

MODELO MISTO DE PROPAGAÇÃO ULTRA-SÔNICA PARA ESTIMAÇÃO SIMULTÂNEA DA ESPESSURA E VELOCIDADE DA ONDA EM MEIOS MULTICAMADAS

A. V. D. Greco¹, W. C. A. Pereira² e J. C. Machado²

RESUMO -- O ultra-som (US) com aplicações biomédicas faz parte da rotina clínica há mais de 20 anos. É um método não-invasivo que aparentemente não é prejudicial à estrutura investigada. Os equipamentos comerciais apresentam imagens qualitativas e possuem certas limitações quando comparadas a outras técnicas de radiação (raio-X, p. ex.). Para obter imagens quantitativas é necessário precisamente se investigar estimadores de parâmetros como a velocidade do ultra-som, a atenuação e a absorção. Este trabalho apresenta um modelo pulso-eco para estimar *simultaneamente* espessuras e velocidades da onda em meios multicamadas, podendo ter aplicação no estudo de tecidos biológicos estratificados, como a pele, p. ex. As estimativas desses parâmetros são determinadas através de equações recursivas baseadas em acústica geométrica. Para testar a viabilidade do modelo, empregou-se como transmissor, um transdutor cerâmico de 8,65 MHz focalizado com lentes móveis (cônica e esférica); e como receptor, um hidrofone de PVDF. Experimentalmente, foram investigadas três camadas paralelas: duas do "phantom" (corpo de prova), mais a de água, onde todo o sistema fica submerso. A acurácia das estimativas é aceitável para a primeira camada (em torno de 5%) e piora conforme se analisa as demais. A precisão se mantém entre 0 e 10%. Isso mostra a potencialidade do modelo e sugere uma avaliação mais completa do mesmo. As causas desses erros são investigadas e sugeridas algumas modificações.

Palavras-chave: Tomografia Ultra-Sônica, Método Pulso-Eco, Acústica Geométrica.

INTRODUÇÃO

A utilização do ultra-som tem se estendido pelas mais diversas áreas científicas. É notório o seu destaque em Medicina no auxílio ao diagnóstico. Com o surgimento de novos tipos de transdutores e o aperfeiçoamento das técnicas de processamento digital, torna-se possível investigar vários órgãos e tecidos biológicos com o US, inclusive estruturas microscópicas (Ye *et alii*, 1995). De acordo com as dimensões e profundidade do órgão em análise, o equipamento de US pode operar numa faixa de 1-150 MHz, em consequência do compromisso entre frequência, resolução e atenuação do pulso ultra-sônico.

¹ Aluna de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, Caixa Postal 68510, CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, E-mail: valeria@serv.peb.ufrj.br

² Professor Adjunto, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.

Os modelos de propagação do ultra-som em meios multicamadas baseados em acústica geométrica têm atraído a atenção da comunidade científica, devido à sua simplicidade matemática. A teoria de acústica geométrica supõe que os raios do feixe ultra-sônico se propagam em linha reta. No entanto, as ondas mecânicas sofrem grande influência de fenômenos como refração, atenuação, etc., sendo por vezes, necessário integrá-los ao modelo. Ao considerar tecidos biológicos, a propagação do US é complexa, pois a estrutura não é homogênea (Kini e Dhawan, 1994).

Este trabalho apresenta um novo modelo de propagação do US baseado em acústica geométrica. Ele permite a obtenção das espessuras e velocidades do US em meios multicamadas, a partir dos ecos recebidos pelo próprio transdutor transmissor e por um receptor posicionado ao seu lado. Com o objetivo de investigar estruturas de espessuras inferiores a 10 mm, utiliza-se um transdutor de 8,65 MHz focalizado por lentes de epóxi (cônica e esférica) e espécimens de duas camadas imersos em um tanque com água.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Como o modelo de propagação do US proposto neste trabalho baseia-se nos princípios de acústica geométrica, a hipótese básica necessária à sua aplicação é que o comprimento de onda do US seja muito menor que as dimensões físicas dos elementos envolvidos na geração do mesmo: transdutores e meio de propagação (Kinsler *et alii*, 1982). Considera-se também, que o meio de propagação seja homogêneo e de geometria regular. Esse modelo é denominado misto, pois utiliza os ecos recebidos pelo próprio transdutor transmissor (T_x) e por um receptor (R_x) posicionado paralelamente a ele. A partir dos tempos de chegada dos ecos obtém-se o valor da velocidade do US e da espessura da camada. O modelo emprega um transdutor transmissor focalizado, cujo foco se localiza na primeira camada. Com isso, os raios ultra-sônicos partem da face do transmissor, concentrando-se no ponto focal e depois divergem. A focalização é considerada forte se a razão entre o comprimento do campo distante e o foco gerado pela lente é superior a 3 (Ichinose, 1992). Além disso, o foco do modelo não está necessariamente, ao longo do eixo principal, o que proporciona um foco com duas coordenadas de posição: (F_x, F_z). Na recepção, emprega-se um hidrofone pontual. A figura 1(a) ilustra o modelo para um meio com apenas uma camada. A figura 1(b) apresenta o modelo misto de propagação do US generalizado para um meio multicamadas.

