



SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA PROPAGAÇÃO ULTRASSÔNICA NA  
DIREÇÃO AXIAL DO OSSO CORTICAL DURANTE O PROCESSO DE  
REGENERAÇÃO ÓSSEA PARA A ESTIMAÇÃO DO TEMPO DE VOO E  
ATENUAÇÃO

Paulo Tadeu Cardozo Ribeiro Rosa

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro

Julho de 2013

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA PROPAGAÇÃO ULTRASSÔNICA NA  
DIREÇÃO AXIAL DO OSSO CORTICAL DURANTE O PROCESSO DE  
REGENERAÇÃO ÓSSEA PARA A ESTIMAÇÃO DO TEMPO DE VOO E  
ATENUAÇÃO

Paulo Tadeu Cardozo Ribeiro Rosa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

---

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

---

Prof. Eduardo Tavares Costa, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2013

Rosa, Paulo Tadeu Cardozo Ribeiro

Simulação Computacional da Propagação Ultrassônica na Direção Axial do Osso Cortical Durante o Processo de Regeneração Óssea Para a Estimação do Tempo de Voo e Atenuação/ Paulo Tadeu Cardozo Ribeiro Rosa. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

VII, 50 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2013.

Referências Bibliográficas: p. 46-50.

1. Propagação em osso cortical. 2. Onda lateral. 3. Ultrassom Quantitativo. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## **Agradecimentos**

Aos meus pais, Paulo Roberto e Rosária de Fátima, por me apoiarem em todos os momentos da minha vida.

Aos meus familiares, Lis, Jorge, Tânia, Jean, Aline e Leandro. Sem vocês teria sido mais difícil.

À minha namorada, Carolina, que esteve sempre ao meu lado durante todo esse tempo.

Aos meus orientadores, Prof. Wagner Pereira e Marco Antônio von Krüger, por me auxiliarem tanto nas questões acadêmicas como nas pessoais, sempre respeitando as minhas opiniões contrárias e difícil personalidade.

Ao Prof. João Carlos Machado, que mesmo sem obrigação nenhuma sempre me recebeu em sua sala com boa vontade, tirando minhas dúvidas acerca do meu trabalho e outras curiosidades acadêmicas.

Aos Professores Roberto Macoto Ichinose e Eduardo Tavares Costa, por aceitarem participar da banca e contribuírem de forma importante para a melhoria da dissertação.

Aos amigos que me acompanharam nessa jornada, Daniel, Erich, Fernando Henrique, Fernanda Cristina, Gabriel, Hélio, Natália, Pedro, Telma e Vitor.

Aos amigos do Laboratório de Ultra-som e aos professores do Programa de Engenharia Biomédica.

Ao CNPQ, CAPES e FAPERJ, pelo apoio financeiro durante esses dois anos de mestrado.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA PROPAGAÇÃO ULTRASSÔNICA NA  
DIREÇÃO AXIAL DO OSSO CORTICAL DURANTE O PROCESSO DE  
REGENERAÇÃO ÓSSEA PARA A ESTIMAÇÃO DO TEMPO DE VOO E  
ATENUAÇÃO

Paulo Tadeu Cardozo Ribeiro Rosa

Agosto/2013

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

Ultrassom quantitativo (QUS) consiste em técnicas de caracterização de um meio a partir de alterações de parâmetros da onda ultrassônica decorrentes de sua propagação no mesmo. QUS apoia-se no fato de que a propagação é função das propriedades do meio como densidade, módulo de Young, etc. Dentre as aplicações do QUS na área de saúde destacam-se as usadas para avaliar tecido ósseo, tanto em osteoporose quanto na regeneração de fraturas. A simulação computacional é uma ferramenta que proporciona uma plataforma de trabalho para testar hipóteses, planejar experimentos e mimetizar processos experimentais. Nesta dissertação é simulada a propagação ultrassônica por transmissão axial ultrassônica (TAU) em osso cortical íntegro, fraturado e em regeneração modelados em sete estágios da consolidação com cinco diferentes traços de fratura (transversal, oblíquo com angulações de 30°, 45° e 60° e espiculada). Foi observado que tempos de voo e atenuação apresentaram padrões de variação característicos para cada estágio da fratura o que ressalta o potencial da técnica no acompanhamento e diagnóstico de fraturas ósseas.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

COMPUTATIONAL SIMULATIONS OF ULTRASOUND PROPAGATION IN  
AXIAL DIRECTION IN CORTICAL BONE DURING BONE REGENERATION  
PROCESS FOR TIME-OF-FLIGHT AND ATTENUATION ESTIMATION

Paulo Tadeu Cardozo Ribeiro Rosa

August/2013

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Quantitative Ultrasound (QUS) consists of measuring or estimating medium parameters from changes it produces in a propagating ultrasound wave. QUS is based on the fact that propagation is a function of medium properties like density, Young modulus, etc. An example of QUS applications in health area is the evaluation of bone tissue both in osteoporosis and in monitoring bone fracture regeneration. Computational simulation is a powerful tool because it provides a versatile workbench enabling hypothesis testing, experimental setup planning, prognosis the magnitude of parameters variation and mimicking experiments. In the present dissertation a simulation of ultrasound axial transmission (UAT) propagation is implemented in cortical healthy bone as well as fractured (transverse, in angle  $(30^\circ, 45^\circ$  e  $60^\circ$  and spiculated). It was observed that both the time - of - flight and attenuation of the first arriving signal (FAS) show standard variation characteristics compatible with each fracture stage, which is indicative of its potential in bone fracture diagnostics.

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1	Objetivo .....	3
1.2	Considerações gerais .....	4
<b>2</b>	<b>Revisão de literatura .....</b>	<b>5</b>
<b>3</b>	<b>Propriedades do tecido ósseo.....</b>	<b>9</b>
3.1	O tecido ósseo normal.....	9
3.2	O tecido ósseo pós-fratura.....	10
3.2.1	Consolidação indireta .....	10
3.2.2	Consolidação direta.....	13
<b>4</b>	<b>Fundamentação teórica .....</b>	<b>14</b>
4.1	Equações básicas das ondas elásticas.....	14
4.2	Ondas planas: reflexão em uma interface fluido-sólido .....	16
4.3	Ondas esféricas: reflexão em uma interface fluido-sólido. ....	18
4.4	Onda lateral: princípio de huyghens.....	20
4.5	Onda lateral:representação integral .....	22
4.6	A transmissão axial ultrassônica .....	24
<b>5</b>	<b>Materiais e métodos .....</b>	<b>27</b>
5.1	Estágios da consolidação óssea .....	27
5.2	Simulações computacionais.....	30
5.3	Geometria das simulações.....	31
5.4	Processamento dos sinais .....	32
5.5	Propriedades dos materiais.....	32
<b>6</b>	<b>Resultados .....</b>	<b>33</b>
6.1	Propagação .....	33
6.2	Atenuação .....	34
6.3	Tempo de voo .....	37
<b>7</b>	<b>Discussão .....</b>	<b>41</b>
7.1	Propagação .....	41
7.2	Atenuação .....	41
7.3	Tempo de voo .....	42
7.4	Limitações do estudo .....	44
<b>8</b>	<b>Conclusão .....</b>	<b>45</b>
	<b>Referências .....</b>	<b>46</b>

# 1 INTRODUÇÃO

As propriedades mecânicas, bioquímicas e metabólicas do tecido ósseo, assim como suas funções, estão diretamente ligadas à disposição e organização de suas estruturas (RHO *et al.*, 1998) e mantêm-se em um equilíbrio fisiológico. Quando ocorre um rompimento nesse equilíbrio, por exemplo, por meio de uma fratura, inicia-se um processo complexo e bem orquestrado, visando restabelecer as funções originais do osso (PHILLIPS, 2005). Esse processo sempre atraiu a atenção de muitos estudiosos, que buscam constantemente métodos mais eficientes de avaliação do tecido e monitoração de sua regeneração

O conceito de ultrassom quantitativo (QUS – *Quantitative Ultrasound*) surgiu na década de 70 devido à problemática relacionada à subjetividade dos diagnósticos por imagem, como no caso da ultrassonografia de modo-B (que consiste em formar imagens bidimensionais onde existe uma relação entre a posição dos ecos e a localização dos pontos presentes no monitor. O brilho indica a amplitude do eco e a posição dos pontos é determinada pela orientação do feixe associado ao tempo de chegada dos ecos) (FISH, 1990). Nos exames por imagem, apenas informações qualitativas podem ser percebidas pelos avaliadores, levando a diagnósticos dependentes diretamente da experiência do profissional (WELLS, 2000), implicando assim diferentes formas de tratamento para o mesmo tipo de problema, alguns sem resultado. De forma geral, o QUS consiste em utilizar técnicas de processamento para extrair informações dos sinais de ultrassom (US) e traduzi-las em parâmetros quantitativos relacionados às propriedades intrínsecas do meio. Assim, uma variação na faixa normal desses valores poderia indicar uma mudança na condição do tecido (normal ou patológico). Note-se que desde 1958 parâmetros como a velocidade da onda foram utilizados clinicamente para monitorar a recuperação de fraturas (SIEGEL *et al.*, 1958).

Nas últimas décadas a possibilidade de utilizar o ultrassom quantitativo para a avaliação do tecido ósseo, tem interessado diversos pesquisadores notando-se inclusive a ampliação de investimentos na área comercial. (FUERST *et al.*, 1995). Esse interesse deve-se à sua portabilidade, fácil utilização, ausência de radiação ionizante e baixo custo em relação à outras tecnologias (FUERST *et al.*, 1995; LAUGIER, 2008), como por exemplo, a densitometria óssea, e a tomografia computadorizada (CT – *Computerized Tomography*), que atualmente é o padrão-ouro (LAUGIER, 2008). As



informações de QUS complementadas com resultados clínicos preliminares, mostraram uma boa capacidade em discriminar fraturas.

Diferente das técnicas de absorção por raios X, nas quais a única informação fornecida é o coeficiente de absorção (no caso de estudos em tecido ósseo), existem outros parâmetros qualitativos como a elasticidade, fadiga e microarquitetura, que contribuem para a condição óssea (FOLDES *et al.*, 1995). Diagnósticos que utilizam ultrassom como princípio de medição, vêm se fortalecendo na tentativa de avaliar a condição óssea e o risco de fraturas (FOLDES *et al.*, 1995; FUERST *et al.*, 1995), pois diversos parâmetros podem ser obtidos por meio do QUS, formando um conjunto maior de informação (LAUGIER, 2008).

Teoricamente, as técnicas de QUS são capazes de fornecer uma informação mais precisa e exata das condições teciduais, já que a propagação da onda é influenciada pela distribuição das suas estruturas organizacionais, bem como por suas propriedades viscoelásticas (LAUGIER, 2008). Alguns parâmetros medidos por equipamentos de ultrassom quantitativo são a velocidade de transmissão ultrassônica (UTV – *Ultrasonic Transmission Velocity*) e atenuação do sinal ultrassônico, conhecido como atenuação de banda larga (BUA – *Broadband Ultrasonic Attenuation*), que representa a atenuação dependente da frequência. Acredita-se que a UTV esteja relacionada com a densidade e elasticidade óssea, enquanto a BUA é determinada pelas densidade e microarquitetura óssea (FUERST *et al.*, 1995). Além dos parâmetros citados anteriormente, outros podem ser indicados, como o espaçamento médio dos espalhadores (MSS – *Mean Scattering Spacing*) e o tempo de voo (TOF – *Time of Flight*). O primeiro deles representa a distância média entre os espalhadores que pode ser alterada, por exemplo, devido à perda de massa óssea (osteoporose) (ROSA *et al.*, 2011). O segundo representa o tempo decorrido entre a emissão e a recepção do ultrassom. Esse tempo é alterado pela variação dos tipos de tecidos durante a consolidação de fraturas ósseas, tornando-se um meio promissor para o seu acompanhamento. Mesmo tendo as técnicas de QUS se mostrado capazes de permitirem a avaliação do risco de fraturas, é necessário que haja um estudo mais profundo para que esses métodos tornem-se ferramentas clinicamente mais efetivas (FUERST *et al.*, 1995; LAUGIER, 2008).

Um dos arranjos geométricos que se tornaram bastante usados após o desenvolvimento das técnicas de QUS, foi a transmissão axial ultrassônica (TAU). Esta utiliza uma disposição linear dos transdutores ao longo do eixo ósseo, e vem sendo amplamente estudada para caracterizar osso cortical (BOSSY *et al.*, 2004).

Diferentemente do arranjo de transmissão-recepção, onde a amostra é colocada entre os transdutores emissor e receptor, na TAU, esses transdutores estão alinhados lado a lado ambos apontando para o meio de propagação.

Atualmente, a TAU vem sendo utilizada para a avaliação do calo ósseo após fratura (MACHADO *et al.*, 2010, 2011), por meio de simulações que mostram como ocorre a propagação do US entre meios sólidos e líquidos, assim como experimentos *in vitro*. Nos esquemas de TAU, uma das ondas mais utilizadas é o primeiro sinal de chegada (FAS – *First Arriving Signal*). Este é um indicador promissor no estudo e na caracterização de osso cortical, sendo utilizado por muitos pesquisadores e seu sinal depende da relação entre a espessura cortical e o comprimento de onda, podendo ser a chamada onda lateral (OL), assim como ondas guiadas (modos de Lamb) (BOSSY *et al.*, 2002). Esse sinal se mostrou sensível a variações na composição óssea, sendo útil em sua análise. Foi constatado que o tempo de voo e a atenuação da onda lateral são parâmetros sensíveis às variações dos diversos tipos de substâncias que compõem o calo durante o processo de consolidação óssea. O TOF entretanto, não se mostra útil na detecção do seu tamanho e forma (NJEH *et al.*, 1999; PROTOPAPPAS *et al.*, 2005, 2006, 2007, 2008; VAVVA *et al.*, 2008), enquanto a atenuação o é (DODD *et al.*, 2006, 2007a, 2008; GHEDUZZI *et al.*, 2009).

O uso da TAU tem permitido a obtenção de resultados promissores na avaliação do calo ósseo pelas técnicas de QUS. Entretanto, ainda há a necessidade de um estudo mais abrangente destes parâmetros quantitativos, pois as variações podem ser pequenas a ponto de gerar dificuldades de interpretação. O tecido ósseo é extremamente complexo, entretanto, simulações computacionais, por mais simples que sejam, são capazes de indicar um direcionamento e um melhor entendimento da interação onda-matéria. Tais simulações podem formar um embasamento teórico que ajude na avaliação dos resultados *in vitro* assim como *in vivo*.

## 1.1 OBJETIVO

O objetivo geral desta dissertação é realizar simulações computacionais visando avaliar a propagação ultrassônica em osso cortical íntegro, fraturado e em regeneração, por transmissão axial.

Como objetivos específicos, tem-se:

- Realizar simulações em 2D, variando a composição e geometria das fraturas e a consequência destas em relação ao tempo de voo e atenuação do sinal detectado.
- Discriminar o tipo de fratura e estágio da consolidação baseado no tempo de voo e na atenuação do FAS.

## 1.2 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Esta dissertação está dividida em 8 capítulos: o capítulo 1 fez uma breve introdução sobre o assunto e apresentou o objetivo do trabalho. No capítulo 2, será realizada uma revisão bibliográfica referente aos métodos de transmissão axial ultrassônica para a caracterização de osso cortical, incluindo a avaliação do calo ósseo após fraturas. No capítulo 3 serão descritas algumas propriedades do tecido ósseo íntegro e após a ocorrência de uma fratura. No capítulo 4 serão abordados os conceitos teóricos básicos da propagação de ondas elásticas em diferentes meios, assim como as condições necessárias para a formação da chamada onda lateral, de grande importância nos esquemas de TAU. No capítulo 5 será elucidada a metodologia usada para o desenvolvimento do estudo. No capítulo 6 serão apresentados os resultados do estudo. A discussão aparecerá no capítulo 7 e a conclusão no capítulo 8. As referências em que o estudo baseou-se para desenvolver sua linha argumentativa estarão no último capítulo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A transmissão axial ultrassônica consiste na disposição linear de transdutores paralelamente ao eixo maior do material de teste. Muitos autores (LAUGIER, 2008) utilizaram essa técnica visando a avaliar a condição óssea, em detrimento das técnicas usuais de transmissão-recepção. Primeiramente, foi proposta para auxiliar a caracterização de osteoporose (GLUER, 2008) e atualmente (MACHADO *et al.*, 2010, 2011), para avaliação do calo ósseo, assim como o acompanhamento da recuperação pós-fratura, como será visto nos trabalhos subsequentes

FOLDES *et al.* (1995) propuseram utilizar um dispositivo comercial para medir a velocidade do ultrassom (SOS – *Speed of Sound*) na porção média da tíbia. Os resultados mostraram uma correlação moderada (0,63 para o rádio e 0,47 para o fêmur) entre o SOS e a densitometria óssea (DEXA – *Dual Energy X-ray Absorptiometry*).

CAMUS *et al.* (2000) estudaram a TAU como método para a avaliação do tecido ósseo e elucidaram o comportamento básico do campo ultrassônico refletido em uma interface entre dois fluidos semi-infinitos, estendendo sua formulação para o caso entre um fluido e um sólido. Para um emissor situado no meio fluido, a teoria prediz que, além das ondas refletida e refratada, existe a formação da chamada onda lateral (OL), que tem a propriedade de se propagar pela interface entre os dois meios com a velocidade de compressão do meio sólido. Foram também mostradas as condições para a existência e captação desse sinal.

