

## PROPOSTA DE UM NOVO MÉTODO PARA TOMOGRAFIA ULTRA-SÔNICA POR PULSO - ECO

M.C.A. Pereira<sup>1</sup> e J.C. Machado<sup>2</sup>

**RESUMO** -- Propõe-se um novo método para se obter o mapeamento unidimensional da velocidade de ondas ultra-sônicas. O método consiste em se irradiar um meio com um pulso de ultra-som (US) e receber o eco no transdutor transmissor e em outro colocado ao lado deste. Tomando-se medidas do tempo de chegada de cada eco em ambos os transdutores, a posição de cada interface que refletiu o pulso incidente e a velocidade da onda no meio entre duas interfaces consecutivas pode ser obtida. Construiu-se um corpo de prova consistindo de 3 camadas: epóxi, acrílico e pvc (espessuras: 9,9mm; 9,7mm e 10,2mm, respect.). O corpo de prova foi imerso em um tanque com água, juntamente com o suporte com os 2 transdutores em paralelo. Utilizando-se um osciloscópio digital e um microcomputador pode-se fazer as medidas dos tempos de chegada e implementar o método. Os valores calculados para as distâncias interface - transdutores apresentaram erros de 0,19% a 7,94% e são considerados satisfatórios. Já os valores obtidos para a espessura de cada camada e velocidade do US nas mesmas não são, de todo, satisfatórios. A espessura da camada de acrílico apresentou um erro grande. Isto é devido à baixa amplitude do eco proveniente da interface acrílico-pvc, sendo necessário, um pulso de excitação de maior amplitude. Os resultados iniciais são considerados satisfatórios em uma primeira aproximação e encorajam a prosseguir explorando as potencialidades do método.

**INTRODUÇÃO**

A expressiva aceitação do ultra-som (US) na prática médica, principalmente no que se refere ao auxílio a diagnósticos, tem encorajado pesquisadores a desvendar as potencialidades do US, concentrando esforços na melhoria do processamento dos sinais acústicos e no entendimento da interação do US com os tecidos biológicos.

No campo de processamento de imagens médicas, logo se tentou utilizar os métodos matemáticos conhecidos da tomografia por raios-x aos sinais de US. Entretanto as imagens obtidas desta forma são de baixa qualidade, pois as características de propagação do US nos tecidos biológicos (absorção, reflexão, refração, espalhamento e difração) são bastante diversas das dos raios-x (Mueller, 1979).

Na tomografia ultra-sônica o que em geral se pretende é a realização do mapeamento (imagem) de algum parâmetro acústico de uma determinada secção (tomo) do objeto em questão (tecido biológico, p.ex.). Os parâmetros mais utilizados são o coeficiente de atenuação e o índice de refração (velocidade).

A primeira tomografia de um parâmetro acústico foi obtida por Greenleaf et alli (1974), seguida por Carson et alli (1976), Jakowatz e Kak (1976) e Glover e Sharp (1977). Todas obtidas pelo método de transmissão (o US incide de um lado do objeto e é recebido do lado oposto).

1 Doutorando do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
C.P.68510, CEP 21945, Rio de Janeiro - RJ

2 Professor adjunto do Programa de Eng. Biomédica - COPPE/UFRJ

A primeira publicação importante que trata de tomografia pelo método de reflexão (sinal recebido é o retroespalhado) é de Johnson et alii (1978). Outras contribuições podem ser citadas como Norton e Linzer (1981), Azimi et alii (1985) e Rao (1987). Todas essas contribuições têm sua relevância e estão baseadas em processamento de sinais envolvendo análise espectral, soluções para equação de onda, máxima entropia, etc. O trabalho aqui apresentado utiliza conceitos matemáticos simples que se mostram de utilidade para servir de base para uma nova técnica de tomografia por pulso-eco de US. Neste método irradia-se um meio com um pulso de US e o eco é recebido pelo mesmo transdutor que o enviou e por outro posicionado a seu lado. Medindo-se o tempo de chegada desses ecos em ambos os transdutores, a posição de cada obstáculo que produz o eco e a velocidade do US no meio podem ser estimadas. Obtém-se assim um mapa da posição dos obstáculos e da velocidade do US em cada meio.