Matematicamente, os tempos de chegada dos ecos em T_x/R_x e R_x (T_0 e T_1 , respectivamente), podem ser equacionados de acordo com o caminho geométrico do feixe. De acordo com a figura 1(a), segue a análise para uma camada:

$$T_0 = \frac{2 \cdot Z_0}{C_0} \quad (1)$$

$$T_1 = \frac{F_z}{C_0} + \frac{2 \cdot Z_0 - F_z}{C_0 \cdot \cos \theta} \quad (2)$$

onde $\cos \theta$ é obtido através das Leis da Reflexão e por semelhança de triângulos (equação (3)).

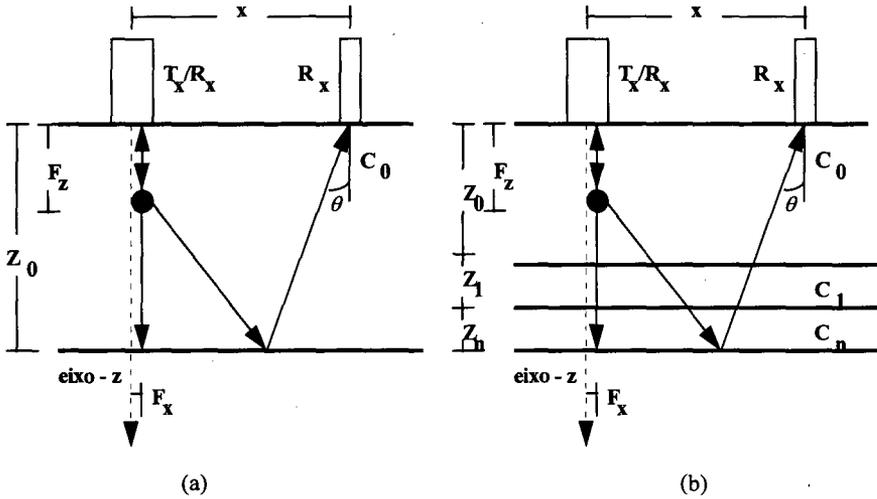


Figura 1 - Trajetória do feixe de US proposta pelo modelo misto. (a) Em uma camada. (b) Em n + 1 camadas. T_x/R_x : transdutor transmissor/receptor; R_x : transdutor receptor; X : distância T_x-R_x ; F_x : abscissa do foco de T_x ; F_z : ordenada do foco de T_x ; Z : distância T_x -alvo (T_x -fundo da camada); c : velocidade do US no meio; θ : ângulo raio-eixo principal de R_x .

$$\cos \theta = \frac{2 \cdot Z_0 - F_z}{\sqrt{(2 \cdot Z_0 - F_z)^2 + (X - F_x)^2}} \tag{3}$$

Dividindo-se T_1 por T_0 obtém-se uma expressão para a espessura da camada Z_0 , independente do valor da velocidade (c) do US no meio.

$$Z_0 = \frac{F_z}{2 \cdot [(T_1 / T_0) + 1]} \pm \frac{l}{2 \cdot [(T_1 / T_0) + 1]} \sqrt{F_z^2 + (X - F_x)^2 \cdot \frac{(T_1 / T_0) + 1}{(T_1 / T_0) - 1}} \tag{4}$$