BOSSY *et al.* (2002) estudaram a relação entre a espessura cortical do osso e o primeiro sinal de chegada (FAS – *First Arriving Signal*) por meio de simulações 2D e experimentos, usando diferentes critérios de detecção. Foi constatado que, para placas espessas (espessura maior que o comprimento de onda) e para uma distância mínima entre os transdutores, o FAS corresponde à onda lateral (maiores detalhes no capítulo 4). Para espessuras menores que o comprimento de onda, o FAS depende do critério de detecção (correlação cruzada, primeiro pico etc). Para placas muito finas (espessura menor que um quarto de comprimento de onda), o primeiro sinal de chegada é o modo  $S_0$  de Lamb.

Esse mesmo grupo (BOSSY *et al.*, 2004) estudou por meio de simulações em 3 dimensões, a relação da geometria cortical (não somente a espessura como no estudo anterior, mas também a curvatura), (BOSSY *et al.*, 2002) anisotropia e microporosidade na variação da SOS usando frequências que variam de 500 kHz a 2 MHz. Concluiu-se

que a anisotropia desenvolve um papel importante na velocidade do ultrassom. A sensibilidade encontrada é de 20 m/s para a microporosidade cortical ao longo do eixo ósseo por porcentagem de porosidade.

TATARINOV *et al.* (2005) usaram *phantoms* cilíndricos (variando a rigidez, espessura cortical e porosidade) e amostras de osso bovino para estudar o comportamento de ondas guiadas em baixa frequência (LFGW – *Low Frequency Guided Wave*) e de compressão (HFBW – *High Frequency Bulk Wave*) usando um dispositivo que opera em duas frequências (100 e 500 kHz). Para as ondas guiadas, foi observado que, a 100 kHz, ocorre uma grande variação na sua velocidade de propagação com a mudança da espessura cortical, enquanto que, para ondas de compressão a 500 kHz, a velocidade não varia com a espessura, mas sim com a rigidez.

TA *et al.* (2006) realizaram um estudo experimental com amostras de tíbia bovina utilizando ondas guiadas para avaliar a condição óssea (modos de onda). Foi mostrado que o modo de Lamb L(0,2) é mais sensível que os modos L(0,1) e L(0,3) às mudanças de espessura cortical na região em que o produto frequência distância é de aproximadamente 1,5 MHz·mm. Para a frequência de 0,5 MHz, os modos L(0,2) e L(0,3) mostraram uma forte correlação com a espessura cortical ( $R^2 = 0,79$  e  $R^2 = 0,74$  respectivamente). Os resultados experimentais foram comparados com os obtidos pelos modelos numéricos, estando de acordo com os mesmos.

MOILANEN *et al.* (2006) realizaram experimentos em placas em conjunto com técnicas de processamento de sinais, conseguindo identificar de forma confiável, diferentes modos de ondas. Outro trabalho desse autor (MOILANEN *et al.*, 2007) propôs o problema de encontrar a espessura cortical em osso rádio humano, encontrando fortes correlações com a espessura cortical média ( $R^2 = 0,73$ ,  $p < 0,001$ ) e com a espessura cortical local ( $R^2 = 0,81$ ,  $p < 0,001$ ), ambas medidas com tomografia computadorizada quantitativa. Esse autor também realizou simulações em 2D e 3D, com o mesmo objetivo anterior, entretanto, o modelo utilizado para descrever a geometria óssea tinha uma concepção mais próxima da situação real. Os resultados mostraram que em baixas frequências (50 a 350 kHz), a velocidade do ultrassom ao longo do eixo principal (axial) pode ser modelada por uma placa simples, não havendo a necessidade de assumir uma geometria complexa.

MOILANEN *et al.* (2008), com a ajuda de simulações e experimentos *in vivo*, avaliaram o impacto dos tecidos moles nas medidas de transmissão axial em rádio

humano. Foi mostrado que uma camada com poucos milímetros de tecido mole gera dificuldades na identificação de modos que são essenciais para a avaliação.

TALMANT *et al.* (2009) utilizaram a técnica de TAU bidirecional (a sonda contém dois emissores, localizados nas pontas e um conjunto de receptores entre eles). Esse método foi elaborado visando compensar o erro referente às variações de espessura dos tecidos moles e da camada cortical. Para o valor RMS (*Root Mean Square*) da velocidade do FAS dentro de cada grupo de interesse. As medidas do FAS apresentaram valores de 3821 e 4110 com uma variação intraoperador de 15 m/s e 20 m/s respectivamente, o que corresponde a menos de 0,5% dos valores medidos. Além disso, mostraram que a velocidade do FAS com frequência de 1 MHz é um bom indicador da condição óssea, tão eficiente quanto DEXA para a discriminação de fraturas ósseas.

NAILI *et al.*, (2010) avaliaram o impacto da absorção heterogênea nos tecidos moles e no tecido ósseo na resposta do sinal de ultrassom num modelo de transmissão axial. Usando simulações numéricas em duas dimensões, mostraram que as propriedades viscoelásticas do tecido ósseo tem um efeito significativo na velocidade do FAS, enquanto o efeito dos tecidos moles pode ser desprezado.

LOWET e VAN DER PERRE (1996) desenvolveram um estudo sobre o SOS em ossos longos e fraturas. Os ossos fraturados foram modelados por um *phantom* composto por duas barras, contendo um espaço entre elas. Os resultados mostraram que o tempo de voo aumentava ao passar pela fratura, sendo proporcional ao seu comprimento.

PROTOPAPPAS *et al.* (2005) utilizaram em modelo animal, um sistema que consiste de um par de transdutores implantados na região da fratura. Esse sistema foi usado de duas formas: (a) como tratamento para recuperar fraturas por meio de ultrassom pulsado de baixa frequência; (b) como forma de acompanhamento via TAU. Foi encontrada uma correlação de 0,74 entre o SOS referente ao FAS e o módulo de Young do calo. Foi mostrado também que o SOS cai abruptamente após a fratura e vai subindo até restabelecer o seu valor normal, o que não ocorre quando existe não-união. Porém, em 2006, PROTOPAPPAS *et al.* (2006) usaram simulações em 2D (Wave2000 Pro, CyberLogic, Inc., Nova York, EUA) para estudar a propagação de ondas guiadas no osso intacto e após fratura. Foram modelados sete estágios da consolidação, variando os parâmetros elásticos dependendo do estágio ósseo. As simulações em TAU usaram o método de elementos finitos em frequências de 500 e 1000 kHz. Como no trabalho anterior, observaram que o SOS cai abruptamente após o trauma e retorna ao valor

inicial à medida que a fratura se consolida; também encontraram que a geometria do calo não influencia no SOS, mas altera as curvas de dispersão de onda.

Em 2007, esse mesmo grupo (PROTOPAPPAS *et al.*, 2007) utilizou simulações em 3D (software desenvolvido pelo grupo), onde o calo ósseo é composto de 6 tipos diferentes de tecido, sendo o processo de consolidação representado por 3 estágios. Neste trabalho obtiveram os mesmos resultados do trabalho anterior. Neste mesmo grupo, VAVVA *et al.* (2008) propuseram diversas condições de contorno no modelo acima, mostrando que o tecido presente ao redor do osso não modifica a propagação do FAS, mas o faz com as onda de Lamb.

DODD *et al.* (2007) estudaram a atenuação do FAS em phantoms e ossos bovinos (*in vitro*) por meio do parâmetro SPL (*Sound Pressure Level*) dado pela equação 1:

$$SPL = 20 \log \left( \frac{P}{P_{ref}} \right) \quad (1)$$

onde  $P$  é o valor da pressão no ponto de interesse e  $P_{ref}$  é o valor de referência, escolhido como o valor no mesmo ponto do osso intacto. Mostraram que a atenuação FAS aumenta com o crescimento do espaço da fratura. Como o estudo negligenciou a absorção, a atenuação é explicada pela diferença de impedância, que tem influência direta nos coeficientes de transmissão e reflexão, assim como o tamanho do *gap* (espaço entre as partes fraturadas).

DODD *et al.* (2008) mostraram também que o tempo de voo é maior para fraturas obliquas que transversais, principalmente para espaços de fraturas pequenos (entre 1 e 2 mm). Os resultados sugeriram que a medula óssea não afeta significativamente as medições do TOF e também do SPL.

MACHADO *et al.* (2010) realizaram simulações 2D e sugeriram que existe uma relação entre tempo de voo e regeneração do calo, isto é, há uma diminuição do tempo de voo conforme o calo se regenera, e que a propagação da onda é afetada pelo grau de mineralização. Em 2011, esse mesmo grupo (MACHADO *et al.*, 2011) avaliou de maneira quantitativa esta relação, revelando que este tempo diminui com o aumento da mineralização.

### 3 PROPRIEDADES DO TECIDO ÓSSEO

Neste capítulo serão descritos os aspectos básicos do tecido ósseo no seu estado de equilíbrio e durante o processo de consolidação óssea. Serão mostrados também os dois tipos de processo de recuperação após fratura: consolidação direta (onde não há a formação do calo ósseo – caso de menor frequência) e consolidação indireta (onde há a formação do calo ósseo – caso de maior frequência).

#### 3.1 O TECIDO ÓSSEO NORMAL

O tecido ósseo possui uma organização complexa de suas estruturas, sendo classificadas em cinco tipos: macroestruturas, microestruturas (de 10 a 500  $\mu\text{m}$ ), sub-microestruturas (de 1 a 10  $\mu\text{m}$ ), nanoestruturas (de 100 nm a 1  $\mu\text{m}$ ) e sub-nanoestruturas (menor que 100 nm). As macroestruturas são os ossos cortical (compacto) e trabecular (esponjoso). As microestruturas são os sistemas Harvesianos, ósteons e a trabécula. As sub-microestruturas são as lamelas ósseas. As nanoestruturas são as fibras colágenas e os cristais de apatita. Por sua vez, as sub-nanoestruturas são as estruturas moleculares componentes dos colágenos, dos cristais de apatita e de algumas proteínas (RHO *et al.*, 1998).

O tecido ósseo é formado por uma matriz extracelular calcificada, chamada matriz óssea e também por quatro tipos de células: os osteócitos, osteoblastos, osteoclastos e células de alinhamento ósseas. Os osteócitos são responsáveis pela manutenção dos tecidos, os osteoblastos são responsáveis pela síntese de componentes orgânicos da matriz óssea, colágeno tipo I, proteoglicanas e glicoproteínas e contribuem para a mineralização da matriz óssea. Os osteoclastos são células grandes, móveis, multinucleadas e com numerosos prolongamentos. São responsáveis pela degradação da matriz óssea. As células de alinhamento ósseas são planas e longas, presentes na superfície do osso. São inativas, não participando da formação nem reabsorção óssea. Acredita-se que este tipo de célula é precursora de osteoblastos (JUNQUEIRA *et al.*, 1992).

A matriz óssea tem seu peso composto por 50% de componentes inorgânicos e 50% de componentes orgânicos. A parte inorgânica é formada principalmente por íons de cálcio e fósforo na estrutura cristalina de hidroxapatita. A parte orgânica é



constituída por fibras colágenas formadas por colágeno tipo I (95%) e proteínas (proteoglicanas e glicoproteínas) (JUNQUEIRA *et al.*, 1992)

Em nível macroscópico, existem dois tipos de tecidos ósseos. O compacto (cortical) e o esponjoso (trabecular) (PETERSON; BRONZINO, 2008). O osso compacto tem uma estrutura densa, enquanto no esponjoso, a estrutura é porosa. Do ponto de vista histológico, o tecido ósseo é dividido em dois grupos diferentes: o tecido imaturo ou primário e o tecido lamelar ou secundário. O primeiro apresenta disposição aleatória das fibras colágenas e pequena mineralização. O tecido lamelar tem sua organização estrutural das fibras colágenas em forma de lamelas e possuem uma grande quantidade de minerais (JUNQUEIRA *et al.*, 1992).

O osso cortical é um sólido denso sendo sua estrutura organizada ao redor de um elemento estruturante, o ósteon (sistema harversiano). Este tem a forma de um cilindro longo (na ordem de 10 mm) e estreito (diâmetro entre 100 e 300  $\mu\text{m}$ ). Cada ósteon é formado de um canal harversiano central, envolvido por lamelas concêntricas compostas de matriz óssea, abrigando nervos e capilares sanguíneos.

## 3.2 O TECIDO ÓSSEO PÓS-FRATURA

Os processos de consolidação óssea podem ser divididos em dois tipos: consolidação direta ou primária e consolidação indireta ou secundária. As subseções a seguir utilizam como referência os trabalhos de MARSELL e EINHORN (2011) e PHILLIPS (2005).

### 3.2.1 Consolidação indireta

A consolidação indireta é o processo mais comum. Nesse processo não existe a exigência de uma redução anatômica (traço de fratura) ou que a fratura esteja em condições estáveis, podendo, inclusive, ser acelerado quando está sujeita a pequenas amplitudes de tensões e de movimentos. Entretanto, quando existe uma carga exagerada ou movimentos abruptos, pode acarretar um retardo ou até mesmo a não união (pseudoartrose).

A primeira etapa do processo de consolidação é a inflamação aguda, que acontece imediatamente após a formação da fratura, sendo crítico para a recuperação óssea. Nesse processo, há a formação de um hematoma que coagula entre a fissura e ao redor dela, contendo células sanguíneas periféricas, intramedulares assim como células

da medula óssea. O processo de inflamação inicia com a secreção do fator de necrose tumoral alfa (TNF- $\alpha$  – *Tumor Necrosis Factor- $\alpha$* ) e moléculas da família das interleucinas (IL-1, IL-6, IL-11 e IL-18). Essas moléculas recrutam células inflamatórias e promovem angiogênese. TNF- $\alpha$  é expresso por macrófagos e outras células inflamatórias, realizando uma sinalização inflamatória secundária. Outra função dessa molécula é promover a diferenciação osteogênica de células-tronco mesenquimais (MSCs – *Mesenchymal Stem Cell*). As TNF- $\alpha$  atuam em dois receptores diferentes, TNFR1 e TNFR2. O primeiro receptor é encontrado em todos os osteoclastos e osteoblastos. O segundo é apenas expresso quando há o dano.

Após o aparecimento do hematoma, forma-se um tecido de granulação rico em fibrina. No interior desse tecido, ocorre a formação do tipo endocondral entre os extremos da fratura, e externamente aos sítios periostais, sendo uma região mecanicamente menos estável. O tecido cartilaginoso forma o calo mole, conferindo à fratura uma certa estabilidade. Simultaneamente, uma resposta de ossificação intramembranosa desenvolve um calo rígido ao redor desse calo mole. A formação dos tecidos que compõem ambos os calos depende do recrutamento de MSCs, oriundas dos tecidos moles adjacentes, periósteo, córtex e medula óssea, assim como a mobilização de células-tronco presentes em regiões hematopoiéticas periféricas. Após o recrutamento dessas células, uma cascata de moléculas produz matriz de colágeno-I e colágeno-II e a participação de várias moléculas sinalizadoras. Os membros da família do fator-beta de transformação de crescimento (TGF- $\beta$  - *Transforming Growth Factor-beta*) se mostraram importantes nesse processo. TGF- $\beta$ 2 e  $\beta$ 3 e GDF-5 estão envolvidos na ossificação endocondral e na condrogênese. Acredita-se que as moléculas BMP-5 e -6 induzem a proliferação celular na ossificação intramembranosa nos sítios periostais. Alguns experimentos sugerem que o BMP-2 tem relação com o início da cascata molecular, ou seja, sem a sua presença não é possível a formação do calo nem a consolidação óssea.

A próxima etapa da consolidação óssea é a mineralização. Para que a mineralização ocorra, é necessário que o calo cartilaginoso (mole) seja reabsorvido e então substituído pelo calo duro. Os condrócitos das fraturas proliferam. Eles ficam hipertônicos e a matriz extracelular calcifica-se. Uma cascata iniciada pelo fator de estimulação de colônia de macrófagos (M-CSF – *Macrophage Colony-stimulation Factor*), receptor ativador do fator nuclear kappa B (RANKL – *Nuclear Factor Kappa B Ligand*) e o TNF- $\alpha$  iniciam a reabsorção desse calo mineralizado. Os fatores M-CSF e

RANKL são responsáveis pelo recrutamento de células ósseas e osteoclastos, que formam o osso imaturo. TNF- $\alpha$  promove a migração de MSC com alto potencial osteogênico, assim como a indução da apoptose dos condrócitos.

A última fase do processo de consolidação, é a remodelação do calo ósseo. Mesmo este sendo uma substância que permite ao osso estabilidade biomecânica, ele não é capaz de restabelecer totalmente as propriedades ósseas. Como solução, a cascata responsável pela recuperação óssea realiza uma segunda fase de reabsorção, visando remodelar o calo duro em uma estrutura lamelar, que contém uma cavidade medular central. Essa fase é orquestrada pela IL-1 e TNF- $\alpha$  e acredita-se que o BMP2 também tenha uma importância significativa nessa etapa. Neste período, ocorre a reabsorção do calo pelos osteoclastos e a deposição de osso lamelar pelos osteoblastos. A remodelação óssea tem se mostrado como uma resposta à polarização elétrica, quando há aplicação de pressão em um ambiente cristalino. Quando ossos longos estão sujeitos a cargas axiais, cria-se uma superfície convexa eletropositiva, e outra côncava eletronegativa. Essas superfícies são responsáveis pela ativação dos osteoblastos e osteoclastos respectivamente. Para que o processo de remodelação funcione adequadamente, é necessário que exista um suprimento suficiente de sangue e alguma estabilidade biomecânica.

