

NOVA REGRA DE COMPRESSÃO LOGARÍTMICA APLICADA A IMAGENS ULTRASSÔNICAS MODO-B

R. C. Fernandes^{*,**}, T. M. Machado^{*}, J. D. Medeiros Jr.^{*,**}, H. J. Onisto^{*}, J. E. Bertuzzo^{*}
e E. T. Costa^{*,**,*}

^{*}Departamento de Hardware e Serviços, DHS/Instituto de Pesquisas Eldorado, Campinas, Brasil

^{**}Departamento de Engenharia Biomédica, DEB/FEEC/UNICAMP, Campinas, Brasil

^{***}Centro de Engenharia Biomédica, CEB/UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: eng.ramon.cravo@gmail.com

Resumo: Na formação de imagens ultrassônicas modo-B, a compressão logarítmica torna o sinal mais adequado à análise visual. Com base no entendimento do sistema visual humano e das características intrínsecas à formação de imagens, propomos neste artigo um novo método de compressão logarítmica composta de 3 etapas: compressão, mapeamento e adequação tonal. Resultados preliminares mostram que o sinal sofre uma degradação média quase 15000 vezes maior na utilização do método clássico, comprometendo a informação contida no sinal e sua interpretação. Estes resultados mostram que a técnica é bastante promissora e tem potencial para melhorar a análise das imagens modo-B.

Palavras-chave: compressão logarítmica, percepção visual, processamento de sinais ultrassônicos, excursão dinâmica.

Abstract: *In the formation of ultrasonic B-mode images, the logarithmic compression makes the signal suitable to the visual analysis. Based on the understanding of the human visual system, and of intrinsic features of image formation, we propose in this paper a new method of logarithm compression composed of 3 steps: compression, mapping, and tonal adjustment. Preliminary results show that the signal suffers an average degradation almost 15000 times higher when using the classical method, compromising the information contained in the signal and its interpretation. These results show that the technique is very promising and has the potential to improve the analysis of B-mode images.*

Keywords: *logarithmic compression, visual perception, ultrasonic signal processing, dynamic range*

Introdução

Nas últimas décadas, imagens ultrassônicas têm se tornado cada vez mais importantes na medicina diagnóstica, seja na prevenção seja na busca por patologias anatômicas ou funcionais. Uma vez que, em última instância, a imagem é destinada ao sistema visual humano, qualquer processamento de imagem objetiva modificar a apresentação dos dados para tornar a interpretação do observador mais eficiente. Em imagens por ultrassom modo-B, esta adequação do sinal para a

formação da imagem está intimamente relacionada à compressão logarítmica, processo que mapeia a amplitude do eco recebido em escala de cinzas.

Uma das características de qualquer sinal ou imagem é a excursão ou alcance dinâmico, definido como a relação entre o maior e menor sinal que um sistema pode suportar sem saturar ou distorcer [1] ou, ainda, numa perspectiva de formação de imagem, como a relação entre o tom mais escuro e o mais claro que mantém a acuidade de detalhes da imagem. Por se tratar de uma característica inerente do sinal, a excursão dinâmica se relaciona fortemente com as características do sistema visual como a distinguibilidade tonal, e com as características intrínsecas da imagem, tais como contraste e brilho.

A distinguibilidade tonal pode ser entendida como a menor diferença entre tons que os tornam distintos uns dos outros. No trabalho de Liu e Huang [2], sua curva é traçada para certa extensão tonal, ou seja, traçada para um número determinado de tons entre o tom mais claro e o mais escuro, cuja diferença de intensidade é igual para tons vizinhos.

Comumente, uma imagem em escala de cinzas é avaliada em termos de contraste e brilho. Objetivamente, o contraste é a diferença em luminância que permite distinguir unicamente um objeto [3]. Desta forma, o aumento, ou a diminuição, do alcance dinâmico compromete o contraste, alterando a curva tonal e a percepção da imagem.

A relação contraste/excursão dinâmica afeta ainda a percepção de brilho, de forma que uma imagem com maior contraste é interpretada como tendo maior brilho. Isso se deve ao fato do olho humano não distinguir a luminância senão pela relação do brilho de um objeto com o brilho de outros objetos no campo de visão. Assim, sob certas condições, aumentar ou diminuir o brilho de uma área não a faz parecer mais ou menos brilhante [4].

