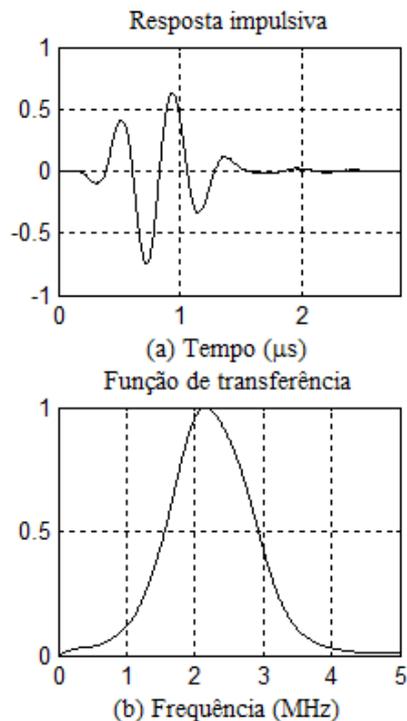


Figura 1: Resposta impulsiva e amplitude espectral do transdutor: (a) amplitude normalizada da resposta impulsiva do transdutor, (b) amplitude espectral da resposta em frequência do transdutor.

Elaboração do *phantom* para cálculo de resolução – Um *phantom* ideal foi elaborado para calcular a resolução obtida pela aplicação de cada um dos sinais discutidos.

O *phantom* é constituído de um refletor plano, no qual há reflexão total (região hiperecótica), imerso em um meio que não apresenta reflexão (região anecótica). Sob o ponto de vista numérico ele é definido por uma matriz de valores unitários (região hiperecótica) e nulos (região anecótica).

Aplicação dos sinais ao *phantom* – A aplicação do sinal ao *phantom* ocorre da seguinte maneira: o sinal gerado excita o transdutor, pela convolução da resposta impulsiva deste com o sinal de excitação. O sinal resultante é convoluido com o *phantom*, gerando um sinal de eco, que retorna ao transdutor. O retorno do eco pelo transdutor se dá pela convolução deste sinal com a resposta impulsiva do transdutor.

Filtro de compressão – A compressão do sinal codificado detetado se deu por meio de um filtro de correlação entre o sinal de eco e o sinal de excitação.

Cálculo da resolução – A resolução axial da imagem é calculada a partir da envoltória do sinal de eco, em dB, gerado pelo refletor plano.

Define-se uma faixa de contraste como referência para a resolução, a contar do pico máximo dessa envoltória, 20dB.

Relação sinal-ruído – Adiciona-se ruído de distribuição gaussiana ao sinal de eco para simular o ruído térmico introduzido pelo sistema de ultrassom. A

métrica utilizada para comparar a potência do sinal de eco em relação ao ruído é a relação *SNR*, calculada pela razão entre a potência média quadrática do eco e a potência média quadrática do ruído.

***Phantom* para verificação da resolução da imagem** – Para verificar a resolução da imagem, definiu-se um novo *phantom* a partir de um obstáculo de reflexão parcial, imerso em um meio anecótico.

O obstáculo é formado por quatro degraus seguidos de um refletor plano. Do ponto de vista numérico, é uma matriz de valores.

***Phantom* de uma mamografia** – Uma imagem de mamografia foi utilizada como *phantom* de tecido biológico, Figura 2, no qual a região mais escura, na parte superior, representa um cisto.



Figura 2: Imagem de mamografia utilizada como *phantom* de tecido biológico.

Resultados

Os resultados para resolução (-20dB) e *SNR*, encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1: Resolução e *SNR* para excitação do transdutor por sinal senoidal e sinal *chirp* e aplicação destes sinais ao *phantom* de cálculo de resolução.

Sinal	Resolução	<i>SNR</i>
Um ciclo de senoide	1,37mm	-5,81dB
<i>Chirp</i>	1,28mm	1,28dB

A Figura 3 mostra as imagens do *phantom* de verificação de resolução geradas pela excitação do transdutor por sinal senoidal e sinal *chirp*. Em todos os casos, houve a inserção de ruído gaussiano ao sinal de eco.

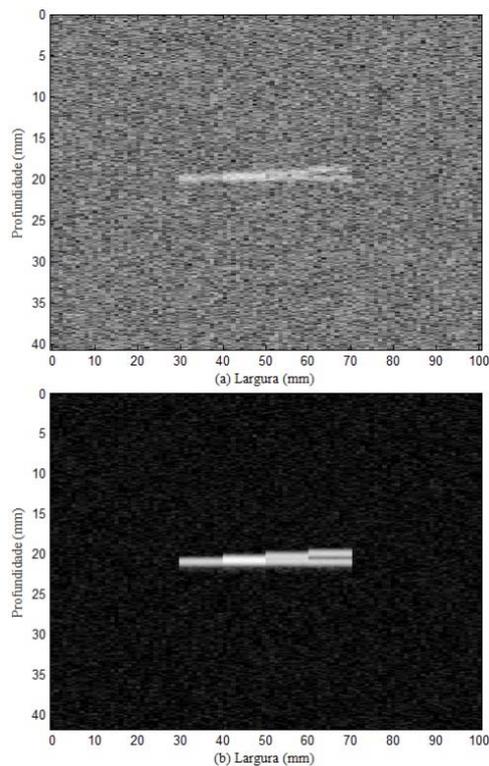


Figura 3: Imagem do *phantom* de verificação de resolução para excitação do transdutor por um ciclo de senoide em (a) e excitação por sinal *chirp* em (b).