Quando ocorre uma fratura, o sistema ósseo sofre uma mudança abrupta de sua estrutura mecânica e fisiológica. Para que ocorra a recuperação, é necessário um processo complexo e bem-orquestrado. Segundo PHILLIPS (2005) a consolidação pode ser dividida em cinco etapas: formação de hematoma, inflamação, angiogênese, formação de cartilagem e remodelação óssea.

Antes do início da recuperação, macrófagos realizam a remoção dos coágulos, restos celulares e da matriz óssea. A recuperação começa quando o perióstio e o endóstio se proliferam em direção à área fraturada. Após a proliferação, surgem tecidos ósseos primários por meio da ossificação endocondral e também intramembranosa. Durante o processo, ocorre o aparecimento de um calo ósseo contendo três áreas de ossificação: áreas de cartilagem, ossificação intramembranosa e ossificação endocondral. O processo é finalizado quando ocorre a substituição completa de tecido ósseo primário por tecido ósseo lamelar (ocorre a reestruturação do calo devido às tensões existentes).

### **3.2.2 Consolidação direta**

A consolidação direta não é o processo de restauração mais comum na consolidação óssea. Esse tipo de recuperação requer que a fratura esteja biomecanicamente estável, e que não ocorra a formação de fissura. Neste fenômeno, existe a criação direta de osso lamelar, canais harvesianos e das veias sanguíneas. Ela pode ser dividida em recuperação por contato e recuperação lacunar.

A consolidação direta ocorre somente quando existe restauração anatômica dos fragmentos ósseos e fixação rígida, resultando na diminuição da tensão intrafragmentar. Se a distância entre os dois lados for igual a 0,01 mm e a tensão intrafragmentar menor que 2% os extremos unem-se pelo processo chamado recuperação por contato. Quando essas condições são respeitadas, os cones ósseos são formados nas extremidades dos osteons próximos ao sítio da fratura, consistindo de osteoclastos, que cruzando a fratura de uma extremidade à outra com taxa de 50-100µm/dia. Essas cavidades são preenchidas por osso produzido pelos osteoblastos, que estão na parte traseira desses cones. Esses resultados geram, simultaneamente, a união óssea e a formação dos sistemas harversianos na direção axial, permitindo assim a penetração de veias carregadoras de precursores osteoblásticos. Esses osteons maduros realizam a remodelação em osso lamelar fraturado sem a necessidade da formação do calo.

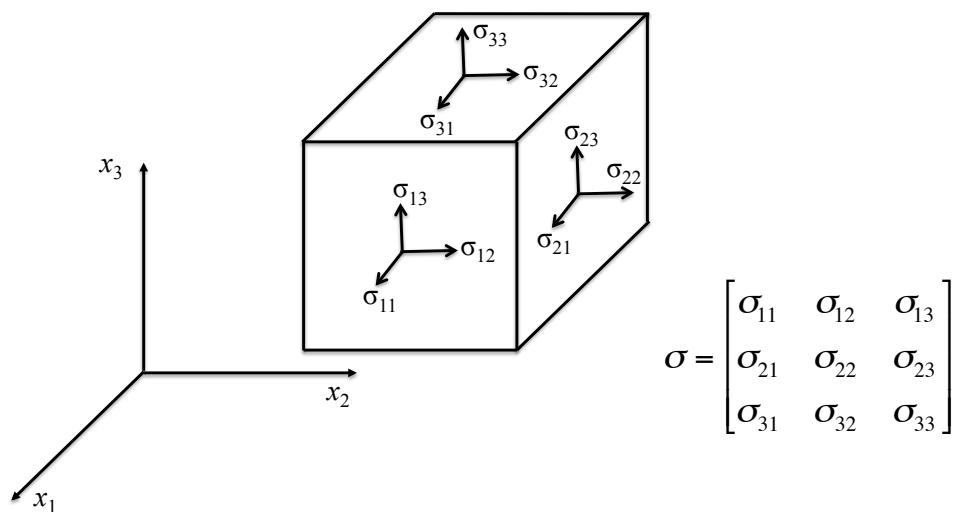
A recuperação lacunar difere da recuperação por contato no sentido em que a formação dos canais harversianos e a união óssea não ocorrem simultaneamente. Ela também necessita que existam condições estáveis e a fratura esteja reduzida anatomicamente. Neste caso, a fratura é preenchida por osso lamelar, (orientado perpendicularmente ao eixo longitudinal) necessitando de uma reconstrução osteonal secundária. A estrutura primária é então substituída longitudinalmente e gradualmente por osteons vascularizados, carregando células ostoprogenitoras que se diferenciam em osteoblastos e produzem osso lamelar em toda a superfície, entretanto esses ossos são biomecanicamente fracos. Após essa formação, a cascata biomolecular acontece e a remodelação secundária é iniciada, ocorrendo o mesmo que na recuperação por contato.

## 4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo discute os conceitos básicos da transmissão axial ultrassônica, assim como algumas equações que descrevem o comportamento ondulatório em materiais sólidos e líquidos (homogêneos e isotrópicos). Também são abordados alguns fenômenos de interface em dois meios semi-infinitos, no caso especial fluido-sólido, para ondas planas e esféricas. A análise dessas relações repercute no surgimento da onda lateral, que será elucidada baseando-se em dois princípios: geométrico (princípio de Huyghens) e algébrico (integral de Weyl). Os desenvolvimentos aqui presentes seguem os trabalhos de ČERVENÝ e RAVINDRA (1971), BREKHOVSKIKH e GODIN (1998, 1999) e BOSSY *et al.* (2002).

### 4.1 EQUAÇÕES BÁSICAS DAS ONDAS ELÁSTICAS

A deformação de meios elásticos pode ser completamente descrita em termos do seu vetor deslocamento  $\mathbf{u}(\mathbf{r},t)$  que representa o deslocamento de uma partícula qualquer com vetor posição  $\mathbf{r}(x_1,x_2,x_3)$  no tempo  $t$ . As forças relacionadas ao processo de deformação são caracterizadas por meio do tensor de tensões (*stress tensor*)  $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{r},t)$ . As suas componentes  $\sigma_{ij}$  representam a tensão agindo em uma unidade de área perpendicular ao eixo de  $i$  (paralelo ao vetor  $d\mathbf{A}$ ) na direção do eixo  $j$ . A Figura 1 ilustra essa definição.



**Figura 1:** Representação das componentes do tensor de tensões aplicadas a um cubo de aresta infinitesimal.

No estudo da teoria da elasticidade, três tipos de regiões de deformação são definidas: região elástica linear, elástica não linear e plástica. Quando ocorre uma deformação do tipo elástica, o meio retorna à sua forma original, diferentemente do caso plástico. Para as ondas elásticas, apenas as duas primeiras regiões são de importância. No caso mais simples (materiais isotrópicos – região linear) a relação entre o tensor de tensões e o vetor deslocamento é dada pela Equação 2, conhecida como Lei de Hook:

$$\sigma_{ij} = \lambda \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} + \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right); \quad (2)$$

onde  $\sigma_{ij}$  são as componentes do tensor de tensões,  $u_k$  a componente do vetor deslocamento na direção  $k$ ,  $\delta_{ij}$  as componentes do delta de Kronecker (que possuem valor 1 quando  $i = j$  e valor 0 quando  $i \neq j$ ) e  $\lambda$  e  $\mu$  são a primeira e segunda constantes de Lamé, respectivamente. Os índices  $i, j$  e  $k$  variam de 1 a 3. Nesta Equação é utilizada a convenção de soma de Einstein (quando o mesmo índice aparece duas vezes no mesmo termo, está ocorrendo um somatório sobre este índice). As propriedades elásticas de materiais isotrópicos (aqueles em que suas propriedades não variam com a direção considerada), são representadas por  $\lambda$  e  $\mu$ . Quando  $\mu$  vale 0 (zero), o material é um fluido, não existindo resistência a tensões de cisalhamento. A Segunda Lei de Newton em função do tensor de tensões é dada pela Equação 3:

$$\rho \frac{\partial^2}{\partial t^2} u_j = \frac{\partial}{\partial x_i} \sigma_{ij} \quad (3)$$

onde  $\rho$  é a densidade do meio,  $u_j$  a componente do vetor deslocamento na direção  $j$ ,  $\sigma_{ij}$  as componentes do tensor de tensões e  $t$  o tempo. Substituindo a Equação 2 na Equação 3 e colocando o resultado em forma vetorial, chega-se a:

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = & (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu \nabla^2 \mathbf{u} + \nabla \lambda (\nabla \cdot \mathbf{u}) \\ & + \nabla \mu \times (\nabla \times \mathbf{u}) + 2(\nabla \mu \cdot \nabla) \mathbf{u} \end{aligned} \quad (4)$$

onde  $\rho$  é a densidade do meio,  $\mathbf{u}$  é o vetor deslocamento,  $t$  o tempo e  $\lambda$  e  $\mu$  as primeira e segunda constantes de Lamé, respectivamente. A Equação 4 descreve a propagação de ondas elásticas em meios isotrópicos não homogêneos, podendo ser simplificada para meios homogêneos, onde  $\lambda$  e  $\mu$  são os mesmos em todas as posições (Equação 5).

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \frac{\lambda + 2\mu}{\rho} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) - \frac{\mu}{\rho} \nabla \times \nabla \times \mathbf{u} \quad (5)$$

onde  $\rho$  é a densidade do meio,  $\mathbf{u}$  é o vetor deslocamento,  $t$  o tempo e  $\lambda$  e  $\mu$  as Primeira e Segunda Constantes de Lamé respectivamente. As funções vetoriais, em geral, podem ser decompostas na forma:

$$\mathbf{u} = \nabla\varphi + \nabla \times \mathbf{w} \quad (6)$$

Nas expressões definidas pela Equação 6,  $\mathbf{u}$  é o vetor deslocamento e  $\varphi$  e  $\mathbf{w}$ , são conhecidos como potenciais escalar e vetorial respectivamente. Aplicando os operadores divergente e rotacional à Equação 5 e realizando a substituição da Equação 6 na Equação 5 chega-se a:

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} - c_l^2 \nabla^2 \varphi &= 0, \quad c_l^2 = \frac{\lambda + 2\mu}{\rho} \\ \frac{\partial^2 \mathbf{w}}{\partial t^2} - c_t^2 \nabla^2 \mathbf{w} &= 0, \quad c_t^2 = \frac{\mu}{\rho} \end{aligned} \quad (7)$$

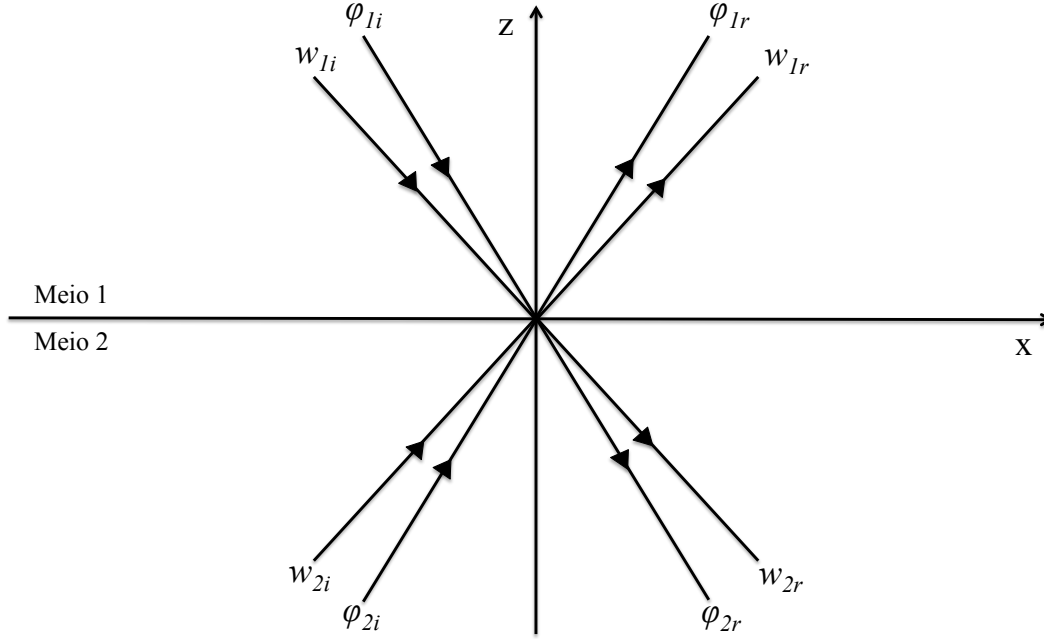
onde  $\varphi$  e  $\mathbf{w}$ , são os potenciais escalar e vetorial respectivamente,  $\rho$  é a densidade do meio,  $t$  o tempo e  $\lambda$  e  $\mu$  as primeira e segunda constantes de Lamé. A Equação 7 mostra que ondas longitudinais e transversais se propagam de forma independente em materiais homogêneos (têm soluções independentes para  $\varphi$  e  $\mathbf{w}$ ) sendo o modo longitudinal representado por  $\varphi$  e transversal por  $\mathbf{w}$ .

## 4.2 ONDAS PLANAS: REFLEXÃO EM UMA INTERFACE FLUIDO-SÓLIDO

De acordo com o Princípio da Superposição, existe uma relação linear entre as amplitudes das ondas incidentes, refletidas e refratadas (Figura 2), que é expressa pela Equação 8:

$$\begin{pmatrix} \varphi_{1r} \\ w_{1r} \\ \varphi_{2r} \\ w_{2r} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{1l} & C_{1t} & T_{2l} & E_{2t} \\ C_{1l} & R_{1t} & E_{2l} & T_{2t} \\ T_{1l} & E_{1t} & R_{2l} & C_{2t} \\ E_{1l} & T_{1t} & C_{2l} & R_{2t} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varphi_{1i} \\ w_{1i} \\ \varphi_{2i} \\ w_{2i} \end{pmatrix} \quad (8)$$

onde  $\varphi$  é a amplitude do potencial escalar e  $w$  a amplitude do potencial vetorial. Os índices  $i$ ,  $r$  e  $j$ , representam as ondas incidentes, o somatório das ondas refletidas e refratadas e o meio de propagação, respectivamente. Como exemplo:  $\varphi_{1r}$  representa o somatório das amplitudes das ondas longitudinais refletidas no meio um e refratada do meio dois para o meio um.



**Figura 2:** Sistema de ondas incidente, refletidas e refratadas em uma interface plana entre dois meios elásticos semi-infinitos.

O arranjo dos coeficientes é chamado de matriz de espalhamento. Nessa matriz,  $R$ ,  $C$ ,  $E$ , e  $T$  são os coeficientes de reflexão, conversão, excitação e transmissão de uma onda com modo longitudinal ( $l$ ) ou transversal ( $t$ ), propagando-se no meio  $j$ . Cada um desses coeficientes relaciona esses dois tipos de ondas. No caso geral, de dois meios sólidos semi-infinitos, deve ser levado em consideração que existe a propagação de ondas transversais em ambos os meios, assim como um número maior de conversões de modo de propagação. Como mostra a Equação 8, para encontrar os valores das amplitudes resultantes, é necessária a determinação de 16 coeficientes. Para o caso fluido-sólido, com incidência apenas no meio um (fluido), como mostra a Figura 3, onde também não há propagação de ondas de cisalhamento, tem-se:  $\varphi_{2i} = w_{2i} = w_{1r} = w_{1i} = 0$ . Baseado nesses princípios, todos os coeficientes são zero, exceto os coeficientes  $R_{1l}$ ,  $E_{1l}$ , e  $T_{1l}$ . Resolvendo essa Equação matricial, chega-se aos valores para os coeficientes acima em função do ângulo de refração transversal  $\theta_t$ .

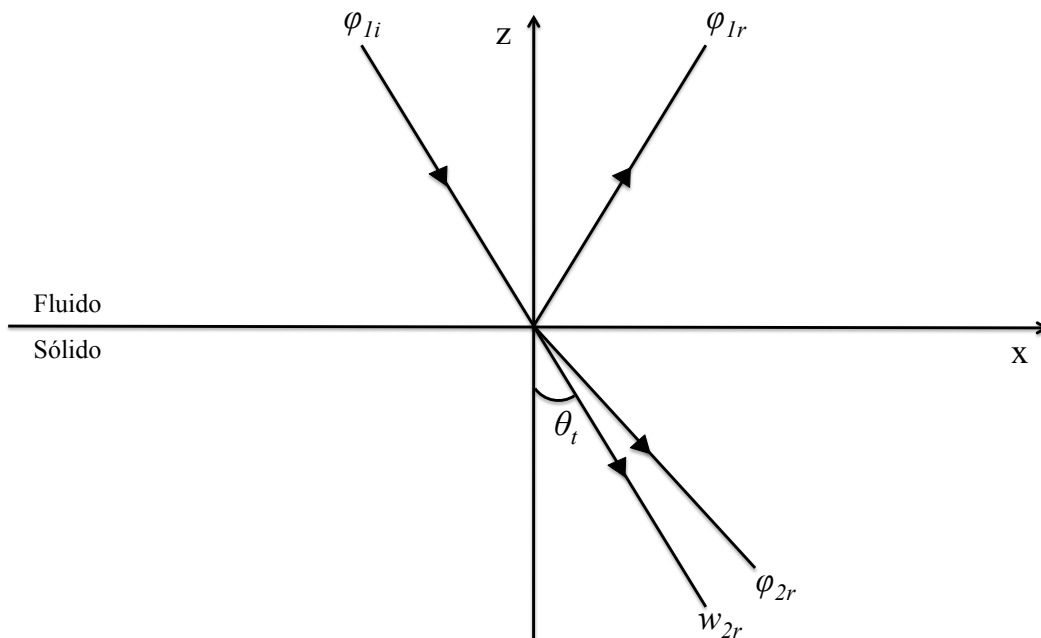


$$R_{1l} = \frac{Z_{2l} \cos^2(2\theta_t) + Z_{2t} \sin^2(2\theta_t) - Z_{1l}}{Z_{2l} \cos^2(2\theta_t) + Z_{2t} \sin^2(2\theta_t) + Z_{1l}} \quad (9)$$

$$E_{1l} = \frac{-2\rho_1\rho_2^{-1}Z_{2t} \cos(2\theta_t)}{Z_{2l} \cos^2(2\theta_t) + Z_{2t} \sin^2(2\theta_t) + Z_{1l}} \quad (10)$$

$$T_{1l} = \frac{2\rho_1\rho_2^{-1}Z_{2t} \cos(2\theta_t)}{Z_{2l} \cos^2(2\theta_t) + Z_{2t} \sin^2(2\theta_t) + Z_{1l}} \quad (11)$$

onde  $Z_{1l}$ ,  $Z_{2l}$  e  $Z_{2t}$  são as impedâncias longitudinal no meio um, transversal no meio dois e longitudinal no meio 2, respectivamente.  $\rho_1$  e  $\rho_2$  as densidades do meio um e dois respectivamente.



