MODELOS DE PROPAGAÇÃO ULTRA-SÔNICA POR ACÚSTICA GEOMÉTRICA: COMPARAÇÃO DE DESEMPENHO

A. V. D. GRECO[1], W. C. A. PEREIRA[2] e J. C. MACHADO[2]

RESUMO -- Apesar da utilização do diagnóstico por Ultra-Som (US) já ter seu valor inquestionável na rotina clínica, a compreensão da interação do US com os tecidos biológicos ainda tem um caminho a percorrer. O mapeamento quantitativo de parâmetros ultra-sônicos (velocidade do US, atenuação, absorção, etc) de tecidos biológicos está no seu estágio inicial no que se refere à aplicação clínica. Uma abordagem possível é o emprego dos princípios de acústica geométrica, tornando as equações matematicamente mais simples e permitindo o planejamento de experimentos melhor controlados. Este trabalho apresenta a comparação de desempenho de dois modelos de propagação do US por acústica geométrica, na estimativa de espessuras e velocidades do US em meios dispostos em camadas. São apresentados resultados experimentais com um "phantom" de alumínio de 60 mm de espessura e 120 mm de diâmetro, atingido por salvas senoidais de 1,9 MHz e 3 ms de duração. A maioria das estimativas apresentou erros percentuais ntre 0 e 30%. São discutidas as potencialidades dos modelos em conjunto com as fontes de erro e as possíveis modificações para a continuação do trabalho.

Palavras-Chave: Tomografia Ultra-sônica, Mapeamento de Velocidade, Acústica Geométrica .

INTRODUÇÃO

A utilização de métodos ultra-sônicos de imagem na rotina de diagnóstico clínico já é um fato bem estabelecido. Cada vez mais se amplia seu campo de aplicação, com o aparecimento de novos tipos de transdutores e com o avanço da tecnologia computacional, permitindo que outros orgãos e tecidos biológicos possam ser investigados por imagens de melhor qualidade. Entretanto, estas imagens não são, em geral, um mapeamento quantitativo de nenhum parâmetro tecidual, mas tão somente um mapeamento das amplitudes dos ecos refletidos e/ou espalhados que chegam de volta ao transdutor, levando em conta também seus tempos de trânsito. A quantificação de parâmetros teciduais ultra-sônicos (velocidade do US, absorção, atenuação etc) ainda não atingiu um estágio de aplicação prática (Shung, 1990; Kak, 1979), apesar das tentativas de utilização de modelos matemáticos complexos previamente desenvolvidos para outros tipos de radiação. A atenção passou então a se voltar para modelos mais simples e de melhor controle experimental para a investigação da interação do US com meios de propagação (Pereira, 1992).

1 Mestranda do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ
2 Professores Adjuntos do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ
E-mails: wagner@serv.peb.ufrj.br, jcm@serv.peb.ufrj.br

// Trabalho recebido em 12/ago/94 e aceito em 16/nov/94 //

Entre esses modelos estão aqueles que utilizam a aproximação por acústica geométrica. Nestes a hipótese básica é que o comprimento de onda do US seja muito menor que as dimensões físicas dos elementos envolvidos (transdutores e meio) na geração e propagação do mesmo. Assim, pode-se assumir que o feixe de US se propague somente em linha reta e obedeça às leis básicas definidas originalmente para ótica geométrica. Uma segunda hipótese simplificadora diz respeito ao meio de propagação que deve ser homogêneo, isotrópico e de geometria regular.

Levando-se em conta o exposto anterior e visando uma futura aplicação biomédica, optou-se por estudar modelos de acústica geométrica aplicados à propagação de US em meios multicamadas. Este trabalho apresenta a comparação do desempenho com dados experimentais, de dois desses modelos, que estimam a espessura e a velocidade do US em meios multicamadas. São analisadas as potencialidades do método, discutidas as possíveis fontes de erro e propostas modificações para continuação do trabalho.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O sucesso obtido na modelagem matemática aplicada à tomografia por raios-X fez com que os cientistas utilizassem esses mesmos modelos para propagação de ultra-som. Assim é que foram testados métodos de reconstrução tomográfica por transmissão, no domínio do tempo e da frequência, tanto baseados em acústica geométrica como em difração (resolução da equação de onda) (Mueller, Kaveh e Wade, 1979; Devaney, 1983; Cai, Sun e Wade, 1992). Em menor escala, alguns métodos de reconstrução por reflexão também foram testados (Dines e Goss, 1987; Roberts e Kak, 1985). Todos esses métodos visavam mapear parâmetros como velocidade e atenuação do US e tiveram limitado sucesso. Os resultados não viabilizaram uma aplicação clínica e isso foi atribuído ao fato da propagação do US em tecidos biológicos ser extremamente rica em efeitos físicos como absorção, atenuação, refração, espalhamento e difração. Esses efeitos interagem entre si, dificultando a escolha de um parâmetro adequado para caracterizar o meio.

Métodos alternativos de caracterização de tecidos foram então desenvolvidos, partindo-se para modelos de propagação mais simples onde se pode ter uma melhor compreensão dos fenômenos de propagação, equações mais fáceis de se implementar e procedimentos experimentais mais controlados. Particularmente, no que tange a estimativas de velocidade do US, objeto desse trabalho, alguns métodos interessantes podem ser citados (Shung, 1990):

- Método da Imagem Falsa, desenvolvido por Chen et alii (1985) (ver Shung (1990)), onde com um aparelho comercial, obtém-se a imagem de um mesmo alvo, a partir de duas posições diferentes do transdutor. A seguir, por triangulação, obtém-se o valor real da velocidade do US no meio, em função da distância entre as posições dos transdutores e entre as respectivas imagens geradas.