A equação (4) apresenta duas soluções para Z_0 : uma positiva e outra negativa. O termo dentro da raiz da equação (4) é superior a F_z ($T_1/T_0 > 1$). Isto significa que o caminho geométrico do feixe até o receptor é sempre maior que para o próprio transmissor. Só será levada em consideração a raiz positiva, pois fisicamente não faz sentido existir uma espessura de camada negativa. Para obter C_0 , basta recorrer à equação (1). Os parâmetros X , F , T_0 e T_1 são obtidos experimentalmente. Expandindo o desenvolvimento das equações anteriores para um meio com $n + 1$ camadas, obtêm-se as seguintes expressões para os tempos de chegada:

$$T_0 = \sum_{i=0}^n \frac{2 \cdot Z_i}{c_i} \tag{5}$$

$$T_1 = \frac{F}{C_0} + \frac{2 \cdot Z_0 - F}{C_0 \cdot \cos \theta} + \frac{\sum_{i=1}^n \frac{2 \cdot Z_i}{c_i}}{\cos \theta} \quad (6)$$

$$\cos \theta = \frac{\sum_{i=0}^n 2Z_i - F_z}{\sqrt{(2Z_i - F_z)^2 + (X - F_z)^2}} \quad (7)$$

Neste caso, a razão T_1/T_0 gera uma equação dependente da espessura e da velocidade. É necessário fazer uma mudança de variável, de modo a obter uma expressão para Z_n (espessura da camada n) dependente somente dos parâmetros previamente conhecidos (X , F , T_1 e T_0). Basta retirar de ambos os lados das equações (5) e (6) a parcela F/C_0 e definir os parâmetros T'_1 e T'_0 como nas expressões (8). Dividindo-se T'_1 por T'_0 , obtém-se uma expressão muito simples (equação (9)):

$$T'_0 = T_0 - \frac{F}{C_0} \quad \text{e} \quad T'_1 = T_1 - \frac{F}{C_0} \quad (8)$$

$$\frac{T'_1}{T'_0} = \frac{1}{\cos \theta} \quad (9)$$

A partir das equações (9) e (7) determina-se uma expressão para Z_n . A velocidade do US na n -ésima camada é obtida através da equação (6). As equações (10) e (11) são recursivas, pois dependem de estimativas obtidas para camadas anteriores. Note-se a simplicidade matemática do modelo. A obtenção da espessura de uma dada camada depende somente da resolução de uma equação do segundo grau.

$$Z_n = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(X - F_z)^2}{(T'_1/T'_0)^2 - 1}} + \frac{F_z}{2} - \sum_{i=0}^{n-1} Z_i \quad (10)$$

$$C_n = \frac{2 \cdot Z_n}{T_0 - \sum_{i=0}^{n-1} \frac{2 \cdot Z_i}{C_i}} \quad (11)$$

MATERIAIS E MÉTODOS

Transdutores

A figura 2 apresenta o transdutor T_x/R_x (8,65 MHz), que foi fabricado no Laboratório de US do Programa de Engenharia Biomédica (LUS). Note-se a presença de um circuito casador de impedância acoplado ao transdutor (em zoom). Ele se fez necessário devido à baixa impedância elétrica de T_x na ressonância (12 Ω), comparada à impedância do cabo coaxial (50 Ω). O seu projeto de construção encontra-se em Greco (1995). Como receptor (R_x), empregou-se um hidrofone

miniatura de PVDF, com 0,6 mm de diâmetro de face (MEDICOTEKNISK INSTITUT, Dinamarca), com resposta plana de 1 a 10 MHz. A distância $T_x - R_x$ variou entre 15 mm e 22 mm.