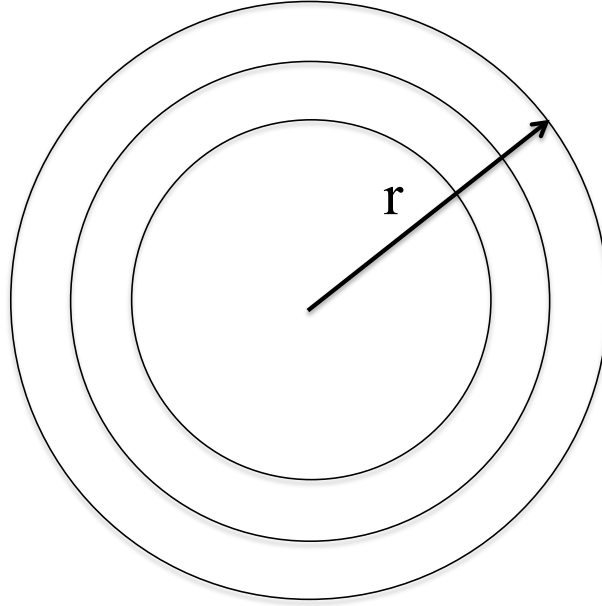
**Figura 3:** Sistema com ondas incidentes (longitudinal), refletida (longitudinal) e refratada (longitudinal e transversal) para uma interface (fluido-sólido) entre dois meios semi-infinitos.

### 4.3 ONDAS ESFÉRICAS: REFLEXÃO EM UMA INTERFACE FLUIDO-SÓLIDO.

A reflexão de ondas planas em superfícies planas foi amplamente estudada e é facilmente encontrada na literatura. Diferentemente de ondas planas, não há simetria entre ondas esféricas e superfícies planas. Agrupando essas duas informações, seria interessante representar uma onda esférica como uma superposição de ondas planas. Uma onda esférica harmônica é do tipo da Equação 12

$$v = \frac{v_0 \exp(i[kr - \omega t])}{r} \quad (12)$$

onde  $v$  é a variável que descreve a onda (pressão, deslocamento etc),  $v_0$  é a amplitude da onda,  $\omega$  a frequência angular,  $k$  o número de onda,  $r$  é a distância radial ao ponto de observação e  $t$  o tempo. Suas frentes de onda são mostradas na Figura 4.



**Figura 4:** Frentes de onda esféricas divergindo do local de origem (fonte). O valor da amplitude a uma distancia  $r$  cai com  $1/r$  da amplitude original.

Expandindo a parte espacial usando a transformada de Fourier chega-se a:

$$\frac{\exp(ikr)}{r} = \frac{i}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp[i(\xi_1 x + \xi_2 y + \chi|z|)] \frac{d\xi_1 d\xi_2}{\chi}; \quad (13)$$

$$\chi = \sqrt{k^2 - \xi^2}, \quad \xi = \sqrt{\xi_1^2 + \xi_2^2}$$

onde  $k$  é o número de onda,  $r$  é a distância radial ao ponto de observação. O integrando da Equação 13 representa uma onda plana propagando-se com vetor de onda com componentes  $\xi_1$ ,  $\xi_2$  e  $\pm\chi$ . A Equação 9 pode ser representada em função do ângulo de incidência. Realizando essa troca de variáveis (ângulo de refração transversal  $\theta_t$  pelo ângulo de incidência  $\theta_i$ ), multiplicando o integrando da Equação 13 pelo coeficiente de reflexão para as ondas planas e solucionando a integral, chega-se a:

$$\begin{aligned}
v &= \frac{v_0 \exp(ikr_1)}{r_1} \left[ R_{1l}(\text{sen}(\theta_0)) - \frac{iN}{kr_1} \right] \exp(-\omega t) \\
N &= \frac{1}{2} \left( \frac{\partial^2 R_{1l}}{\partial \theta_i^2} + \frac{\partial R_{1l}}{\partial \theta_i} \cotan(\theta_i) \right)_{\theta_i = \theta_0} \\
\theta_0 &= \arcsen(r/r_1)
\end{aligned} \tag{14}$$

onde  $v$  é a variável que descreve a onda (pressão, deslocamento etc),  $v_0$  é a amplitude da onda,  $\omega$  a frequência angular,  $k$  o número de onda,  $r$  é a distância radial da fonte ao ponto de observação,  $r_1$  a distância radial da interface ao ponto de observação,  $R_{1l}$  o coeficiente de reflexão,  $\theta_i$  o ângulo de incidência e  $t$  o tempo. Essa Equação descreve a parte do campo acústico relacionada apenas com a reflexão, para ângulos de incidência menores que o ângulo crítico. Para uma incidência com ângulo maior que o ângulo crítico, é necessário acrescentar um termo a mais na Equação 14, referente à onda lateral, que será descrita na próxima seção.

#### 4.4 ONDA LATERAL: PRINCÍPIO DE HUYGHENS

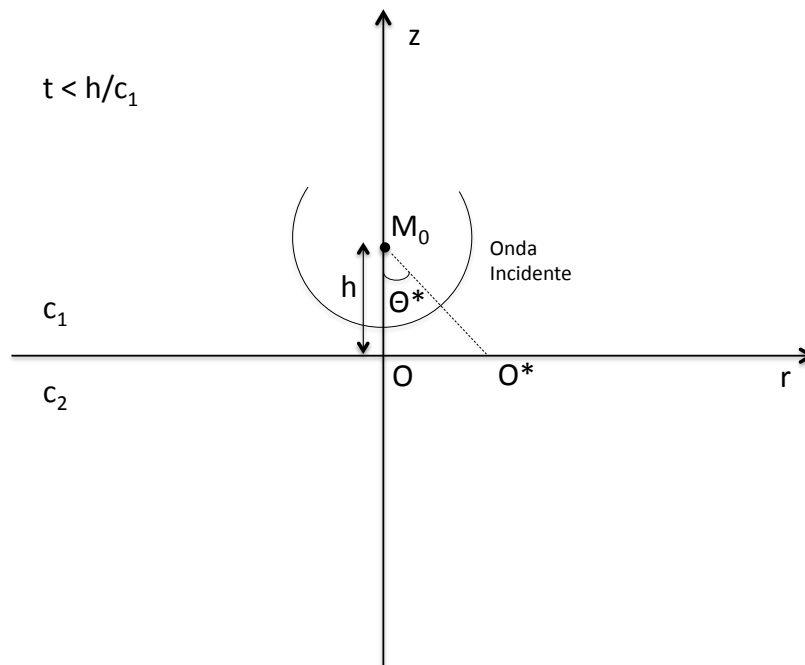
Uma fonte pontual localizada no ponto  $M_0$  a uma distância  $h$  de uma interface plana em  $z = 0$ , com velocidade de compressão do meio 1 igual a  $c_1$ , emite uma onda esférica em  $t = 0$ . Para  $t < h/c_1$  a frente de onda ainda não alcançou a interface (Figura 5). No momento em que a onda esférica incide na interface fluido-sólido ( $t = h/c_1$ ), sua frente de onda é tangente ao eixo  $r$ , e, de acordo com o princípio de Huyghens, este ponto atingido torna-se uma fonte pontual. Para  $h/c_1 < t < c_1 \cos(\theta^*)$ , onde  $\theta^*$  é o ângulo crítico, começam a aparecer as frentes de ondas refletidas e refratadas, que estão conectadas com a onda incidente no ponto  $P$  (Figura 6), este, que se move pela interface com a velocidade dada pela Equação 15:

$$c_p = \frac{c_1}{\text{sen}(\theta_i)} \tag{15}$$

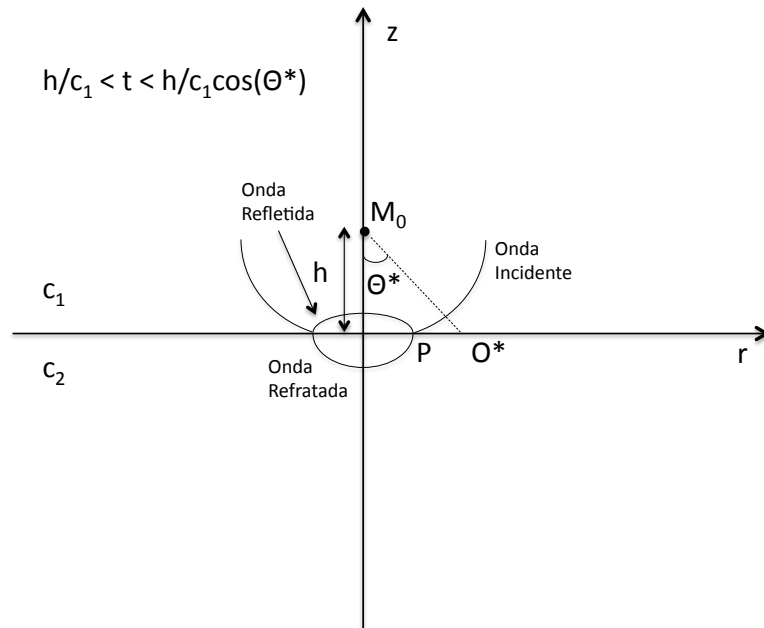
onde  $c_1$  é a velocidade do meio 1 e  $\theta_i$  o ângulo de incidência. Caso  $c_p$  seja maior que  $c_2$  (velocidade de compressão do meio 2, que é maior que a velocidade de compressão do meio 1), as três frentes de onda ainda estarão conectadas. Para  $t = c_1/\text{sen}(\theta_i)$  para  $\theta_i$  igual a  $\theta^*$ , definido pela Equação

$$\text{sen}(\theta^*) = \frac{c_1}{c_2}, \quad (16)$$

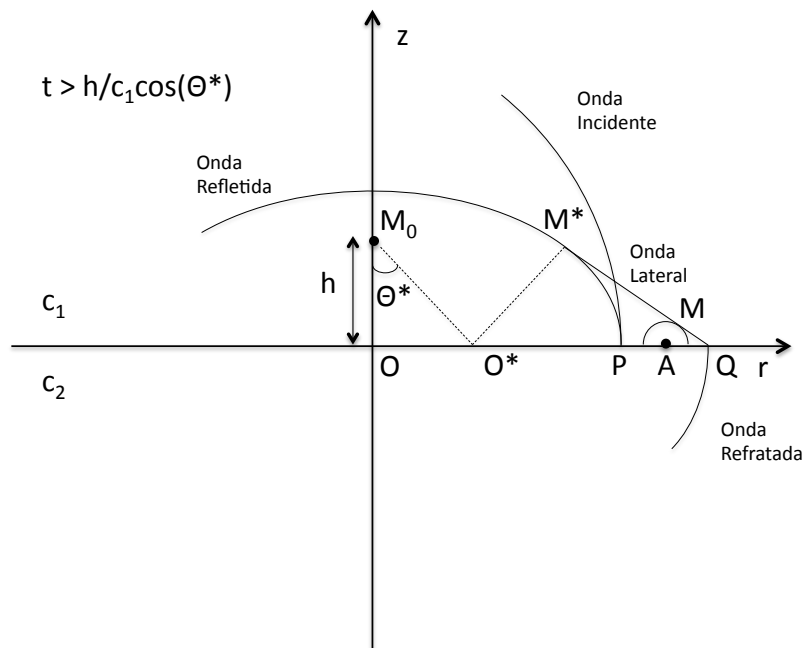
a velocidade do ponto  $P$  é igual à velocidade no meio 2. Para valores grandes de  $t$ , a velocidade do ponto  $P$  fica menor que a velocidade no meio dois, conseqüentemente, a frente de onda refratada que se propaga a partir do ponto  $O^*$  de distúrbio, estará à frente das ondas incidentes e refletidas, não estando mais conectada a elas. Todos os pontos entre o ponto  $P$  (que agora conecta apenas as ondas incidente e refletidas) e o ponto  $Q$  (ponto em que a frente de onda refratada é perpendicular à interface) se tornam novos pontos de distúrbio (por exemplo, o ponto  $A$ ), irradiando para o meio 1 (Figura 7). O envelope desses círculos forma as frentes de onda da chamada onda lateral.



**Figura 5:** Onda esférica emitida por uma fonte pontual localizada em  $M_0$  à uma distância  $h$  de uma interface plana situada em  $z = 0$ .



**Figura 6:** Para  $h/c_1 < t < h/c_1 \cos(\theta^*)$ , as frentes de onda emitida, refletida e refratadas, estão conectadas no ponto  $P$ .



**Figura 7:** Para  $t > h/c_1 \cos(\theta^*)$ , as frentes de onda incidente e refletida não estão mais conectadas com a frente de onda refratada. Para que as condições de contorno sejam satisfeitas, é necessário o aparecimento da onda lateral.

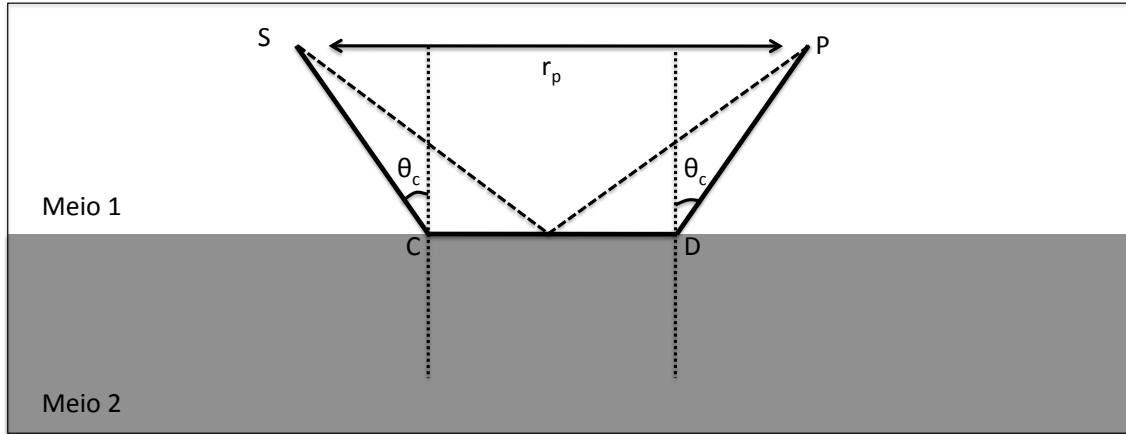
## 4.5 ONDA LATERAL: REPRESENTAÇÃO INTEGRAL

Diferentemente de integrais de funções de variáveis reais, as integrais de funções de variáveis complexas necessitam de um caminho ligando os pontos inicial e final (análogo a integrais de linha no plano real). Alguns métodos de integração para funções de variáveis complexas baseiam-se na modificação desse contorno de integração, afim de facilitar a realização da integração. Entretanto, deve-se ter cuidado, pois as

singularidades do integrando precisam ser levadas em consideração quando é realizada essa mudança de caminho. Quando a integral da Equação 13 é multiplicada pelo coeficiente de reflexão (Equação 9) e resolvida, existe um problema relacionado ao fato da Equação 9 não ser uma função de valor único, ou seja, contém pontos de ramificação. Isso acarreta um problema no método de integração. Para resolver esse problema, transforma-se o contorno de integração original em dois, ao invés de um. O primeiro leva ao resultado mostrado pela Equação 14, o segundo nem sempre pode ser resolvido de forma analítica. A onda lateral nasce dessa segunda integral, que só é necessária devido à existência de um ponto de ramificação. Essa onda só é observada para ângulos de incidência maiores que o ângulo crítico, sendo um fenômeno relacionado à reflexão total. Para o caso de uma interface entre fluidos (não há uma expressão analítica para o caso entre um fluido e um sólido na literatura), a pressão da onda lateral é dada por:

$$p_l = 2i \frac{c_1}{c_2} \left[ k \frac{\rho_2}{\rho_1} \left(1 - \frac{c_1^2}{c_2^2}\right) r_p^{1/2} |CD|^{3/2} \right]^{-1} \exp[ik(|SC| + |DP| + \frac{c_1}{c_2} |CD| - \omega t)] \quad (17)$$

onde  $c_1$  e  $c_2$  são as velocidades de compressão nos meios 1 e 2 respectivamente,  $r_p$  é a projeção da distância entre a fonte e o ponto observador  $p$  sobre a interface. O caminho  $SC$  representa o raio que liga a fonte até a interface fazendo um ângulo  $\theta_c$  com a normal a interface.  $CD$  é o caminho que liga o ponto  $C$  até o ponto  $D$ , sobre a interface e  $DP$  é a linha que liga o ponto  $D$  ao ponto de observação  $P$ . Vale notar que o raio  $DP$  também faz um ângulo  $\theta_c$  com a normal.  $\rho_2$  e  $\rho_1$  são as densidades dos meios 1 e 2 respectivamente,  $k$  é o número de onda,  $\omega$  é a frequência angular e  $t$  é o tempo. A frente de onda referente à onda lateral é uma linha reta (em duas dimensões) ou um cone (em três dimensões) que une as frentes de onda refletida e refratada. Em outras palavras, a onda lateral garante que sejam obedecidas as condições de contorno. De forma resumida (Figura 8), a onda lateral é excitada quando o raio relativo à frente de onda esférica faz um ângulo maior que o ângulo crítico com a interface, propagando-se com a velocidade do meio 2 pela interface e sendo irradiada novamente para o meio 1.