- Método do Feixe Cruzado, desenvolvido por Iinuma et alii (1985) (ver Shung (1990)), onde uma parte dos elementos de uma matriz linear de trandutores atua como emissora e a outra parte como receptora. A velocidade real do US no meio é obtida como função do tamanho da matriz, do tempo de propagação do US e do ângulo com que o alvo é atingido.

- Método da Focalização Dinâmica, onde a matriz linear com focalização é utilizada e a velocidade do US sai como função do tamanho da matriz, do tempo de propagação do feixe e do atraso necessário para ajustar a focalização da imagem ao alvo.

Outros métodos de igual importância também podem ser citados. Entretanto, por serem de explicação mais elaborada, seus detalhes podem ser encontrados nas referências bibliográficas. São eles o Método do Acompanhamento do Feixe (Ophir, Yazdi, Lin e Shattuck,1989), o Método do Problema Inverso para Espalhamento (Liu, 1991) e o Método do Parâmetro Não-Linear A/B (Kim, Greenleaf e Sehgal, 1990).

MODELAGEM POR ACÚSTICA GEOMÉTRICA

A seguir serão apresentados dois modelos baseados em acústica geométrica, para estimar a espessura de cada camada e a respectiva velocidade do US em meios multicamadas. Esses modelos apresentam equações recursivas simples, onde as estimativas para cada camada necessitam das estimativas para as camadas anteriores.

Formulação A (FA)

Seja uma fonte de US focalizada com sua face paralela a uma superfície plana, tendo ao seu lado dois receptores pontuais. Considere-se agora o caminho determinado por dois raios, conforme a figura 1, até atingir os receptores. Na figura vê-se:

T_x/R_x - transdutor transmissor/receptor
X_0 - distância T_x-R_{x0}
Z_0 - distância T_x-alvo
θ_0 - ângulo raio-eixo principal do R_{x0}
L_0 - cateto oposto ao ângulo θ_0
C_0 - velocidade do US no meio

R_x - transdutor receptor
X_1 - distância T_x-R_{x1}
F - posição focal
θ_1 - ângulo raio-eixo principal do R_{x1}
L_1 - cateto oposto ao ângulo θ

Sendo T_0 e T_1, respectivamente, os tempos de chegada dos ecos em R_{x0} e R_{x1}, pode-se escrever, por considerações geométricas na figura:

$$T_0 = \frac{F}{C_0} + \frac{2 \cdot Z_0 - F}{C_0 \cdot \cos\theta_0} \tag{1}$$

$$T_1 = \frac{F}{C_0} + \frac{2 \cdot Z_0 - F}{C_0 \cdot \cos\theta_1} \tag{2}$$

onde,

$$\cos\theta_0 = \frac{Z_0}{(L_0^2 + Z_0^2)^{1/2}} \tag{3}$$

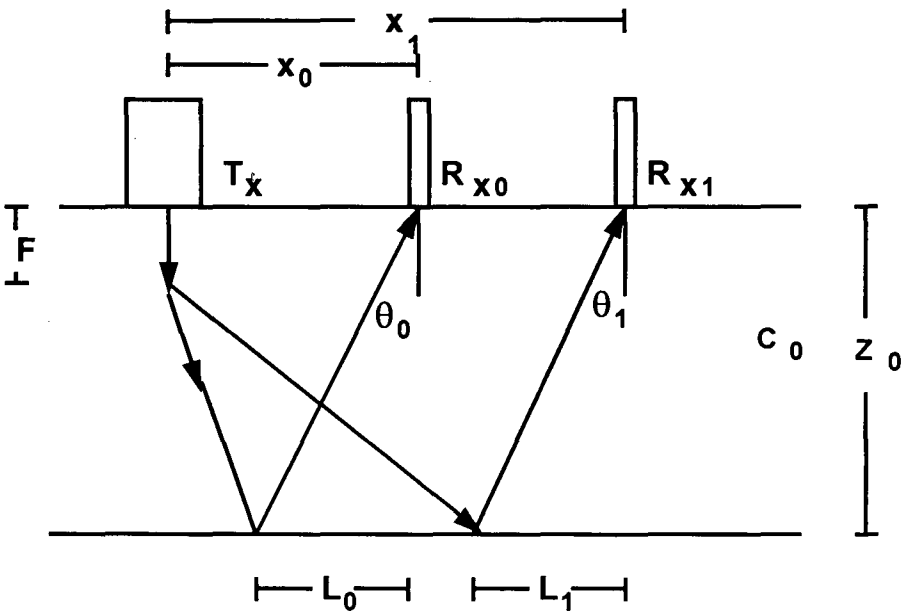


Figura 1. Trajetória dos raios proposta pela formulação A, para um meio com uma camada.