Este trabalho apresenta um novo método de compressão logarítmica para a formação de imagens ultrassônicas bidimensionais, baseado no entendimento do aparato visual humano e suas limitações, de forma que os profissionais de saúde possam melhorar a interpretação sobre as imagens sem comprometer grandemente o sinal no seu processamento.

O Método de Compressão Clássico

A relação entre a quantidade de brilho percebido e a quantidade luminosa do estímulo visual possui comportamento logarítmico regido pela lei de Weber-Fechner [5]. Este fato, somado à grande diferença de amplitude contida no sinal de ultrassom, faz da compressão logarítmica uma das técnicas essenciais à formação de imagens modo-B. Dadas as características do sinal ultrassônico e a não-linearidade do operador logarítmico, vários autores [6, 7, 8] sugerem um mapeamento da forma:

$$p = D \ln(I) + B \quad (1)$$

onde p é o valor do pixel da imagem modo-B, I é a intensidade do sinal, e D e B são parâmetros de mapeamento, sendo B o ganho do sistema, comumente interpretado como o “brilho” basal da imagem, e D um análogo à excursão dinâmica e consequentemente ao contraste.

Tipicamente, os sistemas de captação de imagens modo-B possuem um valor de excursão dinâmica que pode ser alterado pelo usuário. Usualmente, o alcance dinâmico é expresso em dB, e dado pela equação:

$$DR = 20 \log_{10}(A/a) \quad (2)$$

onde DR é a excursão dinâmica, A é o sinal de maior intensidade e a o de menor intensidade considerados no mapeamento.

Considerando uma escala de cinza previamente definida, extensão tonal, representada por uma profundidade de *bits*, pode-se relacionar uma DR arbitrária com o parâmetro D da Equação (1) e, uma vez que [6]:

$$[D \ln(A) + B] - [D \ln(a) + B] = 2^k \quad (3)$$

tem-se,

$$DR/2^k = 20/D \ln(10) \quad (4)$$

onde 2^k representa a profundidade de *bits* (níveis de cinza).

Utilizando a relação da Equação (4) e reescrevendo a Equação (1), tem-se que o sinal comprimido pode ser descrito como:

$$p = 20(2^k/DR \ln(10)) \ln(I/a) + B \quad (5)$$

O Método de Compressão Proposto

No processamento aqui proposto, a compressão logarítmica é dividida em 3 etapas: 1) compressão; 2) mapeamento e; 3) adequação tonal.

A etapa de compressão representa em escala logarítmica a intensidade do sinal comprimida a certa excursão dinâmica, I_c , e é expressa por:

$$I_c = 20 \log_{10}(I/K + 10^{-DR/20}) \quad (6)$$

onde I é a intensidade do sinal de entrada, DR é a excursão dinâmica pós-compressão e K é uma constante que se relaciona à excursão do sinal de entrada:

$$K = A/(1 - 10^{-DR/20}) \quad (7)$$

sendo A a maior intensidade do sinal de entrada.

O mapeamento é realizado segundo uma função sigmoide que tende a aumentar o contraste nas amplitudes centrais e suavizar nas demais amplitudes. Essa curva foi escolhida por melhor se adequar à relação contraste/brilho na representação de sinais ultrassônicos, priorizando a percepção de textura segundo a descrição de zonas tonais de Adam [9]. A sigmoide utilizada é definida pelo sistema:

$$p = \begin{cases} m \left[\frac{(2^k-1)}{2} \right] \left[\frac{I_{cn}}{(m+I_{cn}-1)} \right], & I_{cn} < 0.5 \\ m_1 \left[\frac{(2^k-1)}{2} \right] \left[\frac{I_{cn}}{(m_1+I_{cn}-1)} \right] + \left[\frac{(2^k-1)}{2} \right], & I_{cn} \geq 0.5 \end{cases} \quad (8)$$

onde I_{cn} é o sinal pós-compressão normalizado, k é a profundidade de *bits*, representando a extensão tonal, $m_1 = -(1 + m)$ e m é um valor positivo que determina o fator de contraste, ou, o quão acentuada é a curvatura da sigmoide. Na Figura 1 apresenta-se a influência de m sobre a curva de mapeamento aplicada à compressão