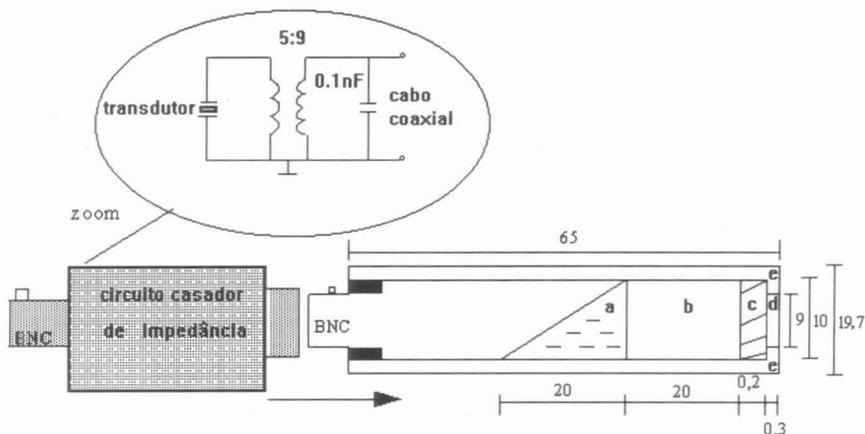


Figura 2. Corte lateral do transdutor transmissor. a: retaguarda de araldite + pó-de-cortiça; b: retaguarda de araldite; c: cerâmica; d: camada frontal de araldite; e: reentrância da carcaça de latão.

Lentes

Para focalizar o transdutor transmissor foram empregadas duas lentes de epóxi, confeccionadas no LUS: uma esférica e uma cônica (vide figura 3). Elas proporcionaram coordenadas distintas para o foco que foram determinadas de acordo com os experimentos descritos em Pereira, Greco e Machado (1995) com o modelo misto. A geometria de cada lente gera um foco com características próprias. A lente cônica atua desviando as ondas acústicas com um mesmo ângulo. Assim, os raios acústicos mais externos se encontram sobre o eixo da lente em pontos mais afastados e aqueles mais internos se interceptam sobre o eixo em pontos mais próximos da lente. Para a lente esférica assume-se que as ondas acústicas da face do transdutor devem percorrer, ao mesmo tempo os raios até o foco. As ondas se encontram em fase no ponto focal. Para ambas as lentes, a focalização é considerada como forte, pois a razão entre o comprimento do campo próximo e o foco gerado pela lente é superior a 2,5. Com isso, garante-se uma grande divergência dos raios de US após o foco. No entanto, esse fato gera, para a lente esférica, grandes variações de pressão nas regiões externas ao foco (Ichinose, 1992).

“Phantom”

Denomina-se “phantom” o corpo de prova utilizado nos testes experimentais. Ele simula a estrutura real a ser investigada (como um “fantasma”). A sua escolha para os experimentos de determinação de espessura e velocidade do US deve ser feita cuidadosamente, dependendo de

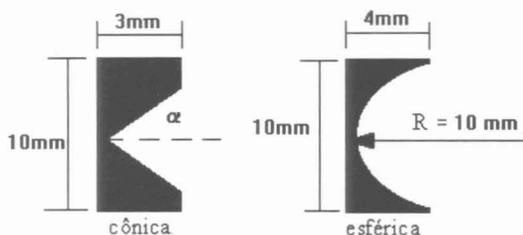


Figura 3. Vista lateral das lentes. α : ângulo interno; R: raio de curvatura.

quatro aspectos fundamentais: a impedância acústica do material, a espessura da camada, a velocidade do US no material e a atenuação. Como o objetivo futuro do LUS é estudar a pele, optou-se por um “phantom” com espessuras “finas” (inferiores a 10 mm). Ele constitui-se de uma camada de álcool isopropílico de 6,5 mm, seguida de uma camada de acrílico de 6,3 mm e uma de alumínio de 7,0 mm. A camada de alumínio é utilizada somente para aumentar a reflexão do eco da interface acrílico-alumínio. Isso se deve à diferença de impedância acústica dos dois materiais. À frente da camada de álcool colocou-se uma película de acetato de 0,15 mm de espessura para separá-lo do meio em que está imerso (água). A figura 4 ilustra a sua montagem. Note-se o ponto de inserção do álcool. A distância transdutor-“phantom” foi de 70 mm.

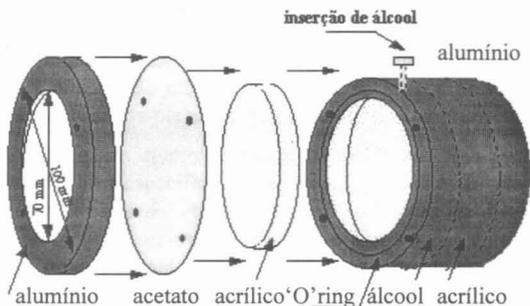


Figura 4 - Vista explodida do “phantom”.

