

MODELO COMPUTACIONAL APLICADO À ANÁLISE DO TIPO DE FRATURA ÓSSEA USANDO ULTRASSOM QUANTITATIVO

P. T. C. R. Rosa*, A. J. F. Pereira*, D. P. Matusin*, M.A. von Krüger e W. C. A. Pereira*

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

e-mail: pcardozo@gmail.com

Resumo: O ultrassom quantitativo (*Quantitative Ultrasound – QUS*) tem sido utilizado para avaliar a condição óssea. Este parte do princípio de que a propagação do ultrassom, é diretamente dependente das propriedades acústicas, mecânicas e termodinâmicas dos meios. Dentre os parâmetros de QUS, o tempo de voo (*Time-of-Flight – TOF*) e a amplitude do primeiro sinal de chegada (*First Arriving Signal – FAS*) vêm se mostrando promissores na avaliação da condição óssea. Cinco tipos de fraturas foram modeladas, transversal, espiculada e oblíqua com angulações de 30, 45 e 60 graus. Os resultados mostraram que existem diferenças entre os TOF e amplitude em cada tipo de fratura, tornando-os parâmetros interessantes na sua discriminação. Como próximas etapas, pretende-se aliar experimentos às simulações para validá-las.

Palavras-chave: Tempo de voo, atenuação, ultrassom quantitativo, fratura óssea

Abstract: *Quantitative ultrasound (QUS) has been used by many researchers to evaluate bone tissue condition. It is based on the idea that propagation is dependent on acoustic, mechanical and thermodynamic properties of the medium. Among the QUS parameters, time-of-flight (TOF) and attenuation of the first arriving signal (FAS) have shown interesting results in the evaluation of bone status. Five fracture geometries have been modeled, transversal, spiculated and oblique, with 30, 45 and 60 degrees. The results have shown differences among TOF and also amplitude values of all fracture types. These parameters have potential to discriminate fracture types. For future works, experimental studies will be performed together with simulations as a validation procedure.*

Keywords: *Time of flight, attenuation, quantitative ultrasound, bone fracture.*

Introdução

Nas últimas décadas, houve avanços em diversas áreas do conhecimento que proporcionaram uma melhoria na qualidade de vida, provocando assim grandes mudanças demográficas. Essas mudanças, decorrentes principalmente dos avanços na medicina, caminham em direção a um envelhecimento da população mundial. Como consequência deste aumento médio de idade populacional, estima-se um crescimento proporcional do número de fraturas ósseas [1].

As formas comumente usadas na avaliação de fraturas são a radiografia convencional e a tomografia computadorizada (*Computerized Tomography – CT*). Nos últimos anos, o ultrassom quantitativo (*Quantitative Ultrasound – QUS*) tem sido proposto como uma nova ferramenta de análise [1,2]. O QUS baseia-se no fato de que a propagação do ultrassom depende das propriedades acústicas do meio e, portanto, é possível retirar informações quantitativas dos ecos captados. Uma variação nestas propriedades reflete uma mudança na propagação da onda. Como vantagens em relação às demais técnicas, podem ser citados o baixo custo, a ausência de radiação ionizante e a portabilidade. Entretanto, ainda há a necessidade de uma compreensão melhor da relação entre os parâmetros extraídos e a condição clínica [1,2].

Fundamentação teórica – Quando uma onda esférica incide em uma interface plana entre um fluido (meio 1) e um sólido (meio 2) semi-infinitos, ocorre um processo complexo de formação de ondas refletidas e refratadas. Devido à diferença de simetria entre a frente de onda e a interface, é conveniente utilizar-se do artifício de expressar matematicamente esta onda esférica por um somatório de ondas planas, por meio da transformada de Fourier bidimensional. Dessa forma, chega-se a uma situação equivalente onde cada uma dessas novas ondas planas incide com um ângulo específico em relação à normal à superfície [3]. No instante em que este ângulo ultrapassa o valor limite, definido pela Equação 1:

$$\text{sen}(\theta_c) = \frac{c_1}{c_2} \quad (1)$$

onde θ_c é o ângulo crítico, c_1 e c_2 são as velocidades longitudinais da onda nos meios 1 e 2 respectivamente, com $c_1 < c_2$, ocorre a formação da onda lateral. Esta onda se propaga pela interface com a velocidade longitudinal do meio 2 e então é irradiada para o meio 1 [3]. As condições para que a onda lateral seja observada como primeiro sinal de chegada (*First Arriving Signal – FAS*) nos receptores foi descrita por Bossy *et al.* [2].