$$L_0 = \frac{Z_0 \cdot X_0}{2 \cdot Z_0 - F} \tag{4}$$

$$\cos\theta_1 = \frac{Z_0}{(L_1^2 + Z_0^2)^{1/2}} \tag{5}$$

$$L_1 = \frac{Z_0 \cdot X_1}{2 \cdot Z_0 - F} \tag{6}$$

Dividindo-se T_1/T_0 obtém-se uma expressão independente de C_0, onde o valor de Z_0 pode ser obtido, por exemplo, por métodos numéricos:

$$\frac{T_1}{T_0} = \frac{F + [(2 \cdot Z_0 - F)^2 + X_1^2]^{1/2}}{F + [(2 \cdot Z_0 - F)^2 + X_0^2]^{1/2}} \tag{7}$$

e, após conseguido o valor de Z_0, a velocidade C_0 pode ser obtida unindo-se as equações (1) e (3) ou (2) e (4):

$$C_0 = \frac{F + [(2 \cdot Z_0 - F)^2 + X_0^2]^{1/2}}{T_0} \tag{8}$$

No procedimento experimental as distâncias X_0 e X_1 são conhecidas e os tempos T_0 e T_1 são medidos. Pode-se observar que falta determinar o valor de F para que restem apenas Z_0 e X_0 como incógnitas. O valor de F é estimado por um método de erros mínimos quadrados, desenvolvido para esse fim (Pereira, 1992) cujos detalhes fogem ao objetivo desse artigo. Assumir-se-á, portanto que o valor de F é conhecido.

Para o caso em que o meio é composto por (n+1) camadas, conforme a figura 2, as equações (7) e (8) podem ser generalizadas, seguindo os mesmos princípios, dando como resultado:

$$Z_n = \frac{1}{2}\sqrt{\frac{(T_1'/T_0')^2 \cdot X_0^2 - X_1^2}{1-(T_1'/T_0')^2}} + \frac{F}{2} - \sum_{i=0}^{n-1} Z_i \tag{9}$$

$$C_n = \frac{2 \cdot Z_n}{T_0' \cdot \cos\theta_0 + \frac{F}{C_0} - \sum_{i=0}^{n-1} \frac{2 \cdot Z_i}{C_i}} \tag{10}$$

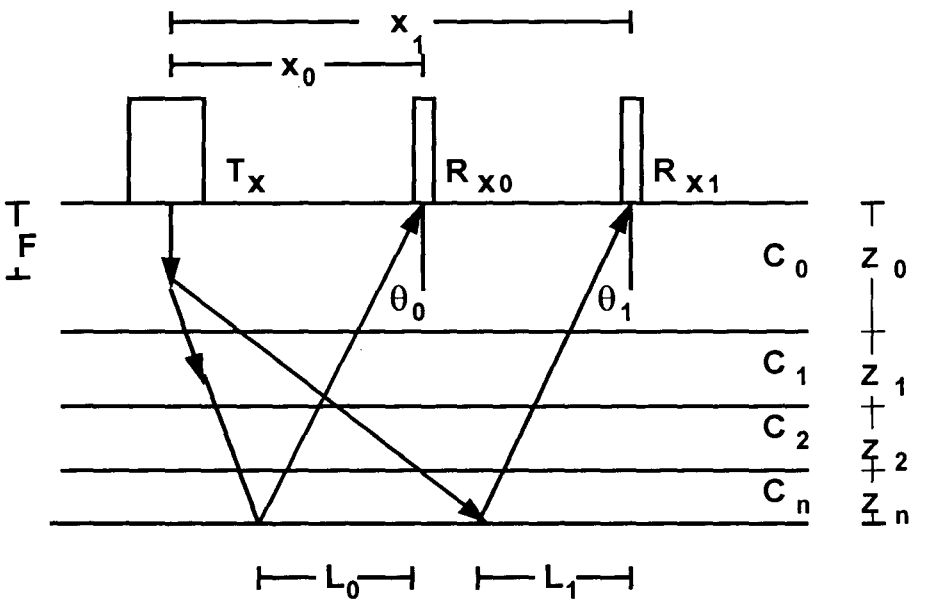


Figura 2. Trajetória dos raios proposta pela formulação A, para um meio com (n+1) camadas.

onde:

$$\cos\theta_0 = \frac{\sum_{I=0}^{n} 2Z_i - F}{\sqrt{(2Z_i - F)^2 + X_0^2}} \tag{11}$$

$$T_0' = T_0 - \frac{F}{C_0} \; ; \; T_1' = T_1 - \frac{F}{C_0} \tag{12}$$

Formulação B (FB)

Seja uma fonte de US focalizada com sua face paralela a uma superfície plana, tendo ao seu lado apenas um receptor pontual. Considere agora o caminho determinado por dois raios, conforme a figura 3, até atingir respectivamente o transdutor transmissor e o receptor. Na figura vê-se:

T_x/R_x - transdutor transmissor/receptor
X_0 - distância T_x-R_{x0}
θ_0 - ângulo raio-eixo principal do R_{x0}
C_0 - velocidade do US no meio
R_{x0} - transdutor receptor
Z_0 - distância T_x-alvo
L_0 - cateto oposto ao ângulo θ_0
F - posição focal

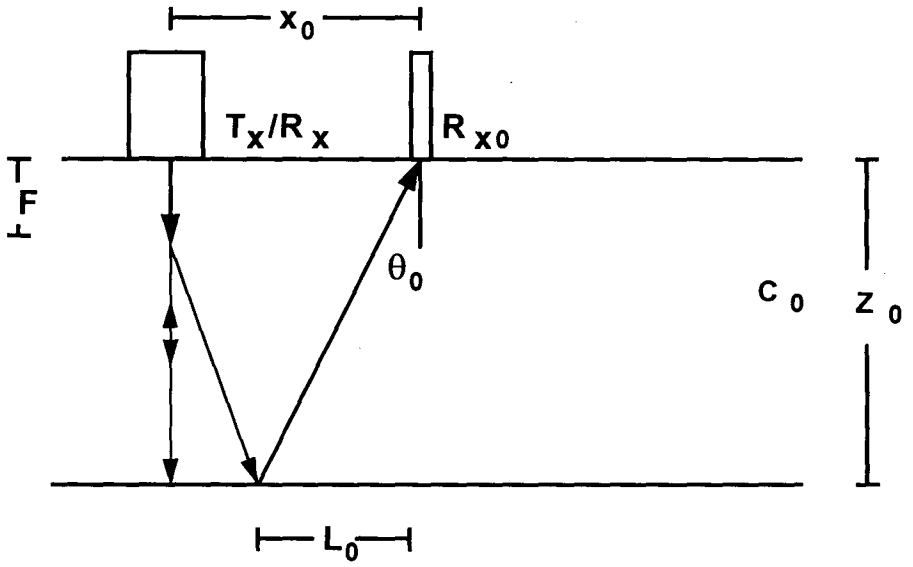


Figura 3. Trajetória dos raios proposta pela formulação B, para um meio com 1 camada.