A Figura 4 mostra as imagens do *phantom* mamográfico geradas pela excitação do transdutor por sinal senoidal e por sinal *chirp*, respectivamente. Nestes casos não houve a inserção do ruído gaussiano.

Discussão

Das simulações descritas anteriormente, a resolução calculada para o sinal *chirp* foi igual a 1,28mm, e para o sinal pulsado, igual a 1,37mm.

O sistema proposto e avaliado nas simulações alcançou uma boa melhoria na relação *SNR*, de aproximadamente 7,1dB. Tal efeito é visível nas imagens simuladas, mostradas pela Figura 3. Muito embora esse resultado assegure um aumento na faixa de contraste das imagens, esta faixa ficou limitada pela formação de lóbulos temporais de compressão.

A compressão utilizada nas simulações foi de correlação entre o sinal de eco e o sinal de excitação. Essa compressão sempre apresentará um resultado de resolução superior àquela por filtro de autocorrelação (filtro casado). O motivo de tal diferença reside no fato do sinal de excitação ser de banda de frequências maior que a do sinal de eco, uma vez que esta é superior até mesmo à faixa de frequências passante do transdutor, principal elemento filtrante do sistema. Contudo, esta compressão gera lóbulos temporais com amplitude superior em relação a do filtro casado, e por este motivo a faixa de contraste foi limitada em 20dB.



(a)



(b)

Figura 4: (a) imagem do *phantom* mamográfico obtida pela excitação do transdutor por sinal senoidal, (b) imagem obtida pela excitação do transdutor por sinal *chirp*.

O modelo matemático empregado nas simulações não incluiu as perdas no tecido, o que seria de valor considerável para confirmar a capacidade do sinal codificado [2] [3], ultrapassando as limitações dos sinais pulsados [7] [8]. Além disso, a linha de disparo de ultrassom no *phantom* não considerou o efeito da difração [9].

Para uma verificação de imagem simulada do tecido humano, um *phantom* foi calculado a partir da digitalização de uma mamografia. Nos dois casos de sinais aplicados houve a identificação do cisto, assim como de diferenciações anatômicas mais evidentes. Comparando as duas imagens simuladas, as variações são mínimas, sobretudo sob ponto de vista da percepção visual humana.

Conclusão

Os resultados mostram que as imagens geradas por sinais *chirp* apresentam resolução comparável com as imagens geradas por sinais pulsados, o que torna viável o uso deste sinal codificado para geração de imagens por ultrassom.

O resultado de maior relevância foi o aumento da relação *SNR*, proporcionado pelo uso do sinal *chirp*. Esse aumento ocorre devido à compressão e devido ao tempo de duração do sinal codificado, que pode ser estendido até o limite dado pelo tempo de vôo (ida e volta) do sinal no *phantom*.

Agradecimentos

Ao CNPq e à FAPERJ pelo apoio financeiro, ao aluno de iniciação científica (PEB/UFRJ), Hugo de Mello Dantas, aos professores João Carlos Machado (PEB/UFRJ) e Renan M. V. R. de Almeida (PEB/UFRJ).

Referências

- [1] Fosberg F. Ultrasonic biomedical technology; marketing versus clinical reality. *Ultrasonics*. 2004; 42(1-9):17-27.
- [2] Misaridis TX, Gammelmark K, Jorgensen CH, Lindberg N, Thomsen AH, Pedersen MH, Jensen JA. Potential of coded excitation in medical ultrasound imaging. *Ultrasonics*. 2000; 38(1-8): 183-9.
- [3] Pedersen MH, Misaridis TX, Jensen J A. Clinical evaluation of chirp-coded excitation in medical ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2003; 29(6): 895-905.
- [4] Misaridis T, Jensen JA. Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part I: Basic concepts and expected benefits. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. 2005; 52(2):177-91.
- [5] Misaridis T, Jensen JA. Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part II: design and performance for medical imaging applications. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. 2005; 52(2): 192-207.
- [6] Dantas TM. Equalização da resposta de um sistema ultrassônico pulso eco pela modulação não linear em fase do sinal de excitação [tese]. Rio de Janeiro: PEB/COPPE/UFRJ; 2011.
- [7] Behar V, Adam D. Parameter optimization of pulse compression in ultrasound imaging systems with coded excitation. *Ultrasonics*. 2004; 42(10):1101-9.
- [8] Rao N. Investigation of a pulse compression technique for medical ultrasound: a simulation study. *Med Biol Eng Comput*. 1994; 32(2):181-8.
- [9] Burckhardt CB. Speckle in Ultrasound B-Mode Scans. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*. 1978; 25(1):1-6.