Parâmetros – O tempo de voo e amplitude do FAS são dois dos parâmetros mais utilizados em análises por QUS. O primeiro representa a diferença de tempo entre a emissão e captação dos ecos. Este varia em função da velocidade da onda que, por sua vez, é uma característica do meio [1,2]. O segundo se relaciona à

capacidade do meio em atenuar o sinal, ou mesmo gerar perdas por reflexão e difração em uma interface (por exemplo, quando se avalia uma fratura). Ambos os parâmetros mostraram-se promissores no diagnóstico de fraturas ósseas.

Objetivo – Objetivo deste trabalho é avaliar o comportamento do TOF e amplitude do FAS em cinco tipos de traços de fraturas utilizando modelos numéricos que simulam propagação de ondas.

Materiais e métodos

Modelo numérico – Os modelos numéricos de propagação de ondas em fraturas propostos neste estudo, foram realizados por meio do software comercial Wave2000® (Cyberlogic, New York, NY), que utiliza o método de diferenças finitas no domínio do tempo (*Finite-Difference Time-Domain* – FDTD) para solucionar a equação da onda em duas dimensões, Equação 2:

$$\rho \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} = \mu \nabla^2 w + [\lambda + \mu] \nabla(\nabla \cdot w) \quad (2)$$

onde ρ é a densidade do meio, λ e μ são as primeira e segunda constantes de Lamé, w o deslocamento da partícula de coordenadas genéricas (x,y) e ∇ o operador Nabla [4]. O software permite a entrada das propriedades materiais de duas formas (na Equação 2 representadas por ρ , λ e μ): utilizando a sua biblioteca de materiais ou colocando-os manualmente nos seus respectivos campos.

Crítérios de detecção dos sinais – Uma rotina implementada em Matlab (MathWorks Inc, Natick, MA) foi usada para extrair dos sinais os parâmetros de estudo. Esta utiliza o conceito de derivada para encontrar o primeiro pico do sinal (ponto de interesse), como mostra a Figura 1. Após a detecção utilizam-se os valores de amplitude e tempo de voo deste ponto para a construção das curvas

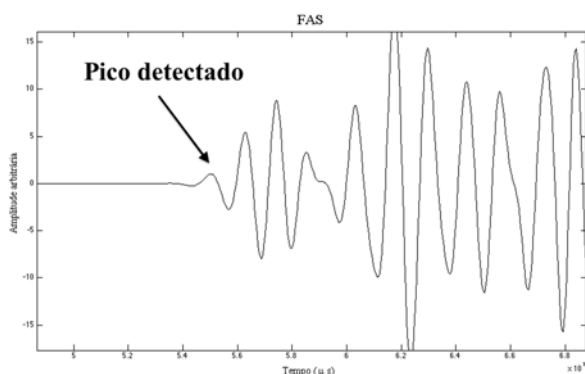


Figura 1: Critério de detecção do FAS: primeiro pico do sinal.

Geometria das simulações – Foram modelados cinco tipos de fraturas diferentes: transversal, espiculada

(contém espículas entre as extremidades) e oblíqua, com angulações de 30, 45 e 60. A Figura 2 esquematiza os modelos descritos acima.

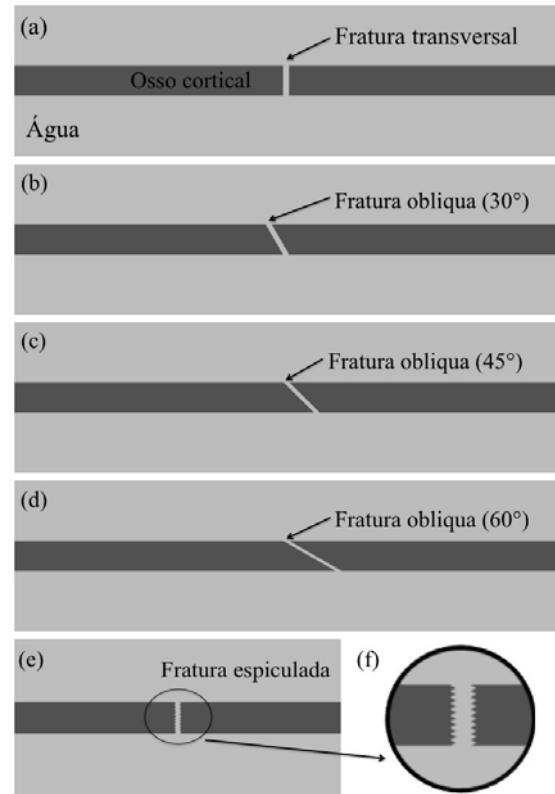


Figura 2: Traços de fratura modelados: (a) fraturas transversal, oblíqua (b) 30°, (c) 45°, (d) 60° e (e) espiculada, com as (f) espículas em destaque.