Sendo T_0 e T_1, respectivamente, os tempos de chegada dos ecos em T_x e R_{x0}, pode-se escrever, por considerações geométricas na figura:

$$T_0 = \frac{2 \cdot Z_0}{C_0} \tag{13}$$

e

$$T_1 = \frac{F}{C_0} + \frac{2 \cdot Z_0 - F}{C_0 \cdot \cos\theta_0} \tag{14}$$

onde $\cos\theta_0$ e L_0 são os mesmos das equações (3) e (4). Dividindo-se T_1/T_0 obtém-se uma expressão independente de C_0, onde o valor de Z_0 pode ser explicitado:

$$Z_0 = \frac{F}{2} + \frac{1}{2} \cdot \sqrt{F^2 + X_0 \cdot \frac{(T_1/T_0)+1}{(T_1/T_0)-1}} \tag{15}$$

e, após conseguido o valor de Z_0, a velocidade C_0 pode ser obtida diretamente da equação (13):

$$C_0 = \frac{2 \cdot Z_0}{T_0} \tag{16}$$

No procedimento experimental as distâncias X_0 e X_1 são conhecidas e os tempos T_0 e T_1 são medidos. Pelos motivos já expostos para a formulação A, assumir-se-á que o valor de F é conhecido.

Para o caso em que o meio é composto de (n+1) camadas, conforme figura 4, as equações (15) e (16) podem ser generalizadas, seguindo os mesmos princípios, dando como resultado:

$$Z_n = \frac{1}{2}\sqrt{\frac{X_0{}^2}{(T_1'/T_0')^2-1}} + \frac{F}{2} - \sum_{i=0}^{n-1} Z_i \tag{17}$$

$$C_n = \frac{2 \cdot Z_n}{T_1 - \sum_{i=0}^{n-1} \frac{2 \cdot Z_i}{C_i}} \tag{18}$$

onde,

$$\cos\theta_0 = \frac{\sum_{I=0}^{n} 2Z_i - F}{\sqrt{(\sum_{i=0}^{n} 2Z_i - F)^2 + X_0{}^2}} \tag{19}$$

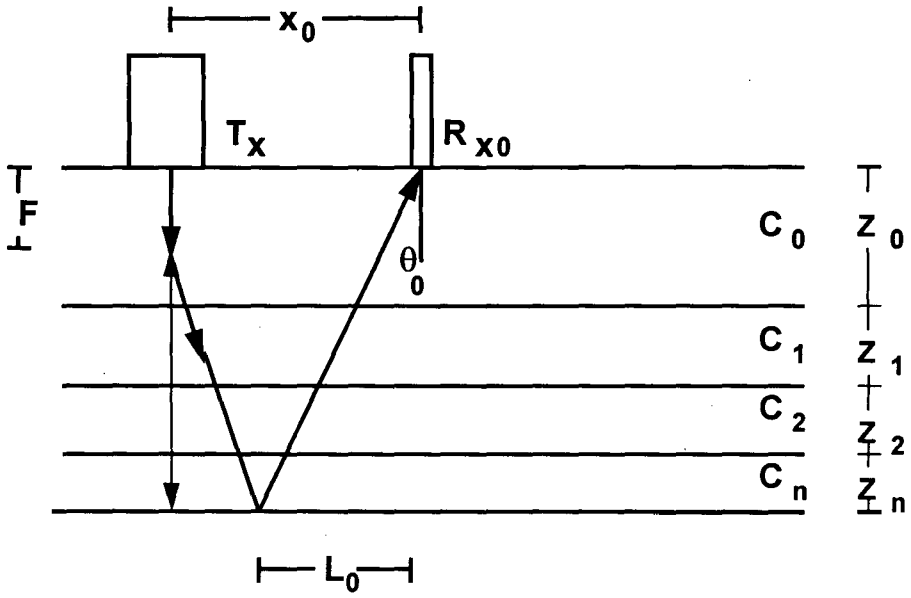


Figura 4. Trajetória dos raios proposta pela formulação B, para um meio com (n + 1) camadas.

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Transdutores

O transdutor utilizado para emissão dos pulsos é fabricado pela AEROTECH (E.U.A.), código CT19EL e suas características são: formato circular com 19 mm de diâmetro, face plana, frequência de ressonância de 1,9 MHz e região focal longa (entre 60 mm e 120 mm da face). Este transdutor também foi utilizado como receptor para a Formulação B.

Como receptor foi utilizado um hidrofone miniatura de PVDF, com 0,6 mm de diâmetro de face (MEDICOTEKNISK INSTITUT, Dinamarca), com resposta plana de 1 MHz a 10 MHz e lobo principal com ângulo de 30°.