**Figura 8:** Caminho percorrido pela onda lateral: a onda direta incide na interface entre os dois meios com um ângulo  $\theta_c$  maior que o limite (caminho SC). A partir desse momento, é excitada a onda lateral que se propaga pela interface (caminho CD) com a velocidade do meio 2, sendo irradiada para o meio 1, onde é observada no ponto P (caminho DP).

## 4.6 A TRANSMISSÃO AXIAL ULTRASSÔNICA

A transmissão axial ultrassônica baseia-se na disposição linear de transdutores ao longo do eixo principal do material de teste. O transdutor emissor envia o sinal, que se propaga pela interface e, então, é irradiado novamente para o meio 1. Se algumas condições geométricas forem obedecidas, o primeiro sinal que é captado neste tipo de arranjo linear, é a onda lateral. No caso do material de teste ser o osso cortical, a onda é gerada e caminha pela capa cortical, sendo pouco atenuada. O fenômeno de formação da onda lateral foi discutido na seção anterior, daqui para frente, utilizar-se-á o trabalho de BOSSY *et al.* (2002) como referência, para analisar a relação da espessura óssea e a onda lateral.

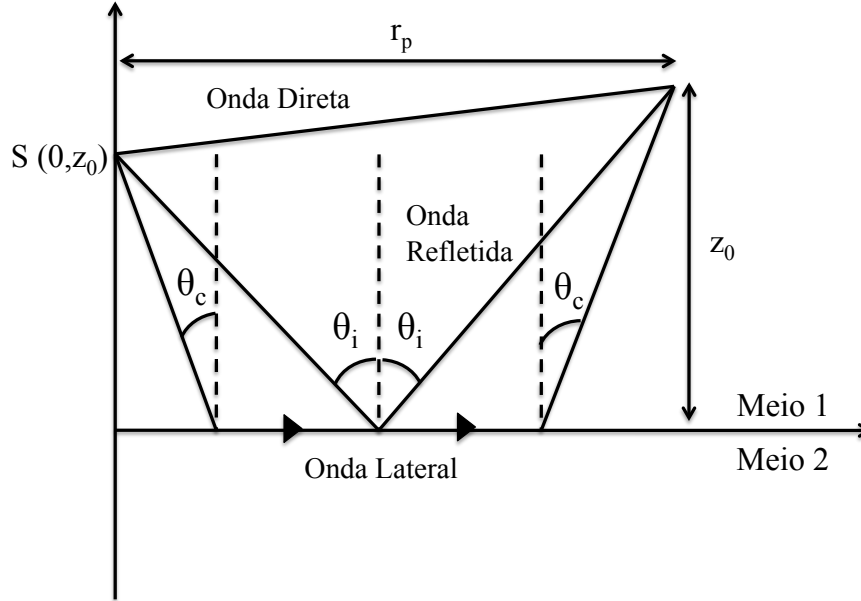
Os tempos de propagação das ondas direta, refletida e lateral são mostrados pelas equações 18, 19 e 20 respectivamente. Os caminhos relativos às ondas estão desenhados na Figura 9

$$t_d = \frac{[r_p^2 + (z - z_0)^2]^{1/2}}{c_1} \quad (18)$$

$$t_r = \frac{[r_p^2 + (z + z_0)^2]^{1/2}}{c_1} \quad (19)$$

$$t_{lat} = \frac{r_p}{c_2} + \frac{(z + z_0)}{c_1} \left(1 - \frac{c_1^2}{c_2^2}\right)^{1/2} \quad (20)$$

onde  $r_p$  é a projeção da distância entre a fonte e um receptor qualquer sobre o eixo horizontal,  $z$  e  $z_0$  são as distâncias do ponto de observação e da fonte à interface.  $c_1$  e  $c_2$  são as velocidades de compressão dos meios 1 e 2 respectivamente.



**Figura 9:** Distâncias envolvidas nos cálculos dos tempos de chegada das diferentes ondas em estudo. Esses tempos são dados pelas equações.

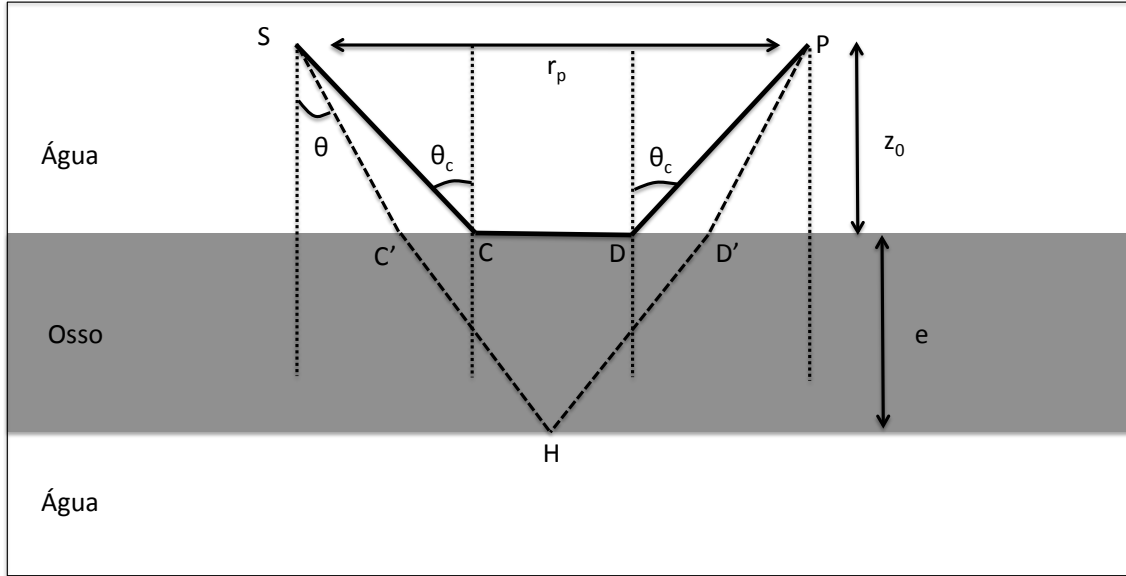
Analisando as equações 18 e 19, percebe-se que a onda direta chega sempre antes da onda refletida. Entretanto, para certos valores de  $r_p$ , a onda lateral é o primeiro sinal de chegada. Igualando as equações 18 e 20, e resolvendo para  $r_p$  chega-se a Equação 21 que representa o valor mínimo de  $r_p$  necessário para que a onda lateral chegue à frente da onda direta.

$$r_{p \min} = \left(1 - \frac{c_1}{c_2}\right)^{1/2} \left[ \frac{c_1}{c_2} (z + z_0) + 2(z z_0)^{1/2} \right] \quad (21)$$

onde  $c_1$  e  $c_2$  são as velocidades dos meios 1 e 2 respectivamente,  $z$  e  $z_0$  são as distâncias verticais do ponto de observação e da fonte respectivamente.

BOSSY *et al.* (2002) fizeram um estudo avaliando a relação entre a espessura do osso cortical e o FAS. Ao invés do caso em que existem dois meios semi-infinitos, será abordado o caso em que a espessura cortical será finita, existindo outra camada de água sob o osso. O caminho referente ao menor raio dentro do osso é SC'HD'P (Figura 10).





**Figura 10:** Menor caminho percorrido pela onda refletida em comparação ao caminho percorrido pela onda lateral: A onda incide com ângulo menor que o crítico ( $SC'$ ), sofrendo refração. Propaga-se pelo osso na primeira vez ( $C'H$ ) ocorrendo a reflexão no fundo ( $H$ ), propagando-se novamente em direção à água ( $HD'$ ). Finalmente ela é refratada novamente chegando ao ponto de observação  $P$  ( $D'P$ ).

Para esse caso, o tempo de voo é dado pela Equação 22 e a distancia percorrida pela Equação 23.

$$t_{\text{int}} = \frac{2z_0}{c_1} \times \frac{1}{\cos(\theta_c)} + \frac{2e}{c_2 \sqrt{\left(1 - \frac{\text{sen}(\theta)}{\text{sen}(\theta_c)}\right)^2}} \quad (22)$$

$$r_{\text{int}} = 2z_0 \tan(\theta) \times 2e \frac{\text{sen}(\theta)}{\text{sen}(\theta_c)} + \frac{1}{\sqrt{\left(1 - \frac{\text{sen}(\theta)}{\text{sen}(\theta_c)}\right)^2}} \quad (23)$$

onde  $z_0$  é a distância da interface à fonte,  $c_1$  e  $c_2$  são as velocidades dos meios 1 e 2, respectivamente e  $\theta_c$  o ângulo crítico. Para placas espessas ( $e > \lambda'$ ), para todos os valores de  $r$  e tipos de detecção, o FAS é a onda lateral. Para placas finas ( $e \leq \lambda'$ ), o FAS depende dos valores de  $r$  e do tipo de critério de detecção. Para placas muito finas ( $e \leq \lambda'/8$ ), com processo de detecção independente da amplitude, o FAS é referente às ondas de Lamb.

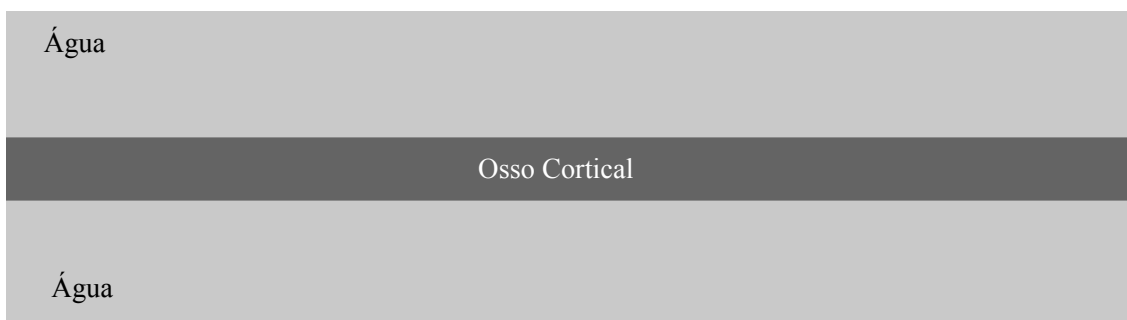
Assim, as condições para espessura e  $r_{p \text{ min}}$  utilizadas no presente estudo estão de acordo com essa teoria, garantindo que a onda que será medida como FAS é a onda lateral.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, será descrita em detalhes a metodologia usada nos estudos por simulação computacional (algoritmo, estágios simulados, geometria dos modelos, propriedades acústicas e elásticas dos materiais e os parâmetros de interesse) bem como o processamento dos sinais.

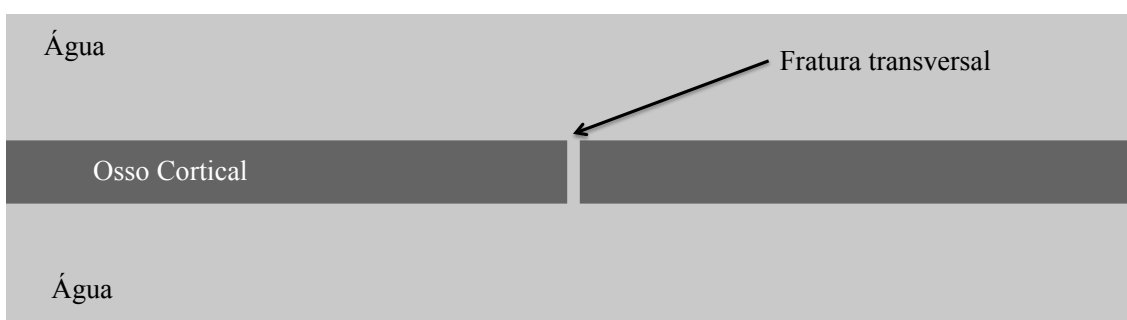
### 5.1 ESTÁGIOS DA CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA

Neste estudo, foram simulados os sete principais estágios da consolidação óssea: (1) osso intacto; (2) osso após fratura; (3) formação dos calos mole e rígido; (4) reabsorção parcial do calo mole; (5) reabsorção total do calo mole; (6) Junção das extremidades ósseas; (7) remodelação do calo ósseo. O estágio 1 (Figura 11) representa o osso cortical intacto, modelado por um retângulo, água foi usada para mimetizar os tecidos moles ao seu redor.



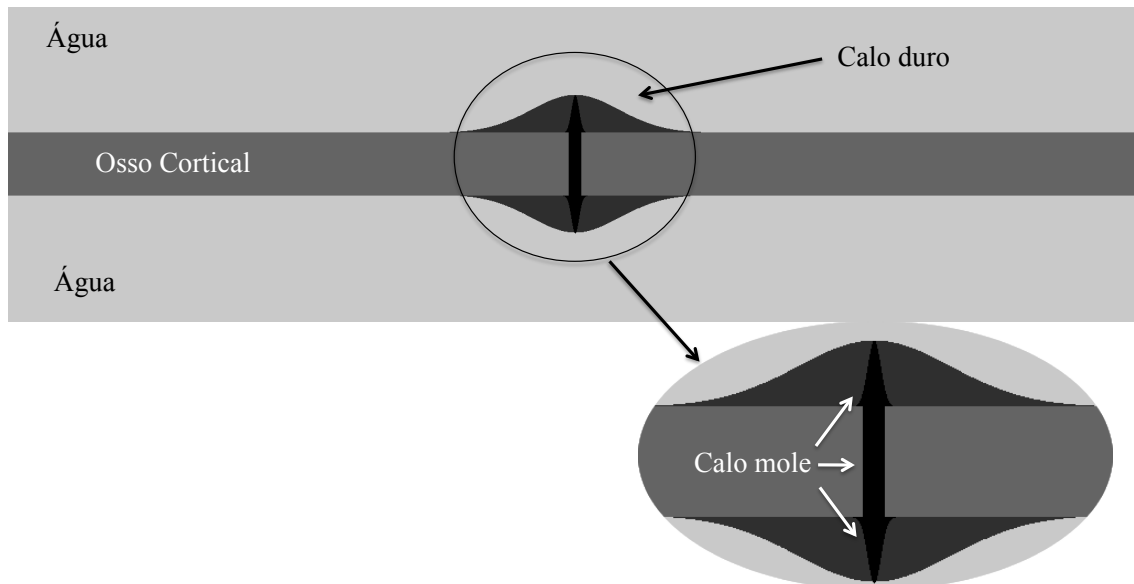
**Figura 11:** Osso cortical íntegro. Água usada para mimetizar os tecidos moles.

A segunda fase do modelo (Figura 12), que representa o que ocorre imediatamente após a fratura, é caracterizada pela formação de um processo inflamatório. Nesta etapa, o osso é modelado por dois retângulos e a água mimetiza, além dos tecidos moles, o sangue ao redor e entre as partes ósseas.



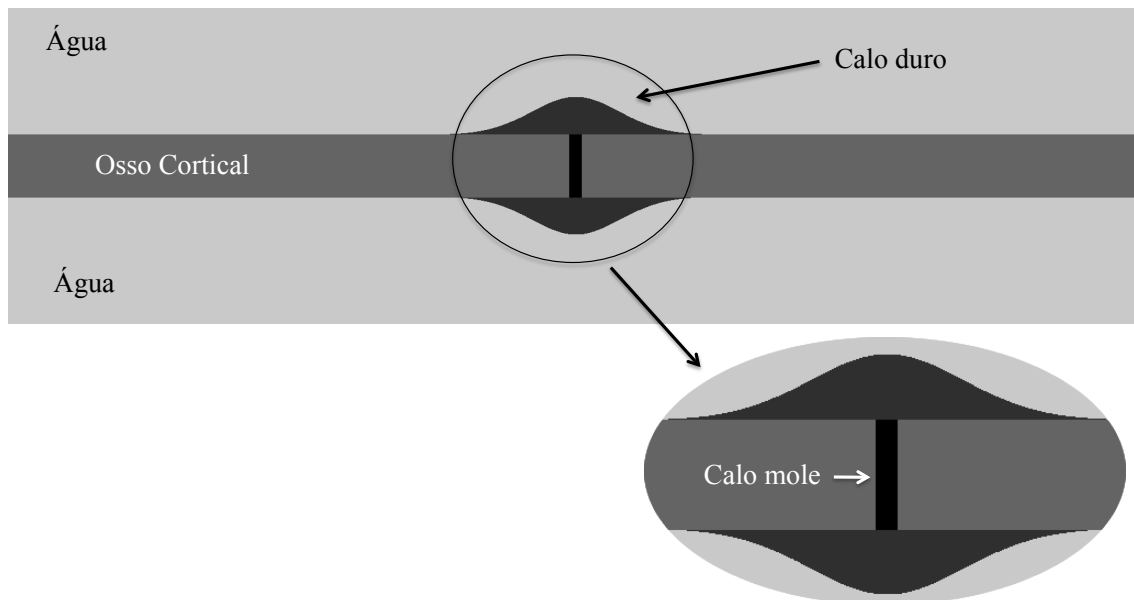
**Figura 12:** Osso após fratura, sendo o sangue mimetizado pela água.