#### MODELAMENTO MATEMÁTICO

Considerando a figura 1, o transdutor A emite o pulso de US e aguarda o eco proveniente da interface que separa a camada X1 da X2. O transdutor B também aguarda o eco proveniente do mesmo local. Esse tempos de chegada são medidos e, juntamente com a distância d, são utilizados para se obter X1 e C1 conforme as equações (1) e (2):

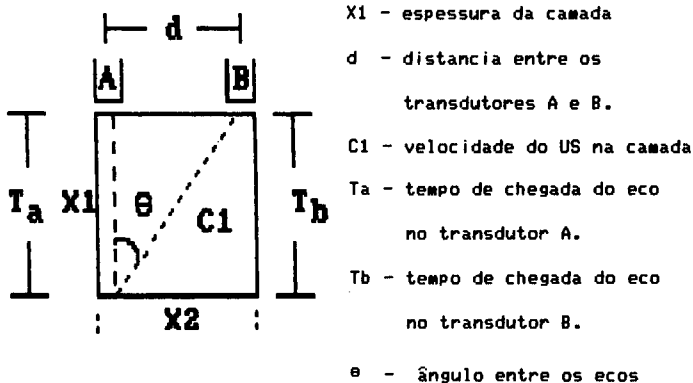


Figura 1

$$T_a = X_1 / C_1 \quad (1)$$

$$T_b = X_1 / (C_1 \cdot \cos \theta) \quad (2)$$

$$T_a / T_b = 1 / \cos \theta = (X_1^2 + d^2)^{1/2} / X_1 \quad (3)$$

$$X_1^2 \cdot [1 - (T_b / T_a)^2] + d^2 = 0 \quad (4)$$

Pode-se mostrar que para um alvo composto de N camadas, as equações (1) e (4) passam a ser:

$$T_a = X_1 / C_1 + X_2 / C_2 + \dots + X_N / C_N \quad (5)$$

$$\left[ \sum_{n=1}^i X_n \right]^2 \cdot [1 - (T_b / T_a)^2] + d^2 = 0 \quad (6)$$

Utilizando-se as equações (5) e (6) recursivamente pode-se encontrar a espessura de cada camada ( $X_i$ ) e a velocidade do US ( $C_i$ ) na mesma.

### MATERIAIS E MÉTODOS

Foi construído um corpo de prova consistindo de 3 camadas, dos seguintes materiais: epoxi, acrílico e pvc, com espessuras de 9,9mm; 9,7mm e 10,2mm, respectivamente. Utilizou-se como transmissor/receptor (Transd.A) um transdutor Aerotech MED.I.F. com 13mm de diâmetro e frequência 2,25MHz e como receptor (Transd.B) um hidrofone construído no Programa de Engenharia Biomédica PEB-COPPE/UFRJ, com 2mm de diâmetro. O Transd.A foi colocado em um suporte juntamente com o Transd.B, ficando ambos em paralelo e com seus centros a uma distância de 1,50cm (distância  $d$  da equação (4)). O suporte acima foi imerso em um tanque de vidro com água, juntamente com o corpo de prova, ficando este a 9,50cm da face dos transdutores.

O pulso de excitação (duração = 3microseg., aproxim.) foi obtido com um gerador KRAUTKRAMER, modelo USM 1. Os ecos recebidos pelo Transd.A (eco A) e pelo Transd.B (eco B) são amostrados por um osciloscópio digital Tektronix - TEK2220, numa frequência de amostragem ( $f_a$ ) de 100MHz. Os ecos amostrados são enviados via interface GPIB, a um microcomputador NEXUS 3600 (compatível com o IBA PC/AT). O microcomputador foi programado em linguagem FORTRAN 77, implementando as equações (5) e (6).

Para a implementação das equações citadas são necessários os valores de  $d$ ,  $T_a$  e  $T_b$  (figura 1). A distância entre os transd. A e B é conhecida.  $T_a$  e  $T_b$  são obtidos a partir dos ecos amostrados, conforme ilustra a figura 2.