Montagem do experimento

A figura 5 ilustra o esquema experimental utilizado. No tanque acústico, estão imersos, em água, o T_x, o R_x e o "phantom" que consiste de um disco de alumínio de 60 mm de espessura e 120 mm de diâmetro. O R_x está conectado ao braço móvel do tanque que é controlado por um motor de passo (resolução: 0,225 mm/passo). Este controla a distância T_x-R_x para a recepção do eco (Proãno-Apolo,1987).

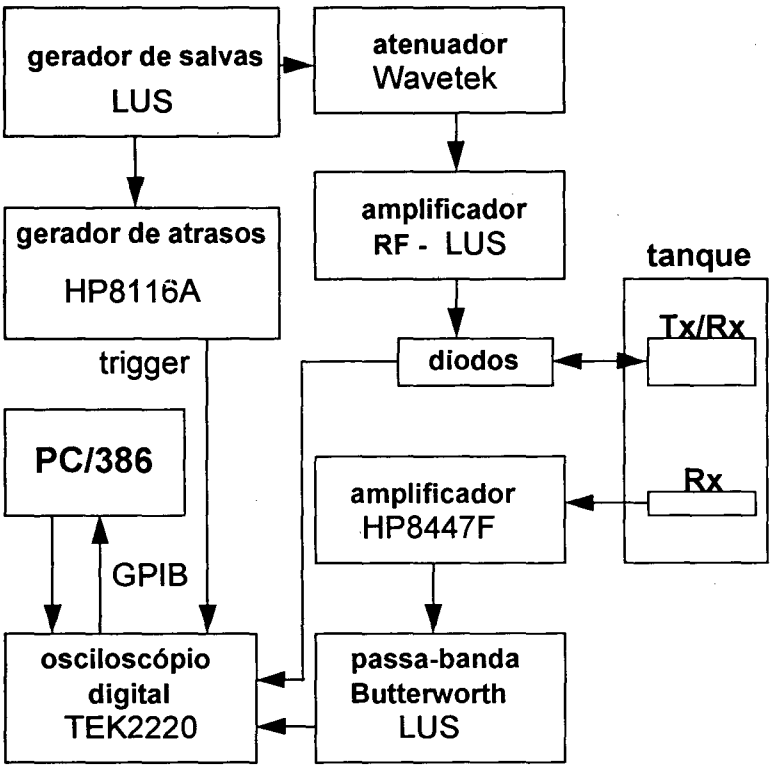


Figura 5. Esquema da montagem experimental.

O gerador de salvas emite pulsos de cerca de 3 μs de duração, contendo quase 6 ciclos completos de senóide de 1,9 MHz. O atenuador controla o ganho de entrada do amplificador de RF, mantendo a amplitude de excitação ao redor de 100 V (pico-a-pico). Os diodos servem para suprimir flutuações da linha de base, provocada pela portadora, após a emissão de cada pulso. O gerador de atrasos tem a função de sincronizar a varredura do osciloscópio com a excitação do T_X, permitindo a seleção dos ecos a serem digitalizados para cada camada.

O pulso de US se propaga e sofre reflexão na interface água/alumínio e alumínio/água. Essas reflexões são captadas pelo próprio T_X (sem amplificação adicional) e pelo R_X. O eco que chega em T_X é digitalizado no osciloscópio (TEKTRONIX, TEK 2220) e transferido para arquivo em disco no microcomputador, via interface GPIB. Já o eco que chega em R_X sofre um ganho de 45 dB, uma filtragem Butterworth para diminuição do nível de ruído e, então, é digitalizado e armazenado em disco.

Um total de 8 experimentos com essa configuração foi realizado. A distância transdutor-"phantom" variou entre 143 e 152 mm. Para cada experimento o R_X foi colocado em 10 posições

diferentes, separadas por 2,25 mm, cada (10 passos). A menor distância T_x-R_x foi de cerca de 15 mm e a máxima 35 mm.

Implementação das equações

As formulações A e B foram implementadas em FORTRAN (Microsoft Inc.) em um microcomputador da linha 386 IBM-PC compatível. Os ecos foram digitalizados a 512 MHz , gerando arquivos de 4096 pontos.

Para a formulação A, é importante ressaltar que as equações (7) e (9) só precisam de um par de tempos de chegada (T_0,T_1) para estimar a espessura da camada (Z_0 e Z_n, respectivamente). Assim, como foram obtidos 10 tempos de chegada para cada experimento, o primeiro deles foi fixado como sendo o tempo de chegada de referência T_0 e cada um dos 9 outros foi considerado separadamente como o valor do segundo tempo de chegada T_1. Portanto, 9 pares (T_0, T_1) foram obtidos. Para a determinação dos valores dos 9 tempos de chegada (T_1's) foi promovida a correlação cruzada do eco da posição de referência X_0 com cada um dos ecos das outras 9 posições de R_x. Foram utilizadas janelas de correlação de 3,0; 3,5 e 4,0 μs de duração. Assim, para cada experimento foram obtidas 9 estimativas de espessura e velocidade do US para cada janela de correlação, e seus valores médios utilizados como resultado final.

Para a formulação B, da mesma forma que para a anterior, as equações (15) e (17) só precisam de um par de tempos de chegada (T_0, T_1) para estimar a espessura da camada (Z_0 e Z_n, respectivamente). Porém, o valor do tempo de chegada T_0 se refere necessariamente ao eco recebido pelo próprio transmissor T_x. Portanto, os outros 10 tempos de chegada referentes às 10 posições de R_x foram utilizadas individualmente, como o tempo de chegada de T_1, fazendo assim, 10 pares de valores (T_0, T_1). As mesmas 3 janelas de correlação foram utilizadas para estimar os tempos de chegada de cada uma das 10 posições de R_x. Assim, para cada experimento foram obtidas 10 estimativas de espessura e velocidade do US, para cada tabela de correlação. A média dessas 10 estimativas foi utilizada como resultado final.