Montagem Experimental

A figura 5 ilustra o esquema experimental utilizado com detalhe da posição dos transdutores dentro do tanque. No tanque acústico, estão imersos em água, T_x , R_x e o “phantom”. O R_x é deslocado manualmente de 10 posições com passo de 2 mm. O gerador de salvas emite pulsos periódicos de 1,5 μ s de duração, a uma taxa de repetição de 1 KHz. O atenuador controla o ganho de entrada do amplificador de RF, mantendo a amplitude de excitação em 100 Vpp. Os diodos suprimem flutuações da linha de base, provocadas pela portadora, após a emissão de cada pulso. O

osciloscópio digital (TEKTRONIX, TDS 420) permite a seleção dos ecos a serem digitalizados para cada camada, através da opção de sincronismo atrasado. As 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 e transferido para um arquivo em disco no microcomputador, via interface GPIB. Já o eco que chega em R_x sofre um ganho de 45 dB e, então, é digitalizado e armazenado em disco.

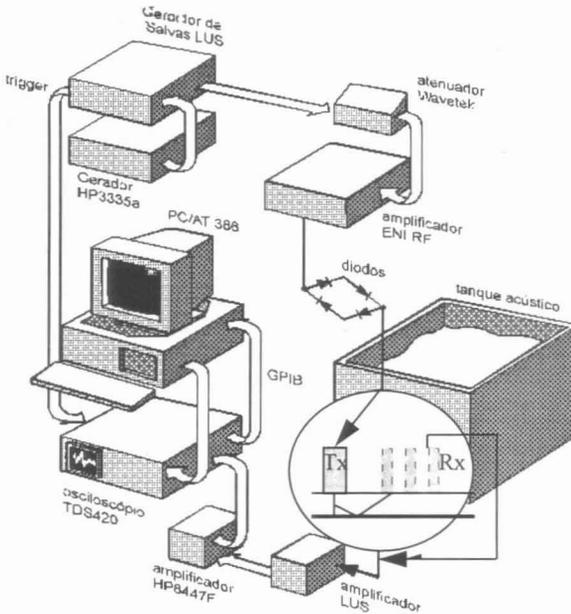


Figura 5 - Diagrama de blocos da montagem experimental.

Implementação das equações

As equações do modelo foram implementadas em FORTRAN 5.1(Microsoft Inc.) em um microcomputador da linha 486 IBM-PC compatível. Os ecos são digitalizados a 2,5 GHz, gerando arquivos de 15000 pontos. Em seguida, são filtrados por um filtro média-móvel, não-causal, de 9, 17 ou 25 pontos. As equações só precisam de um par de tempos de chegada (T_0, T_1) para estimar a espessura de cada camada (Z_0 a Z_n , equação 4). O valor do tempo de chegada T_0 se refere necessariamente ao eco recebido pelo próprio transmissor T_x . Os outros 10 tempos de chegada referentes às 10 posições de R_x foram obtidos por correlação cruzada e utilizados individualmente, como o tempo de chegada de T_1 , fazendo assim, 10 pares de valores (T_0, T_1). Emprega-se uma janela de 2 μ s de largura no eco de referência para evitar que sinais espúrios prejudicassem as estimativas dos 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. Então, faz-se uma média dessas estimativas por experimento. Existe a opção do usuário excluir estimativas

impróprias. A correlação foi o principal critério usado para decidir a exclusão. Baseia-se em dois pontos fundamentais: máximo de correlação visivelmente em posição errada, e estimativa absurda (negativa ou de valor várias ordens de grandeza acima do esperado) gerada por um falso máximo de correlação. O primeiro item se refere à correlação obtida com sinais distorcidos por processos físicos (difração, p. ex.), utilização de janela finita, ruído eletrônico ou sinais com uma relação sinal-ruído inferior a 5 dB. O segundo caso se refere ao erro de "jitter". Ele possui as mesmas causas citadas a priori, só que gera apenas um pequeno deslocamento do máximo de correlação. Isto é, esse ponto de correlação é coerente mas a estimativa é absurda. Esse erro coloca um limite no desempenho da correlação cruzada para estimar atrasos temporais (Walker e Trahey, 1995).