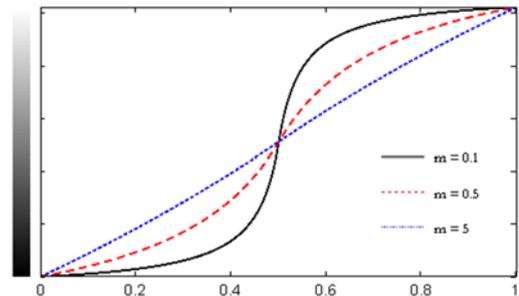


Figura 1: Influência do parâmetro m no mapeamento

A adequação tonal, último estágio da regra de compressão logarítmica proposto, é baseada no trabalho de Liu e Huang [2] sobre distinguibilidade tonal. Nele, expõe-se a relação entre a excursão dinâmica e a extensão tonal, representada por uma profundidade de *bits* e, dada a capacidade visual de perceber e distinguir tons vizinhos, assim como a capacidade de diferenciar a composição tonal de imagens heterogêneas, sugeriu-se uma extensão tonal igual a 8 *bits* como a que melhor representa as características e adaptabilidade da visão humana sob condições normais de luminosidade. Analisando-se a curva de distinguibilidade tonal apresentada no trabalho para uma extensão de 256 tons, nota-se que a percepção visual só distingue tons a partir do zero (preto total), com distância maior ou igual a 8 tons, tornando os níveis de 0 a 7 iguais à visão, e que a distinção dos níveis de cinza é melhor compreendida entre 64 e 200 na escala, onde a resolução é menor que

2, ou seja, onde a distinção de tons se dá a uma distância menor que 2 tons. Com base nesta análise, desenvolveu-se a curva de adequação tonal usada no nosso método, representada na Figura 2.

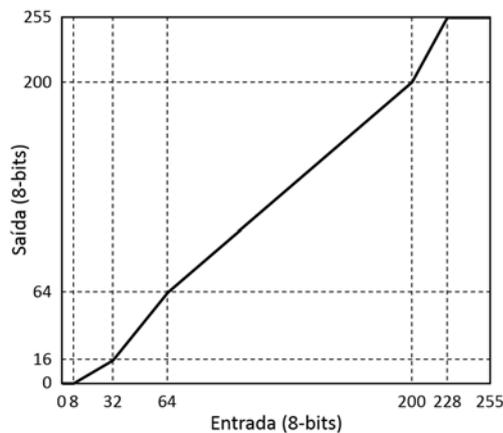


Figura 2: Curva de adequação tonal

Testes e Resultados

Com o objetivo de validar a regra de compressão proposta, simulou-se em ambiente MATLAB® (MathWorks Inc.), seu comportamento em comparação ao do modelo clássico. Os dados utilizados nas simulações foram obtidos através da utilização de um transdutor linear, modelo L14-5/38 da Ultrasonix™ (Analogic Corporation), e uma plataforma do mesmo

fabricante modelo SonixMDP, que permite a captação de sinais de RF brutos ou em cada etapa do processamento para a formação da imagem em modo-B. Aqui foram usados dados pós-deteção de envelope contendo 256 linhas-A com 2048 amostras de 16 bits cada, relativos a um imageamento de 4 cm.

O erro relativo percentual, além da utilização da análise qualitativa, foi usado como métrica usada para validar o método proposto e pode ser expresso como:

$$Erel (\%) = (|Vexp - Vref| / |Vref|) \times 100 \quad (9)$$

onde $Vexp$ é o valor experimental medido e $Vref$ o valor de referência.

No caso do método clássico, uma vez fixada a excursão dinâmica, o sinal resultante é um janelamento em amplitude do sinal de entrada de tamanho definido pela excursão e posição definida pelos demais parâmetros, a e B . Já no método proposto, o sinal é comprimido de forma que toda sua variação de amplitude é passada à imagem formada. A atuação dos dois métodos sobre a amplitude do sinal digital é mostrada na Figura 3. Nela, a compressão de um sinal amostrado a 10 bits evidencia a degradação do sinal causada pelo janelamento em amplitude que satura toda a informação contida no sinal em amplitudes maiores que a especificada pela excursão dinâmica, Figura 3 (a), enquanto que no método proposto não há saturação do sinal e toda a informação é resguardada durante a compressão, Figura 3 (b).