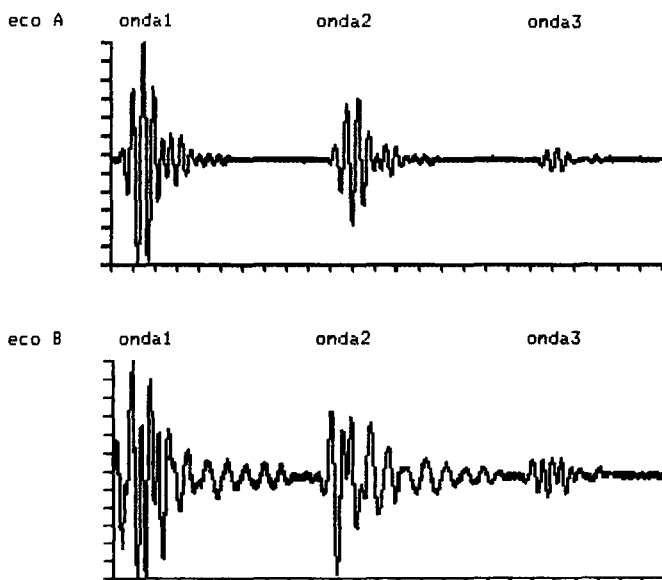


Figura 2: Ecos provenientes dos transdutores A e B.

Procura-se o início da onda do eco A e abre-se uma janela para conter onda (aproxim. 4 microseg.). A seguir correlaciona-se a janela cotendo a onda do eco A com a vizinhança de onda do eco B (aproxim. 200 nanoseg.). O ponto onde ocorre o pico da correlação é interpretado como sendo o atraso ocorrido no tempo de chegada da onda do eco B em relação a onda do eco A. Assim:

$$T_b = T_a + \text{atraso} \quad (5)$$

De posse desses tempos e de  $d$  aplicam-se as equações (1) e (4) para se obter  $X_1$  e  $C_1$ . O método prossegue de forma análoga, aplicando-se as equações (5) e (6) para se obter os  $X_i$ 's e  $C_i$ 's das camadas subsequentes.

### RESULTADOS

Com o gerador de pulsos utilizado para excitar o transdutor A só se conseguiu obter o eco de 3 interfaces: água - epóxi, epóxi - acrílico e acrílico - pvc.

Na tabela 1 vê-se as distâncias real e calculada da face frontal de cada camada ao transdutor A, usando a equação (6), e o erro cometido pelo algoritmo.

Tabela 1: Distâncias Camada - Transdutores

distância	real	calculada	erro
	(cm)	(cm)	(%)
epóxi	9,50	9,33	1,78
acrílico	10,49	10,47	0,19
pvc	11,46	10,55	7,94

Na tabela 2 estão as espessuras real e calculada, segundo a equação (6), para cada camada.

Tabela 2: Espessuras das camadas

espessura	real	calculada	erro
	(cm)	(cm)	(%)
água	9,50	9,33	1,78
epóxi	0,99	1,14	15,15
acrílico	0,97	0,08	91,75

Na tabela 3 aparecem as velocidades real e estimada do US para cada camada.

Tabela 3: Velocidade do US para as camadas

camada	real (m/s)	calculada (m/s)	erro (%)
água	1472,0	1445,7	1,78
epóxi	2650,0	2842,9	7,28
acrílico	2750,0	200,00	92,72

### DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Analisando-se as distâncias calculadas da tabela 1 pode-se considerar satisfatório os 2 primeiros resultados e apenas "tolerável" o erro de 7,94% em primeira aproximação.

Já as tabelas 2 e 3 apresentam apenas o primeiro resultado satisfatório. O segundo tolerável, em primeira aproximação e o terceiro obviamente, inaceitável.

Analisando-se mais detalhadamente as formas de onda processadas, pode-se observar que o erro advém basicamente da baixa amplitude do sinal amostrado. Isso faz com que o algoritmo que detecta o início das ondas no eco A não seja eficiente pois a linha de base é bastante ruidosa e confunde o mesmo. Utilizando-se um pulso de excitação de maior amplitude este problema pode ser minimizado. Isto está sendo providenciado no presente momento.