RESULTADOS

Foram realizados 10 experimentos com a lente cônica e 9 com a esférica. Cada experimento gera um conjunto de 10 estimativas de espessura/velocidade, pois são captados os ecos de 10 posições diferentes com o receptor. Como o usuário pode excluir algumas estimativas consideradas errôneas, verifica-se que para a lente cônica têm-se um número máximo de 100 estimativas, e para a esférica, esse número se reduz para 90. Tratando-se de um modelo recursivo, os resultados apresentados utilizam os valores estimados da camada anterior ao invés dos valores reais da mesma. Com isso, tenta-se verificar a capacidade do modelo de evitar a propagação de erros inerentes ao próprio sistema (alinhamento, p. ex.). O erro percentual das estimativas da velocidade do US na água e nas camadas do "phantom" difere das estimativas de espessura, por no máximo, 3 %. Assim, em benefício da análise dos resultados, serão apresentados apenas os histogramas do erro percentual das estimativas de espessura. Na figura 6 apresenta-se a distribuição do erro percentual das estimativas de espessura obtidas para as três camadas citadas. A ordenada do gráfico representa o número de estimativas utilizadas que geraram um certo erro percentual (abscissa).

DISCUSSÃO

Para analisar o potencial do modelo misto é necessário averiguar os seguintes pontos:

1. Um problema do modelo misto é o fato da correlação ser feita entre ecos provenientes de transdutores com resposta em frequência muito diferentes. Mas, aumentando-se a duração da salva de senóide transmitida, "força-se" por mais tempo a frequência do sinal transmitido e os espectros dos sinais passam a ter formato e amplitude muito semelhantes. Há também um aumento na potência eficaz do sinal de excitação, que contribui para melhorar a relação sinal-ruído.
2. Comparando as ondas/ecos com a lente cônica e com a esférica, observou-se que os sinais obtidos com a última são muito distorcidos devido à difração. Todos os experimentos com a lente esférica proporcionaram estimativas com acurácia mais pobre que as encontradas com a lente cônica. Além disso, foi necessário excluir mais sinais na média final de cada experimento. Isso se deve principalmente à focalização forte.

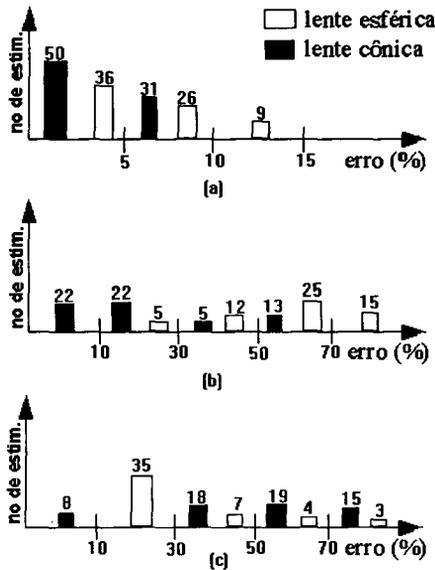


Figura 6 - Estimativas de espessura com o "phantom" de três camadas utilizando lentes: cônica e esférica. (a) Camada de água. (b) Camada de álcool. (c) Camada de acrílico.

3. A acurácia das estimativas de velocidade e de espessura são muito semelhantes. No entanto, em alguns casos, a precisão das estimativas de velocidade é pior, provavelmente devido à natureza recursiva das próprias equações que determinam a velocidade em função de estimativas de camadas anteriores e da espessura da camada atual.
4. Em todas as fases do processamento do sinal, destaca-se a filtragem (via software) na melhoria da relação sinal-ruído. Para os ecos da interface acrílico-alumínio e os captados pelo receptor em posições mais distantes do transmissor, o seu emprego foi decisivo. Caso contrário, mais ecos deveriam ser excluídos da média das estimativas de cada experimento.

CONCLUSÃO

Considerando as limitações dos elementos da montagem experimental, para a lente cônica verificou-se que as estimativas de espessura e velocidade para a camada de água (erros em torno de 5 %) são compatíveis com a literatura. No entanto, para a camada de álcool, os erros estão em torno de 26 %. Os resultados da camada de acrílico pioram a acurácia mas mantêm a precisão. Isso denota que o modelo mantém uma certa coerência, mesmo na perda de qualidade dos sinais e com o aumento do número de camadas. As estimativas possuem boa precisão, pois os coeficientes de variação são abaixo de 10 %. Com a lente esférica, os resultados possuem qualidade inferior (acurácia e precisão). Além disso, mais ecos foram excluídos das estimativas devido a distorções

nas formas das ondas, devido à forte focalização que ela proporciona. Seria interessante implementar esse mesmo modelo com um transdutor do tipo "array" linear (64 elementos, p. ex.). As diferenças entre transmissor e receptor seriam praticamente eliminadas, pois seus elementos são originados a partir de uma mesma cerâmica. Ele também proporcionaria um número maior de ecos por experimento.