Em cada caso, o osso cortical (180 mm de comprimento total, 10 mm de espessura e um espaço de fratura de 2 mm entre suas extremidades) foi imerso em um tanque acústico (dimensões 200 x 50 mm). O emissor e os 32 receptores com 3 mm de comprimento, foram posicionados sobre um eixo paralelo e 15 mm acima do eixo principal do osso. Esse desenho experimental é conhecido como transmissão axial (*Axial Transmission* – AT). Os receptores estão espaçados de 1 mm sendo o primeiro deles localizado a 52 mm do emissor (Figura 3).

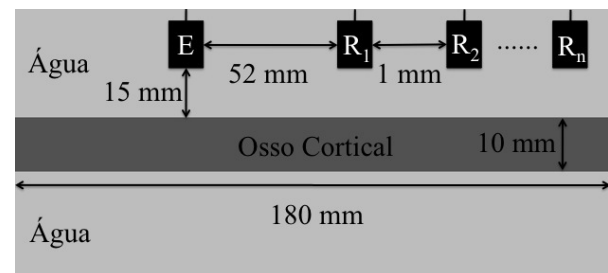


Figura 3: Exemplo de esquema experimental em transmissão axial, assumido pelo modelo numérico: E (emissor) e R_i (receptores).

Parâmetros das simulações – Foi utilizado um pulso gaussiano com 3 μs de duração e frequência central de 1 MHz e discretizações espacial e temporal iguais a 0,2 mm e 0,00436 μs (garantem a estabilidade).

Propriedades elásticas e acústicas – As propriedades elásticas e acústicas utilizadas nas simulações, para mimetizar a água e o osso cortical, estão discriminadas na Tabela 1, retiradas de [5].

Tabela 1: Propriedades elásticas (módulo de Young E razão de Poisson σ) e acústicas (densidade ρ e velocidade longitudinal V_l) dos materiais

Material	ρ (kg/m^3)	E (GPa)	σ	V_l (m/s)
Água	1000	1500
Osso cortical	1850	16,45	0,37	4000

Resultados

A Figura 4 exemplifica a propagação da onda lateral em osso com fratura transversal. Os tempos de voo e amplitudes da onda no último receptor estão na Tabela 2.

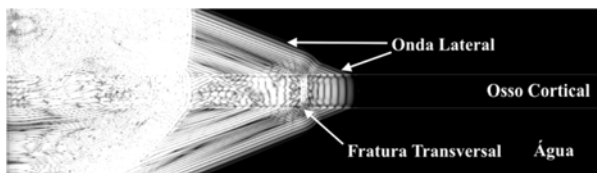


Figura 4: Exemplo da propagação da onda lateral em osso fraturado.

As curvas de tempo de voo e amplitude em função da distância entre a fonte e os receptores, dos cinco tipos de traços de fraturas modelados (transversal, espiculada, oblíqua 30°, 45° e 60°) estão representadas nas Figuras 5 e 6 respectivamente.

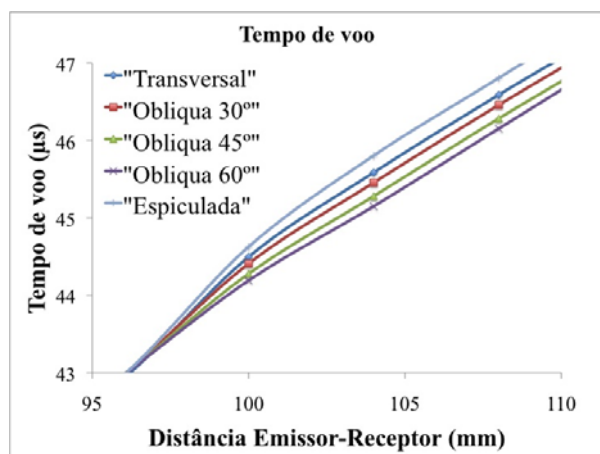


Figura 5: Tempo de voo dos cinco traços de fratura modelados

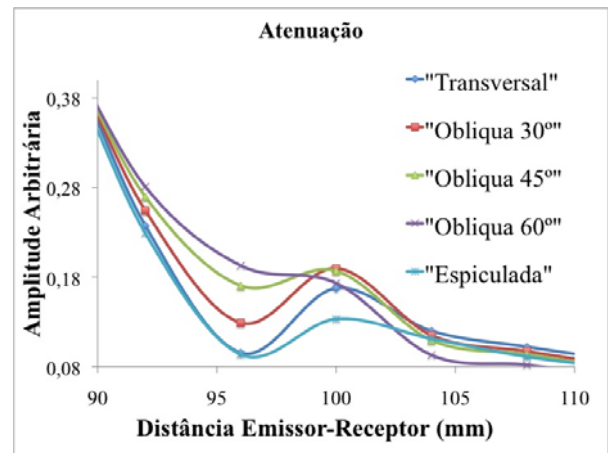


Figura 6: Atenuação dos cinco traços de fraturas modelados.