No estágio 3 há a formação dos calos duro (modelado por uma gaussiana) e mole (modelado por uma gaussiana e um retângulo). O primeiro localiza-se externamente à região da fratura e o segundo internamente às regiões do calo duro e entre as extremidades ósseas (Figura 13).



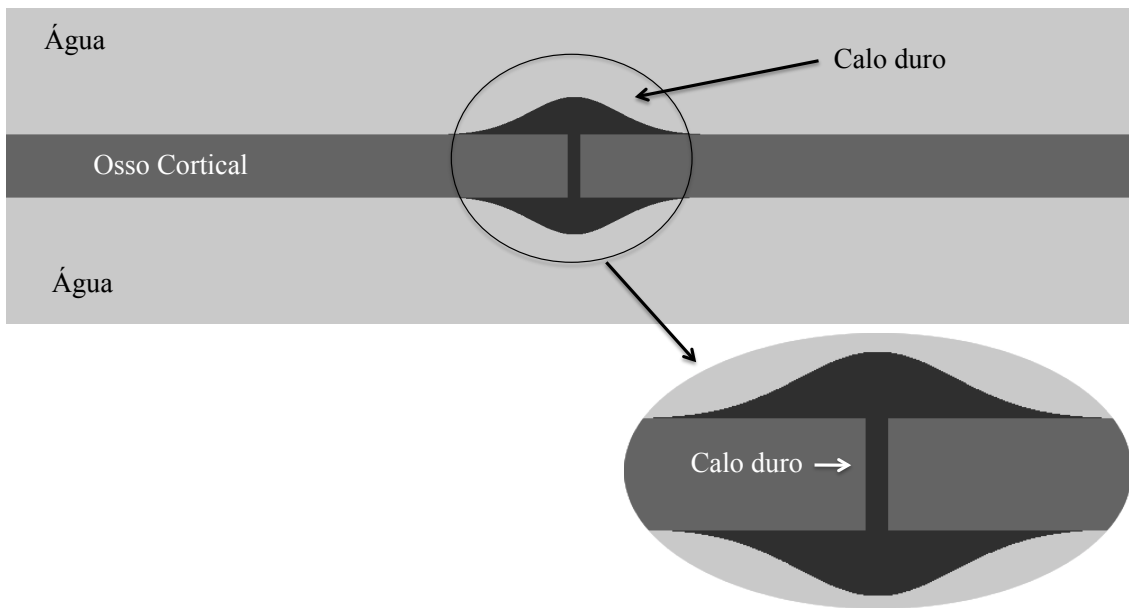
**Figura 13:** Formação dos calos duro e mole. O primeiro está localizado externamente à região da fratura enquanto o segundo se encontra no interior do calo duro e no espaço entre as extremidades.

No estágio 4 ocorre a absorção parcial do calo mole pelo calo duro como mostra a Figura 14.



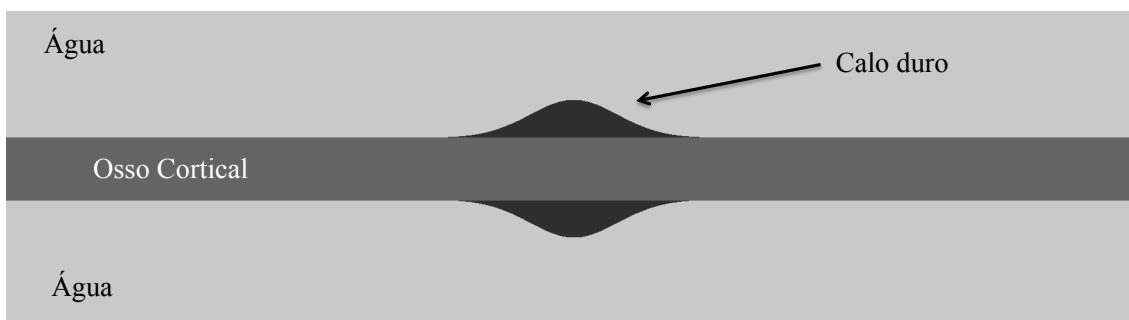
**Figura 14:** Reabsorção parcial do calo mole pelo calo duro.

No estágio 5 ocorre a reabsorção total do calo mole pelo calo rígido, o que é visto na Figura 15.



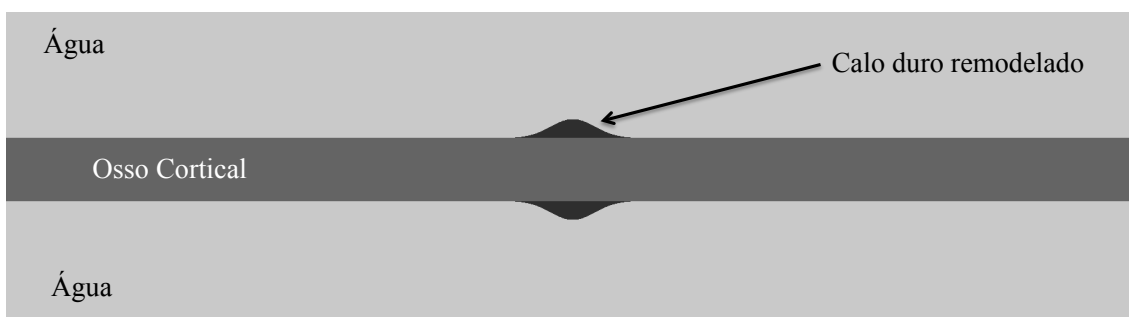
**Figura 15:** Reabsorção total do calo mole pelo calo duro.

Na penúltima fase (estágio 6), o osso está completamente formado, faltando apenas a remodelagem do calo duro. Este estágio é representado pelo modelo da Figura 16.



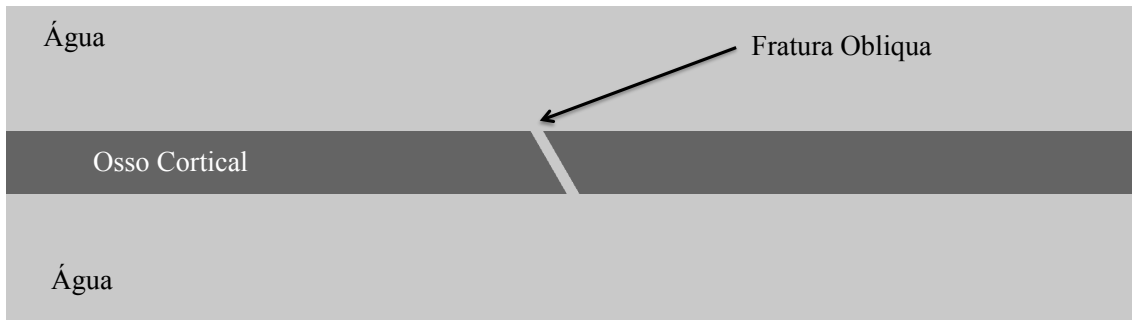
**Figura 16:** Formação completa do osso.

Como pode ser visto na Figura 17, no último estágio o osso está completamente formado e o calo remodelado, completando o processo de consolidação óssea.



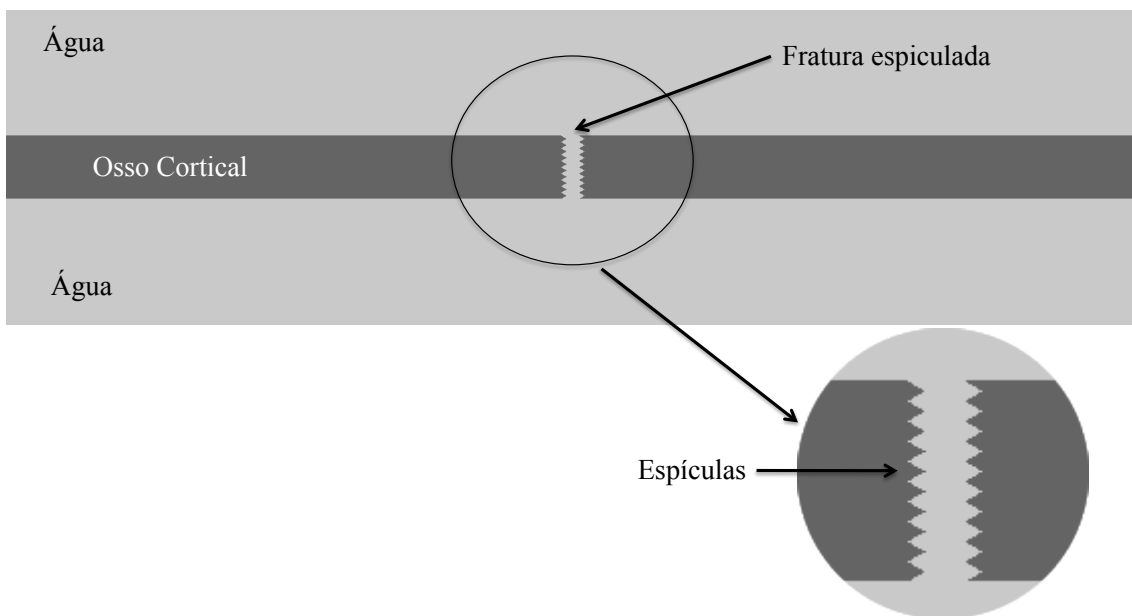
**Figura 17:** Remodelagem do calo.

Esses sete estágios de consolidação foram modelados também para fraturas obliquas e espiculadas. Um exemplo dessas geometrias para o estágio 2 pode ser visto nas Figuras 18 e 19, respectivamente.



**Figuras 18:** Fratura oblíqua no estágio 2.

Nos estágios 2, 3, 4 e 5 das fraturas espiculadas, as espículas são modeladas como triângulos eqüiláteros de lado 1 mm, representando uma fratura que não é perfeitamente transversal.



**Figura 19:** Fratura espiculada no estágio 2.

## 5.2 SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS

As simulações computacionais foram desenvolvidas utilizando o software comercial Wave2000<sup>®</sup> (Cyberlogic, New York, USA), que baseia-se no método de diferenças finitas no domínio do tempo para encontrar soluções da equação da onda em duas dimensões (equação 24),

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} = \left[ \mu + \eta \frac{\partial}{\partial t} \right] \nabla^2 \mathbf{u} + \left[ \lambda + \mu + \phi \frac{\partial}{\partial t} + \frac{\eta}{3} \frac{\partial}{\partial t} \right] \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) \quad (24)$$

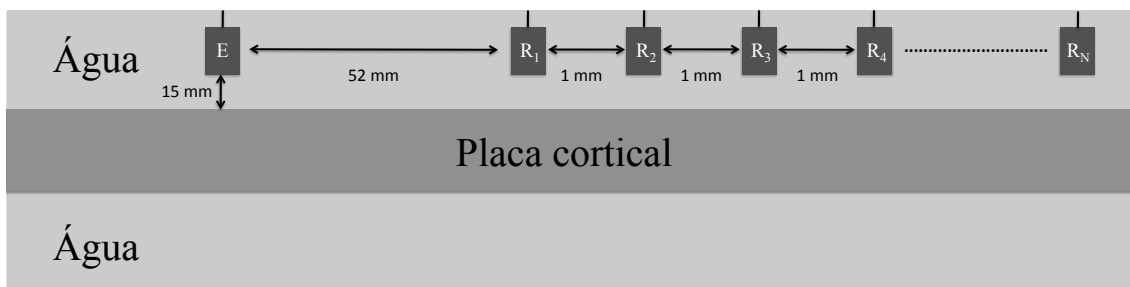
onde  $\rho$  é a densidade do meio,  $\mathbf{u}$  o vetor deslocamento,  $\eta$  é a viscosidade volumétrica (compressão),  $\phi$  a viscosidade de cisalhamento,  $\lambda$  e  $\mu$  são as primeira e segunda

constantes de Lamé, respectivamente. Como essa equação necessita dos parâmetros de entrada  $\lambda$  e  $\mu$ , e os dados utilizados neste trabalho estão na forma de  $E$  (módulo de Young) e  $\zeta$  (razão de Poisson), utilizam-se as relações descritas pela equação 25 para realizar a conversão:

$$\lambda = \frac{E}{(1 + \zeta)(1 - 2\zeta)}; \mu = \frac{E}{2(1 + \zeta)}. \quad (25)$$

Como a atenuação por absorção foi negligenciada, os valores das viscosidades volumétrica e de cisalhamento foram considerados iguais a 0.

Os modelos numéricos usaram uma discretização espacial de 0,2 mm e temporal de 0,00436  $\mu$ s. A fonte pontual emite um pulso gaussiano com duração de 3 $\mu$ s e frequência central de 1 MHz. Trinta e dois receptores foram posicionados a 15 mm acima da placa cortical, medindo 3 mm de comprimento e espaçados entre si em 1 mm. A distância entre a fonte e o primeiro receptor é 52 mm. A equação de onda é resolvida em função do deslocamento, porém, pode-se escolher como saída do programa o sinal medido em função da pressão média na face dos receptores. Esses sinais eram então exportados pelo programa (com extensão .txt) para posterior processamento, contendo a amplitude de pressão e sua correspondente coordenada temporal. A Figura 20 mostra a geometria geral das simulações.



**Figura 20:** Exemplo de geometria de transmissão axial modelada nas simulações.

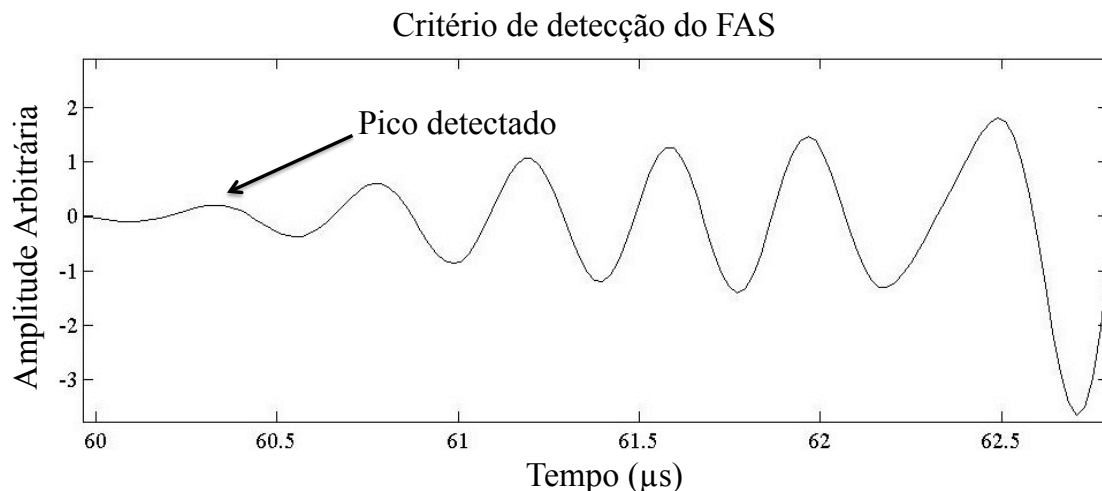
### 5.3 GEOMETRIA DAS SIMULAÇÕES

Em todos os estágios, foi usado o esquema de transmissão axial, com um transdutor emissor e um arranjo contendo 32 transdutores receptores. O osso cortical foi modelado como uma placa retangular (isotrópica e homogênea), medindo 180 mm de comprimento e 10 mm de espessura. Para cada um dos estágios, 5 tipos de traços de fraturas foram simulados: reta (transversal), oblíqua (angulações de 30, 45 e 60 graus) e espiculada. A separação entre as extremidades ósseas foi de 2 mm. Os calos mole

(estágio 3) e rígido (estágios 4, 5 e 6) foram representados no modelo como duas gaussianas, sendo a primeira com largura de 40 mm e a segunda com 2 mm, ambas com 6 mm de altura. O calo remodelado que aparece no estágio 7, é representado por uma terceira gaussiana com 20 mm de largura e 3 mm de altura. As espículas das fraturas do tipo espiculadas, são modeladas como triângulos equiláteros.

## 5.4 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Os sinais simulados pelo software Wave2000<sup>®</sup> foram processados usando uma rotina implementada no ambiente de programação MATLAB<sup>®</sup> (MathWorks Inc., Natick MA). O algoritmo baseado no conceito de derivada, detecta automaticamente a amplitude de pressão do primeiro pico do FAS, que é utilizada para o cálculo da atenuação, e também, para selecionar a coordenada temporal referente a esse pico para a identificação do tempo de voo (Figura 21).



**Figura 21:** O primeiro pico é usado como critério de detecção dos valores de atenuação e tempo de voo.

## 5.5 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

A Tabela 1 mostra as propriedades acústicas e elásticas dos materiais utilizados nas simulações.

**Tabela 1.** Propriedade dos materiais: densidade ( $\rho$ ), módulo de Young ( $E$ ) e razão de Poisson ( $\xi$ ), respectivamente. As velocidades longitudinal ( $V_L$ ) e transversal ( $V_T$ ) são automaticamente calculadas pelo programa. Todos os valores foram tirados do estudo de GHEDUZZI, S. *et al.* (2009), exceto água retirada da biblioteca do software.