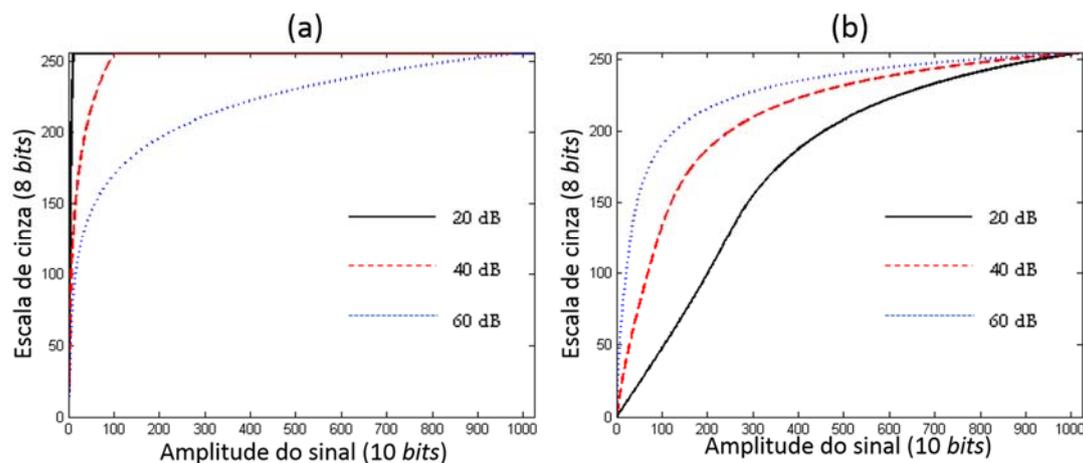


Figura 3: Atuação dos métodos de compressão sobre a amplitude do sinal amostrado para diferentes excursões dinâmicas: (a) aplicação do modelo clássico com $a = 1$ e $B = 0$; (b) aplicação do modelo proposto com $m = 1$.

Uma constatação do efeito do janelamento, que causa degradação da informação por apresentar apenas parte da topografia do sinal, é que uma imagem gerada a partir da regra usual de compressão logarítmica, não é capaz de apresentar estruturas presentes no sinal ou mascarar parte da informação das amplitudes não contidas na janela, como no imageamento do *phantom* comercial (modelo 84-317, da Victoreen®), mostrado na Figura 4. Nela, apesar das imagens (a) e (b) parecerem iguais, nota-se, analisando as imagens (c) e (d), que na imagem gerada a partir do método proposto a aplicação

de um ganho em profundidade (TGC), resgata estruturas de menor relevo, como a delimitada pelo contorno vermelho visível em (d), e que não se pode ver em (c).

A quantificação dessa degeneração da informação pode ser expressa através do cálculo do erro relativo de cada ponto do sinal reconstruído, a partir da imagem obtida por algum dos métodos em relação a cada amostra do sinal original.

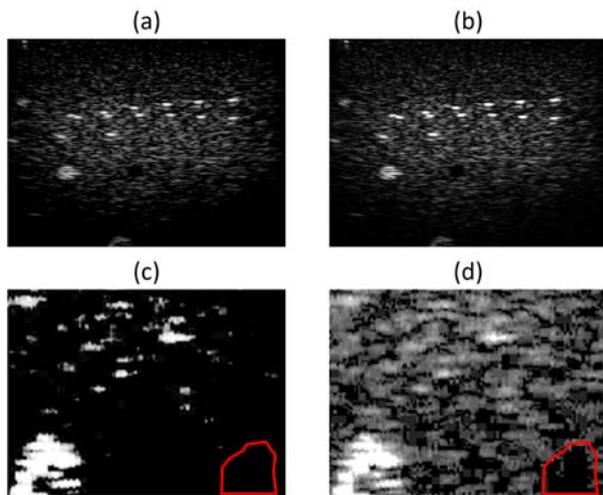


Figura 4: Imageamento com excursão de 20 dB: (a) modelo clássico com $a = 1024$ e $B = -50$; (b) modelo proposto com $m = 1$; (c) e (d), detalhe após aplicação de TGC sobre (a) e (b), respectivamente.