Tabela 2: Valores de TOF (μs) e amplitude (normalizada pelo valor máximo, que ocorre na fratura transversal) no último receptor.

Fratura	TOF (μs)	Amplitude (%)
Transversal	63,43	100
Oblíqua 30°	63,30	91
Oblíqua 45°	63,17	86
Oblíqua 60°	63,03	68
Espiculada	63,65	89

Discussão

A Figura 4 representa a propagação da onda lateral em osso fraturado. Como descrito anteriormente, esta se propaga pela interface entre os meios com a velocidade de compressão do maior deles, sendo posteriormente irradiada para o meio de menor velocidade. Esta onda é o FAS para as condições de interesse (espessura óssea e distâncias entre fonte e receptores) presentes nas simulações.

Atenuação – A Tabela 2 contém os valores (normalizados pela fratura transversal) das amplitudes do FAS referentes ao último receptor, em cada um dos traços de fraturas simulados. Percebe-se que com o aumento da angulação (fraturas oblíquas), há a diminuição da amplitude, o que está de acordo com Dood *et al.* [6]. As fraturas espiculadas apresentam comportamento intermediário, ou seja, atenuam mais que as fraturas transversal e oblíqua 30° e menos que as oblíquas com 45 e 60 graus. As diferenças de amplitude encontradas entre a fratura transversal e as oblíquas foram de 9%, 14% e 32%, para 30°, 45° e 60°, respectivamente, e entre transversal e espiculada foi de 11%. Na Figura 6, as curvas de amplitude em função da distância entre a fonte e os receptores para o intervalo entre os receptores posicionados a 90 e 110 mm mostram que o ponto de mínimo local ocorre à distância de 96 mm em todos os casos, justamente onde se encontra o receptor que capta o FAS do início da fratura.

TOF – Os valores de TOF, também presentes na

Tabela 2, mostram uma tendência inversa aos valores de amplitude, já que um aumento na angulação acarreta uma diminuição do tempo de voo, também mostrado por [6]. As fraturas espiculadas são as que possuem o maior tempo de voo, mas não se enquadram no padrão citado anteriormente, já que sua atenuação é intermediária. A Figura 5 mostra o comportamento das curvas de tempo de voo no intervalo dos receptores posicionados entre 95 e 110 mm. A partir da mesma distância (96 mm), ocorre a separação das curvas, indicando novamente, a diferença das mesmas.

Os resultados descritos acima sugerem que a geometria do traço de fratura influencia na atenuação e tempo de voo dos FAS, tornando-os parâmetros potenciais na avaliação do tipo de fratura e do ponto onde a mesma inicia-se.

Limitação do estudo – Como limitações do estudo podem ser citadas a ausência de ruído nos sinais, o que acarretaria uma dificuldade maior na detecção e no processamento e também a simplicidade assumida para propriedades acústicas dos meios, já que o mesmo é considerado isotrópico e homogêneo.

Conclusão

Foi simulado um modelo numérico em transmissão axial visando a avaliação do tempo de voo e atenuação dos sinais. Os resultados mostraram a possibilidade da medição destes parâmetros e a capacidade dos mesmos em diferenciar os vários tipos de fratura. Esta condição tem potencial para uma aplicação clínica futura, onde os tempos de voo podem estar mapeados e, assim, poder-se-ia descobrir os tipos de fratura ocorridos.

Como próximas etapas, pretende-se realizar experimentos com o objetivo de validar as simulações aqui propostas.

Agradecimentos

Ao programa CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Laugier P. Instrumentation for in vivo ultrasonic characterization of bone strength. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2008; 55(6):1179-1196.
- [2] Bossy E, Talmant M, Laugier P. Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission: a 2D simulation study. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2002; 112(1):297-307.
- [3] Brekhovskikh, L. M., Godin, O. A. *Acoustics of Layered Media II: Point Sources and Bounded Beams*. 2^a ed. Germany: Springer; 1999.
- [4] Auld, B. A. (1973), *Acoustical Fields and Waves in Solids Volume 1*. 2^a ed. New York: John Wiley & Sons; 1973.
- [5] Gheduzzi S, Dodd SP, Miles AW, Humphrey VF,

Cunningham JL. Numerical and experimental simulation of the effect of long bone fracture healing stages on ultrasound transmission across an idealized fracture. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2009; 126(2):887-894.

- [6] Dodd SP, Cunningham JP, Miles AW, Gheduzzi S, Humphrey VF. Ultrasound transmission loss across transverse and oblique bone fractures. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2008; 34(3):454-462.