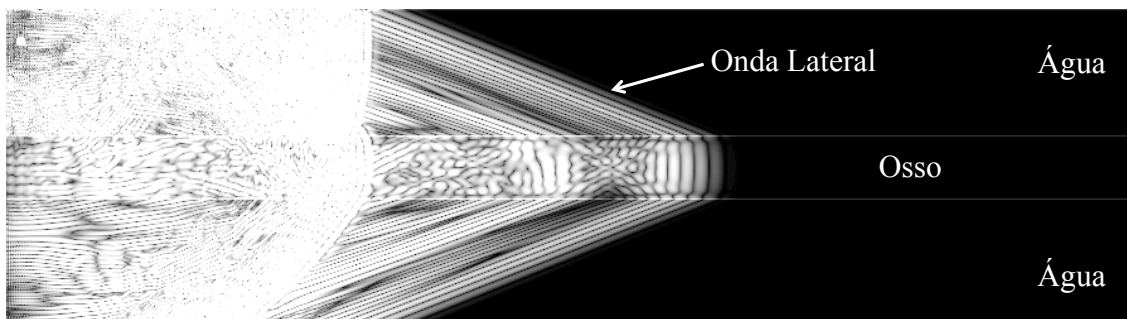
Material	$\rho$ ( $\text{kg m}^{-3}$ )	$E$ (GPa)	$\xi$	$V_L$ ( $\text{m s}^{-1}$ )	$V_T$ ( $\text{m s}^{-1}$ )
Calo duro	1600	5	0,3	2050	1095
Cartilagem	1050	2,45	0,3	1775	946
Osso Cortical	1850	16,45	0,37	4000	1800
Água	1000	2,24	0	1500	0

## 6 RESULTADOS

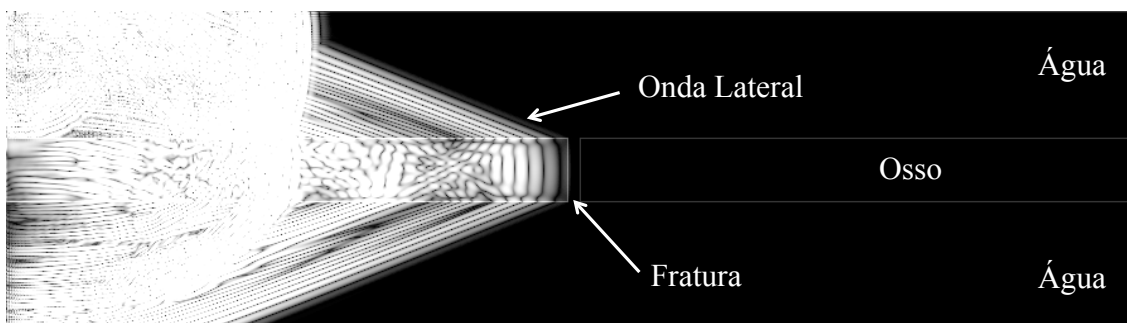
Este capítulo será dedicado à apresentação dos resultados, sendo dividido em três partes: a primeira é relativa aos gráficos de propagação de ondas nos meios, a segunda, dos gráficos de atenuação do FAS, enquanto a terceira aos de tempo de voo.

### 6.1 PROPAGAÇÃO

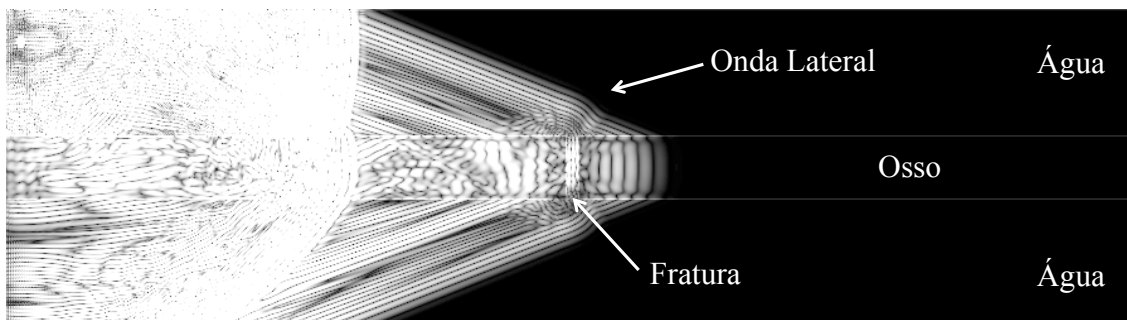
As Figuras 22, 23 e 24 representam exemplos da propagação da onda lateral no osso íntegro, antes de chegar à fratura e após cruzá-la, respectivamente. A Figura 25 exemplifica um sinal característico do FAS.



**Figura 22:** Propagação da onda lateral no osso íntegro.

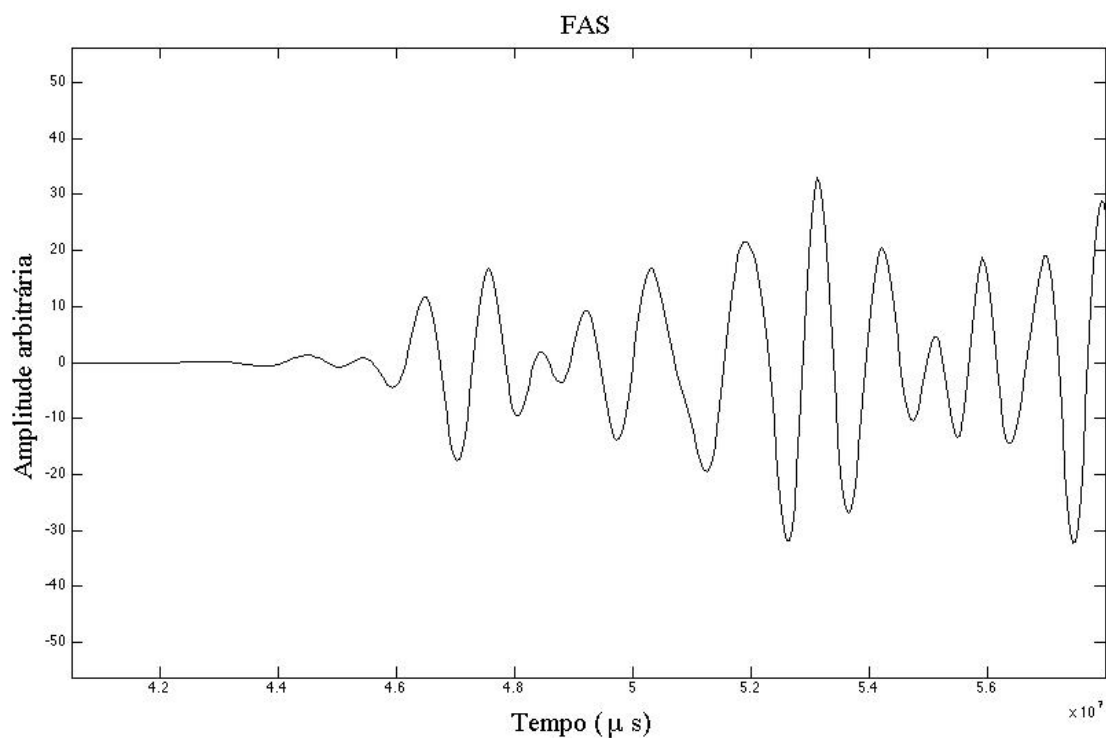


**Figura 23:** Propagação da onda lateral no osso fraturado (estágio 2 – fratura transversal) antes de atingir a fratura.



**Figura 24:** Propagação da onda lateral no osso fraturado (estágio 2 – fratura transversal) após atingir a fratura.





**Figura 25:** Exemplo de FAS referente ao estágio 2 da fratura transversal.

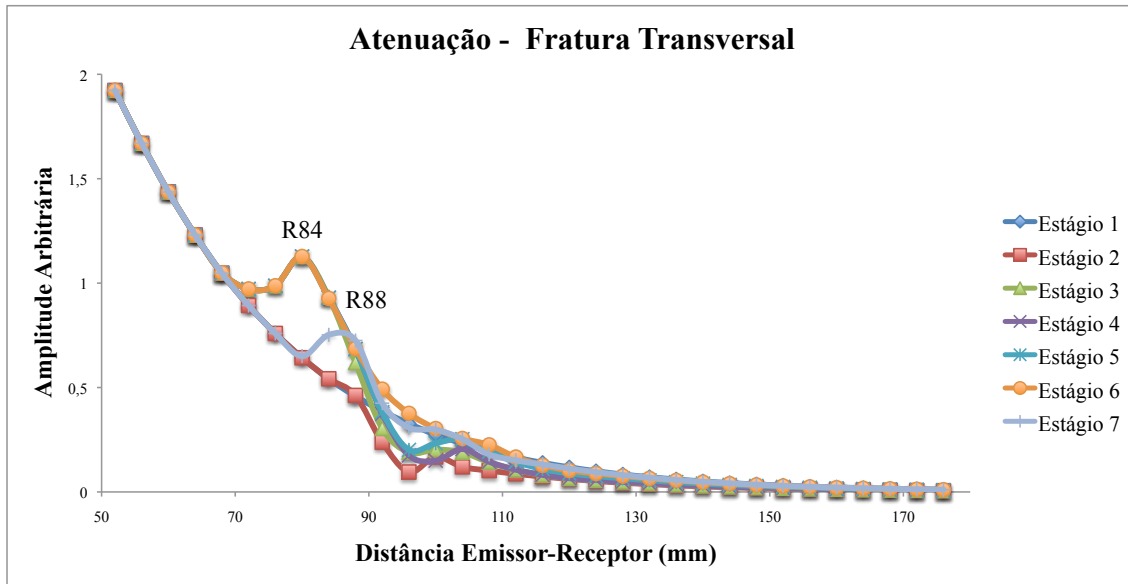
## 6.2 ATENUAÇÃO

A Tabela 2 ilustra os valores das amplitudes em todos os estágios de consolidação para os diferentes traços de fraturas.

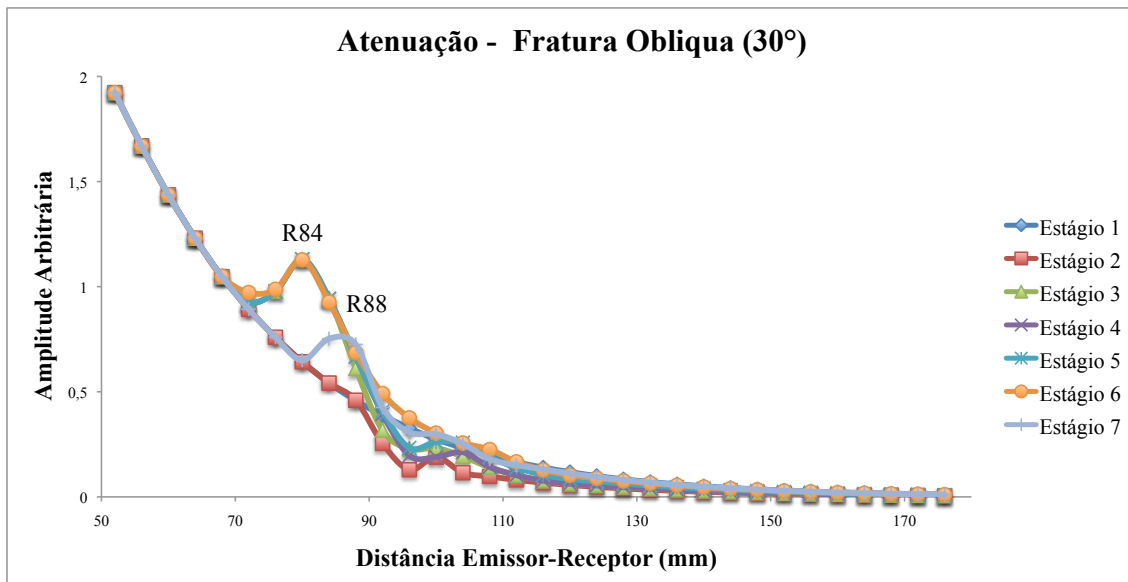
**Tabela 2.** Valores das amplitudes (unidades arbitrárias) para cada um dos estágios da consolidação óssea em cada tipo de fratura no último receptor (R180). Como os estágios 1, 6 e 7 são os mesmos para todos os tipos de fratura, compartilham o mesmo valor.

Estágios	Transversal	Obliqua (30°)	Obliqua (45°)	Obliqua (60°)	Espiculada
1	0,0111	0,0111	0,0111	0,0111	0,0111
2	0,0058	0,0053	0,005	0,004	0,0052
3	0,0064	0,0063	0,0059	0,0053	0,007
4	0,0065	0,0063	0,006	0,0053	0,0071
5	0,0088	0,0086	0,0082	0,0074	0,0092
6	0,0103	0,0103	0,0103	0,0103	0,0103
7	0,0107	0,0107	0,0107	0,0107	0,0107

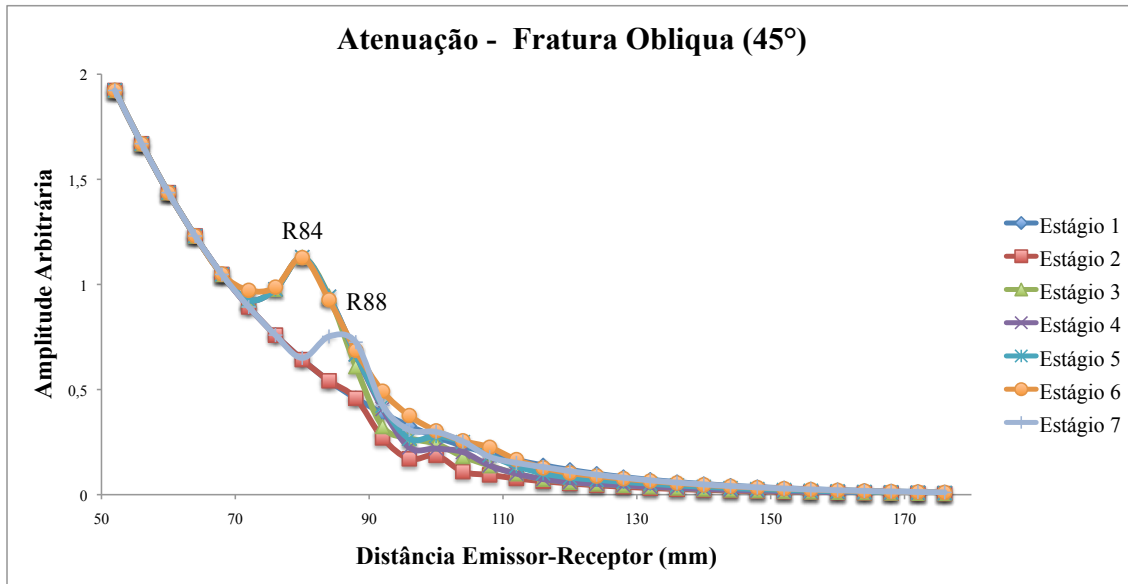
\*Valores arbitrários de amplitude.



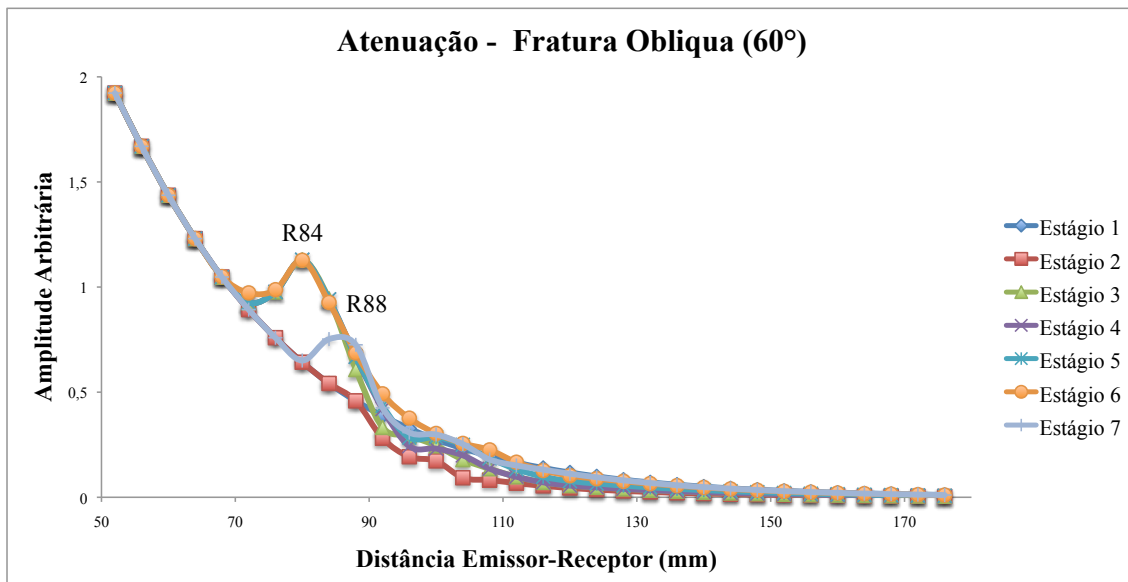
**Figura 26:** Curvas de atenuação do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo transversal.