RESULTADOS

Segundo os modelos desenvolvidos, os experimentos têm que ser considerados como sendo um meio de duas camadas. A primeira é a camada de água que vai da face dos transdutores até a face do "phantom". A segunda é o "phantom" propriamente dito. Assim sendo, nos oito experimentos realizados, a camada de água teve espessura variando entre 143-152 mm e a de alumínio manteve-se, evidentemente, com o valor fixo de 60 mm. Esses valores serviram de referência para comparar as estimativas de espessura dos modelos. Já os valores de referência para as velocidades do US foram calculados para cada experimento (Pereira, 1992), pois eles sofrem certa variação de acordo com o alinhamento entre os transdutores e o "phantom". Esses valores se situaram ao redor dos publicados em bibliografia (Selfridge,1985), sendo para a água a 25° C, 1.500 m/s e, para o alumínio, 6.420 m/s.

Durante o processamento dos ecos, foi utilizado nas equações, um valor fixo para o FOCO PONTUAL que havia sido calculado separadamente para o T_x (Pereira, Simpson e Machado,1992). Entretanto, um estudo das condições de alinhamento do experimento, evidenciou a necessidade de se

fazer uma correção no valor do foco. Como pode ser visto na figura 6, se o plano dos transdutores T_x-R_x está perfeitamente em paralelo com o plano refletor, segundo a Lei de Snell (reflexão especular), surgirá um FOCO VIRTUAL (localizado atrás do plano refletor), na posição f_0. Se o plano gira em torno de um ponto P, a posição do foco virtual passa a ser f_1 se o ângulo θ for negativo, ou f_2 se θ for positivo.

Do ponto de vista de R_x, os ecos recebidos são provenientes, não do transdutor transmissor que está ao seu lado, mas de um transdutor transmissor que estaria localizado ATRÁS do plano refletor, com um foco em f_0, f_2 ou f_1 (por exemplo), dependendo do alinhamento entre o plano T_x-R_x e o plano refletor. Assim, cada experimento tem seu próprio foco virtual, que é utilizado nas equações no lugar do foco real e foi estimado pelo mesmo Método de Mínimos Quadrados Bi-dimensional, aplicado para o foco real. Na prática, tanto o foco real quanto o virtual foram utilizados nas equações para efeito de comparação dos resultados.

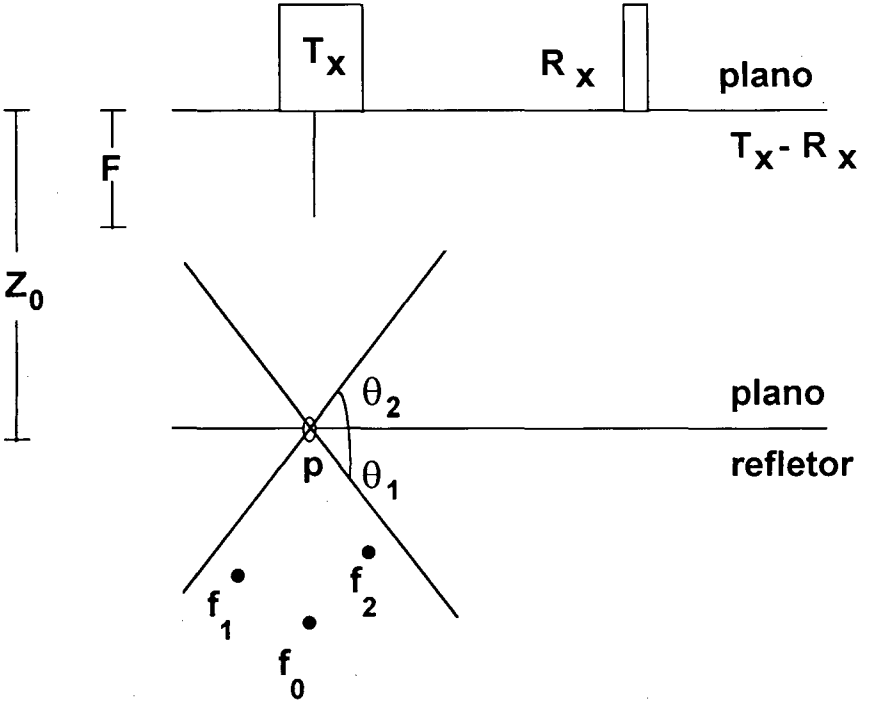


Figura 6. Posição do foco virtual, conforme o alinhamento entre o plano dos transdutores e o do alvo.