O método aqui implementado apresenta potencialidades que precisam ser exploradas além desses primeiros resultados, para se estabelecer sua aplicabilidade em tomografia por US e áreas correlatas.

### BIBLIOGRAFIA

- AZIMI, M. and KAK, A.C. (1985), "Multiple Scattering and Attenuation Phenomena in Diffraction Imaging.", Technical Report, TR-EE-85-4, School Elec. Eng., Purdue Univ.
- CARSON, P.L., DOUGHTON, T.V. and HENDEE, W.R. (1976), "Ultrasound Transaxial Tomography by Reconstruction", in Ultrasound in Medicine, volume 2, White, D.N. and Barnes, R.W., Eds. New York: Plenum Press, pages 391-400.
- GLOVER, G.H. and SHARP, J.L. (1977), "Reconstruction of Ultrasound Propagation Speed Distribution in Soft Tissue: Time-of-Flight Tomography.", IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, volume SU-24, July.
- GREENLEAF, J.F., JOHNSON, S.A., LEE, S.L., HERMAN, G.T. and WOOD, E.H. (1974), "Algebraic Reconstruction of Spatial Distributions of Acoustic Absorption within Tissue from their Two Dimensional Projections." in Acoustical Holography, volume 5, New York: Plenum Press, pages 591-603

- JAKOWATZ Jr, C.V. and KAK, A.C. (1976), "Computerized Tomography Using X-Rays and Ultrasound", School Elec. Eng., Purdue Univ., West Lafayette, IN, Res.Rep. TR-EE 76-26.
- JOHNSON, S. GREENLEAF, J., TANAKA, M., RAJOGOPALAN, B., and BAHN, R. (1978), "Quantitative Synthetic Aperture Reflection Imaging with Correction for Refraction and Attenuation: Application of Seismic Techniques in Medicine", IEEE Biomedical Symposium Proceedings.
- MUELLER, R.K., KAVEH M. and WADE, G. (1979), "Reconstructive Tomography and Applications to Ultrasonics", Proceedings of the IEEE, volume 67, no.4, april, pages 567-587.
- NORTON, S. and LINZER, M. (1979), "Ultrasonic Reflectivity Tomography: Reconstruction with Circular Transducer Arrays.", Ultrasonic Imaging, volume 1, pages 154-184.
- RAO, K.S., SRINIVASAN T.M. and RAINA, J.P. (1986), "A New Reflection Tomography Technique", IEEE - Eighth Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pages 1056-1058.
- ROBERTS, B.A. and KAK, A.C. (1985), "Reflection Mode Diffraction Tomography", Ultrasonic Imaging, volume 7, pages 300 - 320.

#### A Novel Method for Pulse-Echo Ultrasonic Tomography

**Abstract** -- A new method to obtain one-dimensional map of ultrasonic wave speed is proposed. The method consists of insonifying a medium with an ultrasonic pulse and receiving the reflected echo on the same transducer used as transmitter and in another one placed adjacent. Each interface illuminated by the irradiated wave returns an echo to both transducers. Then by measuring the time-of-flight for each echo arrived on both transducers, the position of each interface, related to the transmitting transducer, and the wave speed existent between consecutive interfaces can be obtained. In the present work a phantom was made, consisting of 3 layers: epoxy (9.9mm), acrylic (9.7mm) and pvc (10.2mm). The phantom was immersed in a tank filled with water, together with a holder with the 2 transducers in it. Using a digital oscilloscope and a microcomputer one can implement the method proposed. The values calculated for the distances interface-transducers have shown errors from 0.19% to 7.94% and can be acceptable to a certain extent. On the other hand, not all the values obtained for the width of the layers and for the speed of the US wave inside them are acceptable. The width of the acrylic layer is far from its real value. This is due to the low amplitude of the echo from the interface acrylic-pvc and it is necessary an exciting pulse with greater amplitude to enhance it. These preliminary results can be accepted as a first approximation and encourage us to proceed exploring this method.