REFERÊNCIAS

- ICHINOSE, R. M. (1992). *Projeto e Construção de Lentes para Transdutores Ultra-Sônicos*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UF RJ, Rio de Janeiro.
- KINI, P. and DHAWAN, A. P. (1994). "Noninvasive Imaging and Analysis of Skin Lesions for Early Detection of Cutaneous Malignant Melanoma". *Biomedical Instrumentation and Technology*, p. 209 - 219, May/June.
- KINSLER, L. E., FREY, A. R., COPPENS, A. B. and SANDERS, J. V. (1982). *Fundamentals of Acoustics*. Third Edition, New York: John Wiley & Sons, p. 98 - 115.
- GRECO, A. V. D. (1995). *Modelo Misto de Propagação do Ultra-som em Meios Multicamadas Baseado em Acústica Geométrica*: Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UF RJ. Rio de Janeiro.
- PEREIRA, W. C. A and MACHADO, J. C. (1992). "Ultrasonic Focused Pulse-Echo Method for Determination of Propagation Velocity and Layer Thickness of Multilayered Media". *Proceedings of 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biological Society*. Paris. part 5 of 7, p. 2110 - 2111.
- PEREIRA, W. C. A., GRECO, A. V. D. e MACHADO, J. C. (1995). "Método de Mínimos Quadrados Baseado em Acústica Geométrica para a Estimativa do Ponto Focal de Feixes Ultra-Sônicos". *Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica*. v. 11, n. 2, p. 55-73.
- YE, S. G., HARASIEWICZ, K. A., PAVLIN, C. J. and FOSTER, F. S. (1995). "Ultrasound Characterization of Normal ocular Tissue in the Frequency Range from 50 MHz to 100 MHz". *IEEE-Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 42, n. 1, p. 8 - 14, Jan.
- WALKER, W. F and TRAHEY, G. E. (1995). "A Fundamental Limit on Delay Estimation Using Partially Correlated Speckle Signals", *IEEE-Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 42, n. 2, p. 301 - 308. Mar.

HYBRID MODEL OF ULTRASOUND PROPAGATION IN MULTILAYERED MEDIA BASED ON GEOMETRICAL ACOUSTICS

A. V. D. Greco¹, W. C. A. Pereira² and J. C. Machado²

ABSTRACT -- Biomedical ultrasound is considered as part of clinical routine for more than 20 years. It's a non-invasive and apparently harmless method. In order to obtain quantitative images, it is necessary to search for estimators of parameters such as ultrasound velocity, attenuation and absorption, for example. This work presents a pulse-echo model that estimates simultaneously velocity of ultrasound and thickness of multilayered media. It could be useful to investigate biological layered tissues, like skin. These estimates are determined by recursive equations based on geometrical acoustics. The experimental setup used to verify the model's viability includes a ceramic transducer (frequency = 8,65 MHz and diameter = 10 mm) as a transmitter, and a PVDF hydrophone (less than 0,6 mm diameter) as a receptor. The transmitter is focused with lenses: conical and spherical. In practice, a phantom with two parallel layers, immersed in water, has been investigated. The accuracy of the estimates is acceptable for the first layer (around 5%), but for deeper layers, it gets worse. The precision remains between 0 and 10% for all layers. The results and the potentiality of the model are discussed here. Based on the data obtained, suggestions for modifying and continuing this work are made.

Keywords: Ultrasonic Tomography, Pulse-Echo Method, Geometrical Acoustics.

¹ D.Sc. Student, Biomedical Engineering Program, COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, P.O. Box 68510, Zip Code 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, Brazil, E-mail: valeria@serv.peb.ufrj.br

² Associate Professor, Biomedical Engineering Program, COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, P.O. Box 68510, Zip Code 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, Brazil.