Lembrando que as equações são recursivas, os ecos foram processados pelas formulações A e B, segundo o esquema a seguir:

a) Camada 1: Água (Não há camada anterior)

ESPESSURA e VELOCIDADE do US
- com FOCO REAL
- com FOCO VIRTUAL

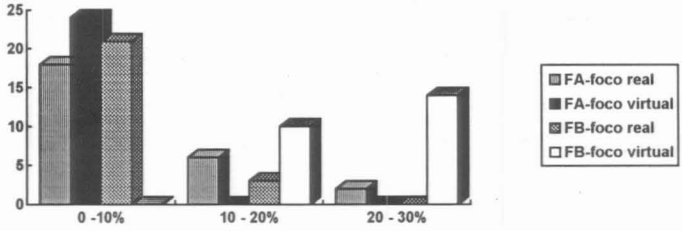
b) Camada 2: Alumínio (Há camada anterior : água)

ESPESSURA e VELOCIDADE do US
- com FOCO REAL
  - Valores REAIS da Camada Anterior
  - Valores ESTIMADOS da Camada Anterior
- com FOCO VIRTUAL
  - Valores REAIS da Camada Anterior
  - Valores ESTIMADOS da Camada Anterior

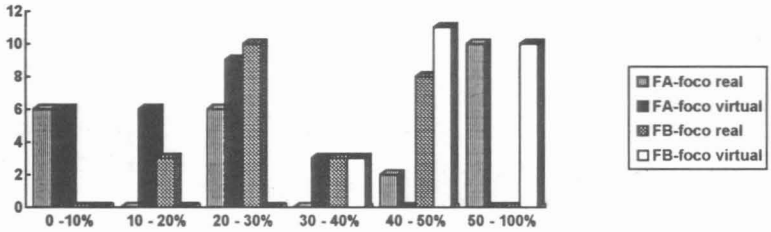
A seguir estão apresentados os histogramas I, II e III que representam os erros percentuais das estimativas de espessura para cada camada. As estimativas de velocidade do US tiveram histogramas similares.

Os histogramas IV e V apresentam o coeficiente de variação percentual obtido para as estimativas de espessura da camada de alumínio. Um histograma similar pode ser obtido para a camada de água.

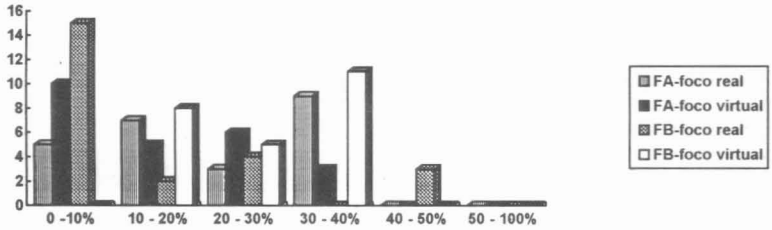
Histograma I. Erros percentuais das estimativas de espessura da camada de água.



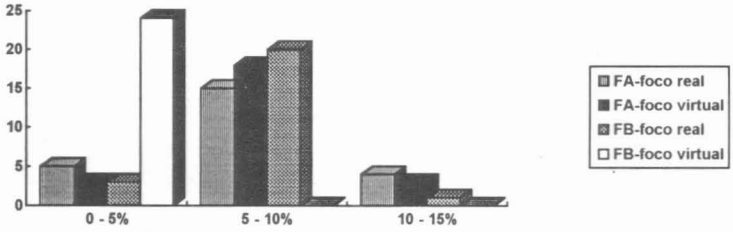
Histograma II. Estimativas de erros percentuais da espessura da camada de alumínio, com valores REAIS da camada anterior.



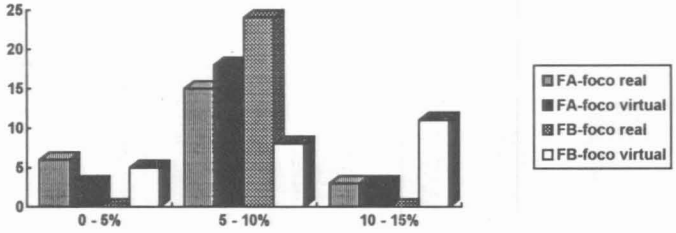
Histograma III. Estimativas de erros percentuais da espessura da camada de alumínio, com valores ESTIMADOS da camada anterior.



Histograma IV. Coeficientes de variação percentual da estimativa de espessura de DTC (camada de alumínio + água), com valores REAIS da camada anterior.



Histograma V. Coeficientes de variação percentual da estimativa de espessura de DTC (camada de alumínio + água), com valores ESTIMADOS da camada anterior.



CONCLUSÃO

A análise dos histogramas I, II e III permite concluir que:

- Observando o foco virtual, os histogramas tendem a ser mais concentrados em torno de classes de menores erros percentuais para a formulação A que para a B. Uma explicação para isso pode ser obtida se forem comparadas as equações 7 e 15. Na primeira (FA), o foco está presente no numerador e no denominador. Já na equação 15, o mesmo se encontra apenas no numerador. Isso pode ser entendido da seguinte forma: para a FA, os erros cometidos nas estimativas do foco tendem a se cancelar, enquanto que para FB, isso não ocorre.

- Ainda para a FA, o foco VIRTUAL tende a ser mais adequado que o foco REAL, pois gerou histogramas menos dispersos ao redor das classes de menores erros percentuais. O foco VIRTUAL atua, portanto, na FA, como um foco EFETIVO, relegando o foco REAL a um segundo plano.

- As estimativas realizadas com os valores ESTIMADOS da camada anterior (histograma III) também geraram histogramas mais concentrados ao redor das classes de menores erros percentuais. Isso poderia ser devido ao fato de que, para cada experimento, o alinhamento utilizado para as estimativas da camada de água ser o mesmo para a camada de alumínio. A tendenciosidade do alinhamento é a mesma para ambas. Assim, os erros cometidos nas estimativas para a camada de água seriam mais favoráveis às estimativas da camada de alumínio que se fossem utilizados os valores REAIS da camada de água.

- O histograma de menor dispersão ocorre, para a FA, quando se combina foco virtual e camada anterior estimada, ou seja, ambas as tendências detectadas como favoráveis (histograma III). Já para a FB, o histograma menos disperso ocorre para camada anterior estimada e foco real, ou seja, confirma a maior sensibilidade da FB em relação às estimativas de foco.