O erro relativo médio para cada ponto da imagem (a) da Figura 4, gerada a partir do método tradicional, é de 110,7% enquanto que para a imagem (b), obtida com o método proposto, é de 0,00764%. Já o máximo valor do erro relativo atinge patamares superiores a $10^4\%$ no uso da regra clássica, enquanto que na aplicação do modelo exposto neste trabalho não ultrapassa os 4,5%. Na Figura 6 apresenta-se o mapa do erro relativo das imagens (a) e (b) da Figura 4.

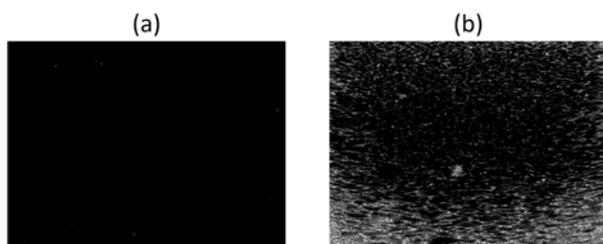


Figura 6: Intensidade do erro relativo para cada ponto da imagem: (a) mapa para a imagem (b) da Figura 4 e (b) mapa para a imagem (a) da Figura 4. Quanto mais claro o ponto, maior o erro.

Discussão

O método proposto para a compressão logarítmica se mostrou capaz de verdadeiramente comprimir o sinal a um alcance dinâmico determinado, em comparação ao método clássico que realiza um janelamento de tamanho definido pela excursão dinâmica e posição definida pelos demais parâmetros da compressão.

Com respeito à adequação da imagem às características do sistema visual humano, com base nos estudos de Liu e Huang [2], Adams [9] e Crombie [10], o método proposto dispõe de duas etapas distintas,

mapeamento e adequação tonal, que otimizam as relações entre contraste, brilho e excursão dinâmica, além da própria etapa de compressão que se comporta segundo a lei de Weber-Fechner [5], enquanto que no modelo clássico a adequação da imagem ao aparato visual se dá unicamente pela consideração desta lei.

Conclusão

Os resultados apresentados aqui mostram o potencial da nova técnica para melhorar a capacidade de análise e interpretação das imagens modo-B, por melhor se adequar ao sistema visual humano. Além disso, por proporcionar menor degradação do sinal, a técnica se mostra promissora para auxiliar em diagnóstico mais eficiente e pós-processamento mais preciso. Experimentos adicionais deverão confirmar os resultados preliminares aqui apresentados e estão em andamento em nossos laboratórios.

Referências

- [1] Weber WH. Wide dynamic range acquisition for ultrasonic signals. In: Proceedings of the 6th Int'l Workshop-NDT Signal Processing; 2009 Aug 25-27; London, Canada. 2009. p. 3-4.
- [2] Liu HS, Huang LQ. A Medical Image Processing Method Based on Human Eye Visual Property. *Opto-electronic Engineering*. 2001; 28(4):38-41.
- [3] Peli E. Contrast in Complex Images. *Journal of the Optical Society of America*. 1990; 7(10):2032-40.
- [4] Barton, H. e Byrne, K. Introduction to Human Vision, Visual Defects & Eye Tests. In: Proceeding of the Joint Technical Meeting ILE/BOHS; 2007 Mar; Salford, Inglaterra; 2007. p. 22.
- [5] Portugal RD, Svaite BF. Weber-Fechner law and the optimality of the logarithmic scale. *Minds and Machines*. 2011; 21(1):73-81.
- [6] Kaplan D, Ma Q. On the statistical characteristics of log-compressed Rayleigh signals: theoretical formulation and experimental results. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1994; 95(3):1396-400.
- [7] Crawford DC, Bamber JC. Compensation for the signal processing characteristics of ultrasound B-mode scanners in adaptive speckle reduction. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1993; 19(6):469-85.
- [8] Dutt V, Greenleaf JF. Statistics of the log-compressed echo envelope. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1996; 99(6):3817-25.
- [9] Adams A. The negative. The new Ansel Adams basic photography series/book 2. 1ª ed. Robert Baker; Boston; 1981.
- [10] Crombie P. Fundamental studies on contrast resolution of ultrasound b-mode images [tese]. Toronto: University of Toronto; 1999.