Na maioria dos histogramas (I, II e III) há uma tendência dos erros situarem-se na faixa de 0 até 30 %, o que corresponde a uma variação ainda elevada se comparada a outras técnicas de mapeamento que não por US. Há dois fatores básicos que influenciam nesse percentual: a qualidade do alinhamento entre os elementos do experimento e a relação sinal/ruído dos ecos. Atualmente está se buscando a adequação dessas condições para a melhoria da exatidão das estimativas. Há também a qualidade das estimativas do foco que não é objeto desse trabalho e que influencia no comportamento de ambas as formulações.

Comparando FA com FB em termos de acurácia, o exame dos histogramas I, II e III mostra que a primeira é mais exata para o foco virtual e a segunda o é para o foco real. Isso pode ser consequência da sensibilidade de FB para o foco, citado previamente. Já pelos histogramas IV e V, com os coeficientes de variação, pode-se verificar que não há uma superioridade evidente na precisão das estimativas de nenhuma das formulações. Em geral, a precisão concentra-se na classe de 5 a 10%.

REFERÊNCIAS

CAI, A., SUN, J. e WADE, G. (1992), "Imaging the Acoustic Nonlinear Parameter with Diffraction Tomography" , *IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control,* Volume 39, Number 6, pages 708 - 714.

DEVANEY, A.J. (1983), "A Computer Simulation Study of Diffraction Tomography", *IEEE - Transactions on Biomedical Engineering*, Volume BME - 30, Number 7, pages 377 - 386.

DINES, K.A. e GOSS, S.A. (1987), "Computed Ultrasonic Reflection Tomography", *IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, Volume UFFC - 34, Number 3, pages 309 - 318.

KAK, A.C. (1979), "Computerized Tomography with X - Ray, Emission and Ultrasound Sources", *Proceedings of IEEE*, Volume 67, Number 4, pages 1245 - 1272.

KIM, D. ; GREENLEAF, J.F. e SEHGAL, C. M. (1990), "Ultrasonic Imaging of The Nonlinear Parameter B/A: Simulation Studies to Evaluate Phase and Frequency Modulation Methods", *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 16, Number 2, pages 175 - 181.

LIU, D.L. (1991), "Sound Velocity Inversion in Layered Media with Band - Limited and Noise Corrupted Data", *IEEE - Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 38, Number 10, pages 1042 - 1047.

MUELLER, R.K.; KAVEH, M. e WADE, G. (1979), "Reconstructive Tomography and Applications to Ultrasonics", *Proceedings of the IEEE*, Volume 67, Number 4, pages 567 - 587.

OPHIR, J.; YAZDI, Y, LIN, T.S. e SHATTUCK, D.P. (1989), "Optimization of Speed of Sound Estimation from Noisy Ultrasonic Signals", *IEEE - Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, Volume 36, Number 1, pages 16 - 24.

PEREIRA, W.C.A. (1992), *Método Ultra-sônico de Pulso - Eco para a Determinação Simultânea da Velocidade de Propagação da Onda e Espessuras em Meios Multicamadas*, Tese de Doutorado do Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

PEREIRA, W.C.A.; SIMPSON, D.M. e MACHADO, J.C. (1992), "An Estimator of Focal Position based on Geometric Acoustics", *IEEE - Ultrasonics Symposium*, pages 323 -325.

PROÃNO-APOLO, G.V. (1987), *Mapeamento Computadorizado do Campo Ultra-sônico*, Tese de Mestrado do Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

ROBERTS, B.A. e KAK, A.C. (1985); "Reflection Mode Diffraction Tomography", *Ultrasonic Imaging*, Volume 7, pages 300 - 320.

SELFRIDGE, A.R. (1985), "Approximate Material Properties in Isotropic Materials", *IEEE - Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Volume 32, Number 3, pages 381 - 394.

SHUNG, K.K. (1990); *Noninvasive Techniques in Biology and Medicine*, First Edition,S.E. Freeman; E. Fukushima and E.R. Greene Editors, San Francisco Press, San Francisco, U.S.A., pages 205 - 217.

GEOMETRICAL ACOUSTICS ULTRASONIC PROPAGATION MODELS : A COMPARISON OF PERFORMANCE

A. V. D. GRECO[1] , W. C. A. PEREIRA[2] and J. C. MACHADO[2]

ABSTRACT -- Although Ultrasound (US) has been used with great diagnostic value in clinical routine, the comprehension of the interaction between US and biological tissues still has a way to go. Concerning clinical applications, a quantitative mapping of the ultrasonic parameters (atenuation, absorption, velocity of propagation, for instance) of biological tissues is in its initial stage. Then, using the principles of geometrical acoustics, it is possible to create mathematically simple equations and plan experiments whose variables can be better controlled. This work presents a performance comparison of two models of propagation of US based on geometrical acoustics. The parameters in study are the thicknesses and velocities of US in layered media. It is presented results with an aluminum phantom of 60 mm of thickness and a diameter of 120 mm. The phantom is submitted to bursts of sinusoidal waves of 1.9 MHz and 3ms (duration). Most of the estimatives presents errors between 0 and 30%. Possible sources of errors, models' performances and modifications are discussed in order to carry on with this work.

Key-Words: Geometrical Acoustics, Velocity Mapping, Ultrasonic Tomography .

1 Graduate Student - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, Brasil

2 Associate Professors - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
E-mails: wagner@serv.peb.ufrj.br, jcm@serv.peb.ufrj.br