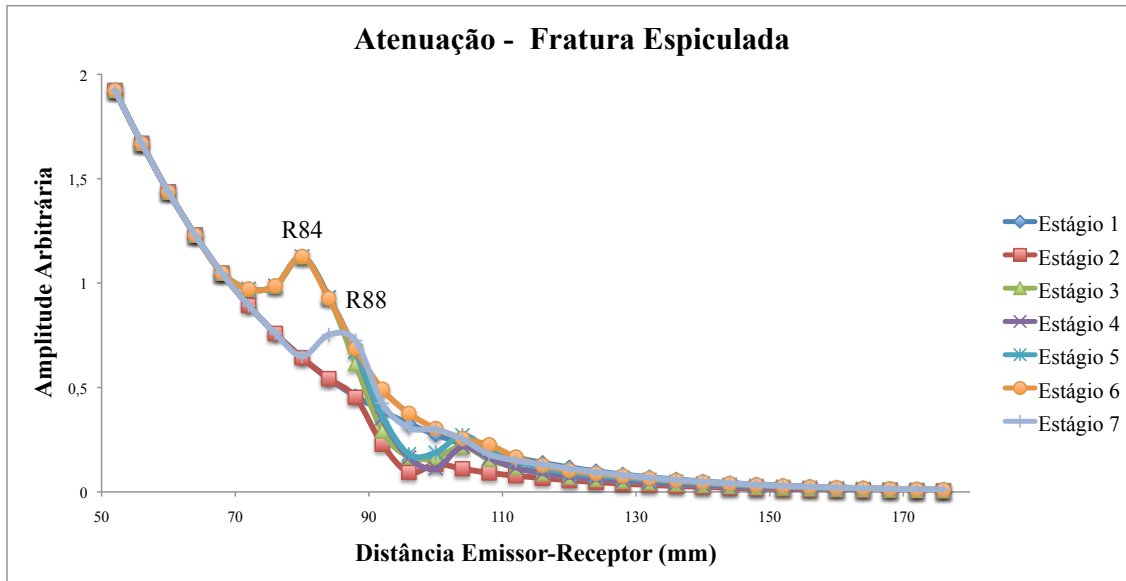
**Figura 27:** Curvas de atenuação do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo obliqua (30°).



**Figura 28:** Curvas de atenuação do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo obliqua (45°).



**Figura 29:** Curvas de atenuação do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo obliqua (60°).



**Figura 30:** Curvas de atenuação do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo espiculada.

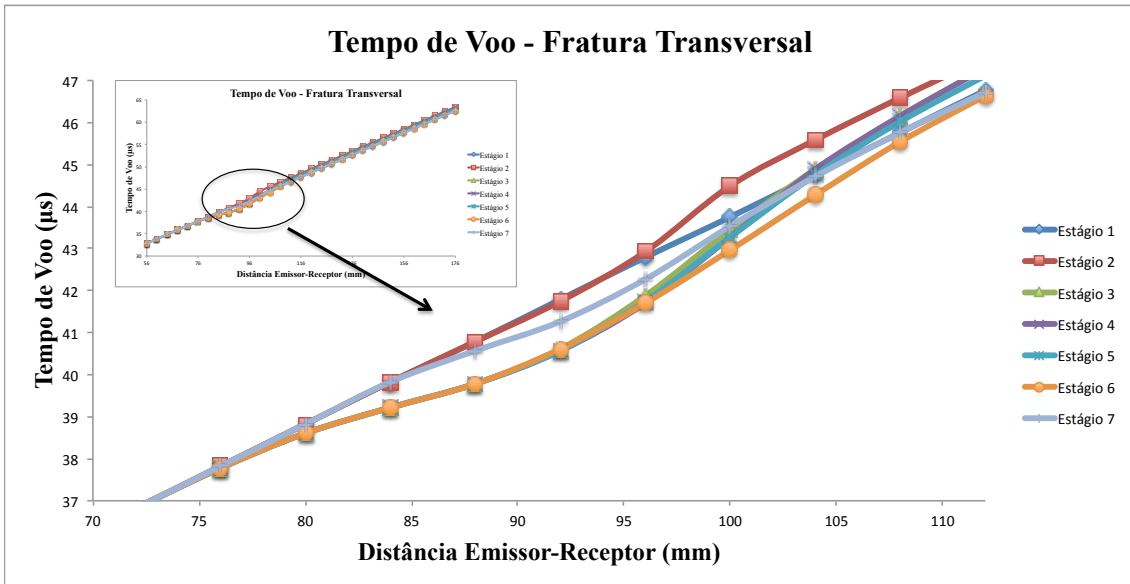
Como se pode notar, os padrões das curvas são muito semelhantes para um mesmo estágio.

### 6.3 TEMPO DE VOO

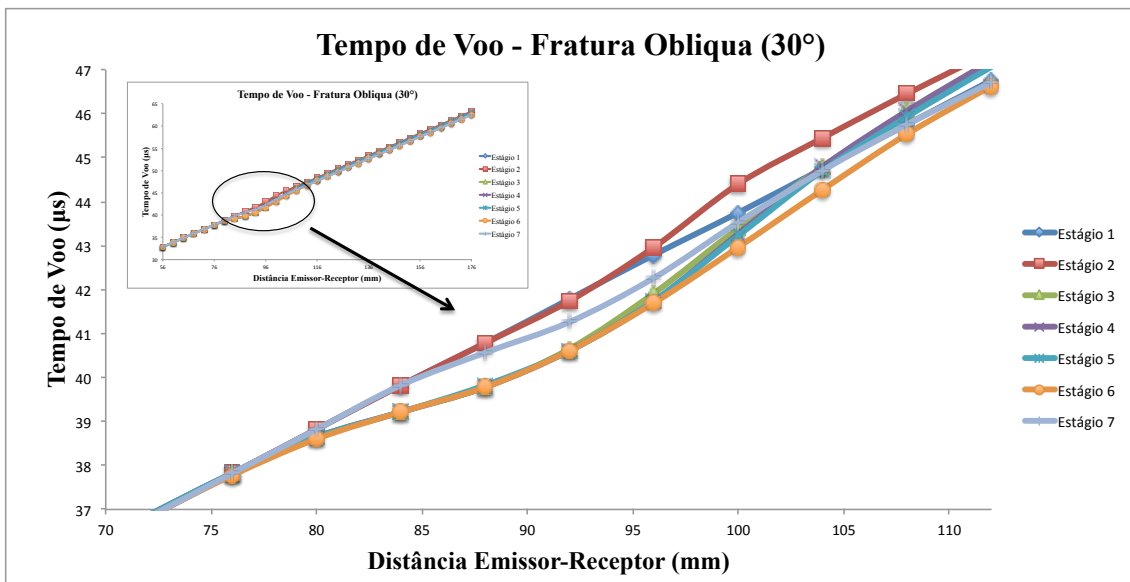
A Tabela 3 ilustra os valores de tempo de voo para todos os tipos de fratura nos 7 estágios de consolidação modelados.

**Tabela 3.** Valores dos tempos de voo ( $\mu$ s) para cada um dos estágios da consolidação óssea em cada tipo de fratura no último receptor (R180). Como os estágios 1, 6 e 7 são os mesmos para todos os tipos de fratura, compartilham o mesmo valor.

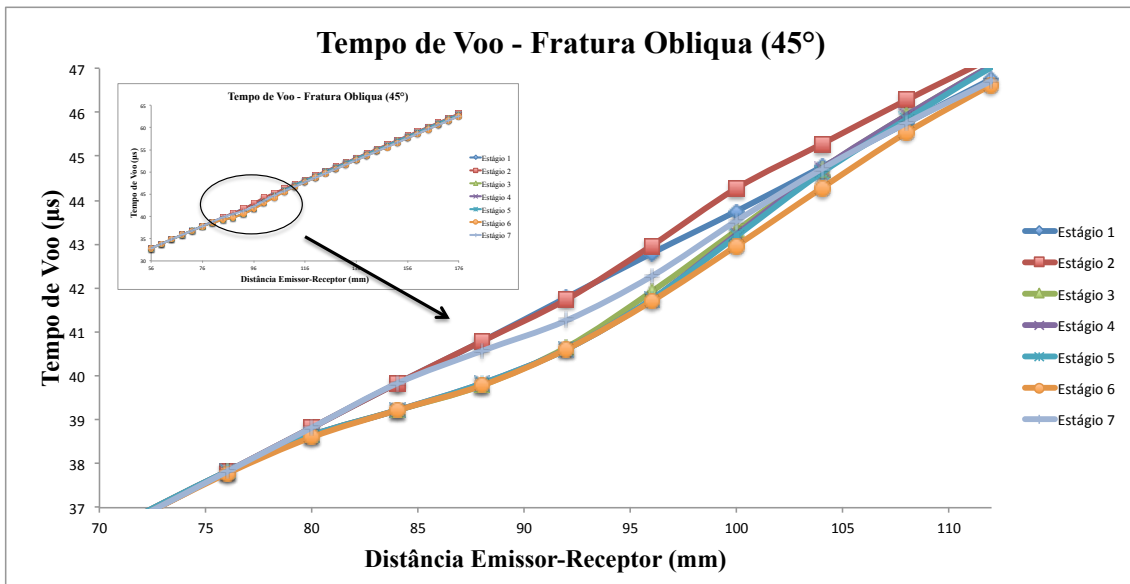
Estágios	Transversal	Obliqua (30°)	Obliqua (45°)	Obliqua (60°)	Espiculada
1	62,60	62,60	62,60	62,60	62,60
2	63,43	63,30	63,16	63,03	63,64
3	63,16	63,12	63,00	62,95	63,38
4	63,21	63,12	63,00	62,95	63,38
5	63,03	62,99	62,90	62,86	63,21
6	62,60	62,60	62,60	62,60	62,60
7	62,60	62,60	62,60	62,60	62,60



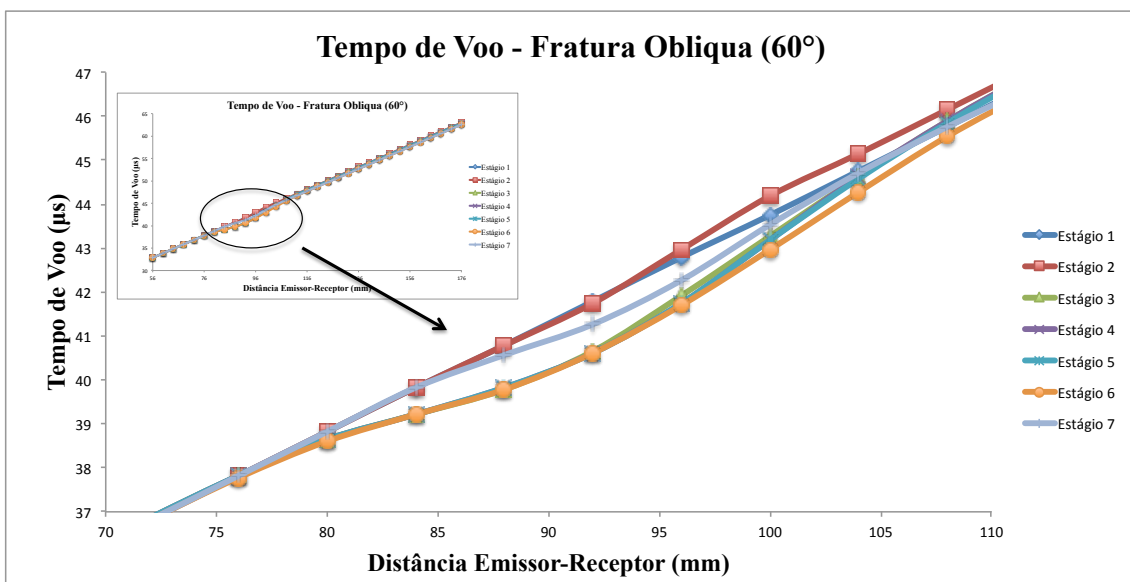
**Figura 31:** Curvas do tempo de voo do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo transversal.



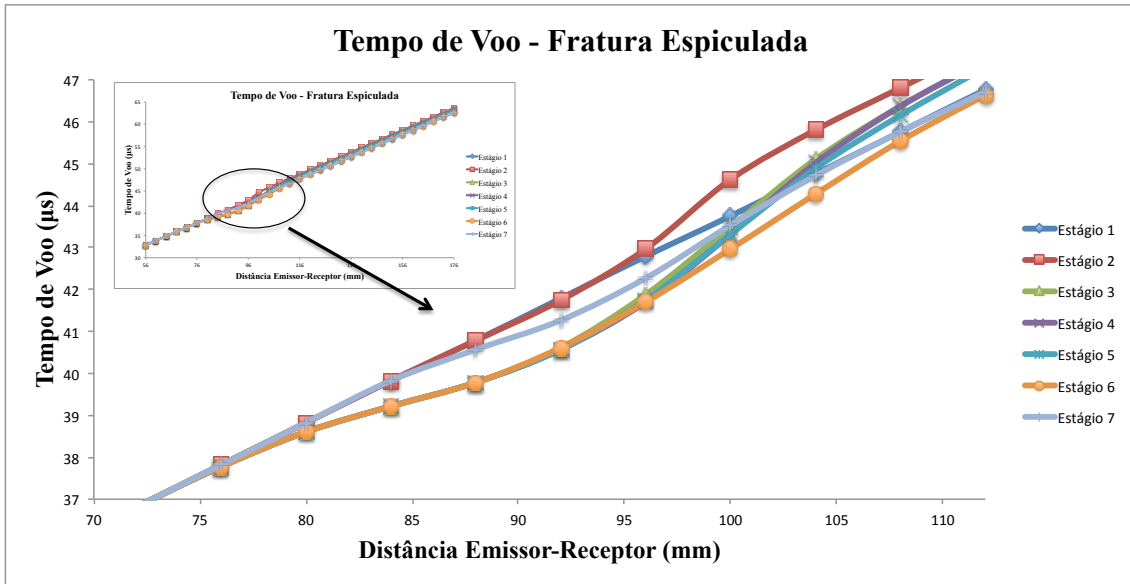
**Figura 32:** Curvas do tempo de voo do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo oblíqua (30°).



**Figura 33:** Curvas do tempo de voo do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo oblíqua (45°).



**Figura 34:** Curvas do tempo de voo do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo oblíqua (60°).



**Figura 35:** Curvas do tempo de voo do FAS para todos os estágios de consolidação óssea em fraturas do tipo espiculada.

Como se pode notar, as curvas de tempo de voo também apresentam uma similaridade para um mesmo estágio.

## 7 DISCUSSÃO

Nesse capítulo será feita a interpretação dos resultados apresentados no capítulo anterior bem como a comparação com a literatura.

### 7.1 PROPAGAÇÃO

As Figuras 22, 23 e 24 representam a propagação da onda lateral no osso íntegro e osso fraturado antes e após a fratura, respectivamente. Como explicado no capítulo 4 (Seções 4.4 e 4.5), a onda gerada pela fonte sofre reflexão e refração na interface. Um dos componentes do campo refletido é a onda lateral. Esse é o tipo de propagação mais simples, onde esta onda caminha indefinidamente (negligenciando fenômenos de dissipação) pela interface (Figura 22). Quando existe uma descontinuidade como mostrado na Figura 23, a onda sofre um fenômeno de difração/espalhamento na interface entre o osso e a água (espaço de fratura). Essa onda difratada caminha pelo espaço que existe entre as duas metades do osso, excitando uma nova onda lateral na outra metade, continuando assim sua propagação normal, e, novamente através da interface entre a água e osso (Figura 24).

### 7.2 ATENUAÇÃO

A atenuação do sinal ultrassônico vem sendo utilizada como um dos critérios descritores da condição óssea. Os parâmetros derivados deste critério são o coeficiente de atenuação, a amplitude da onda em função da distância, o SPL e a BUA, como foi abordado anteriormente no capítulo 2 (Revisão Bibliográfica).

Os valores das amplitudes de pressão presentes na Tabela 2 indicam que, independente do estágio de consolidação, fraturas do tipo oblíqua atenuam de 1% a 16% mais que as fraturas transversais. Percebe-se também que essa atenuação cresce com o aumento da inclinação, para um mesmo estágio. DODD *et al.* (2008) encontraram um resultado semelhante em seus modelos numéricos no estágio 2. No segundo estágio, as fraturas espiculadas têm uma atenuação 5% maior que as fraturas transversais e 1% maior que as oblíquas com angulação de 30 graus. Nos estágios seguintes, em que existe o calo ósseo, a fratura espiculada mostra-se com amplitude de 4% a 16% maior que as outras, sugerindo que algum fenômeno de interferência referente à existência do calo, tem maior peso para esse tipo de fratura.



Quando são analisadas as amplitudes entre os estágios, para um mesmo tipo de fratura, percebe-se que o valor máximo ocorre no primeiro estágio, ou seja, com o osso íntegro. A partir do estágio 2, momento em que ocorre a fratura, as amplitudes chegam aos seus menores valores devido à descontinuidade, corroborando com os resultados previamente encontrados por GHEDUZZI *et al.* (2009). Conforme o osso vai se consolidando, as amplitudes vão aumentando. Quando o processo está completo, a amplitude do sinal no osso íntegro com o calo remodelado (estágio 7) tende ao valor do primeiro estágio, concordando com MACHADO *et al.* (2010). Comparando os valores de amplitude do sinal entre os estágios 6 e 7, nos quais a única diferença é o tamanho e a forma do calo, nota-se que estes valores parecem sensíveis às alterações do calo, confirmando DODD *et al.* (2007).

As Figuras de atenuação (Figuras 26, 27, 28, 29 e 30) mostram que os primeiros pontos de máximos locais, que acontecem na posição R84 para os estágios 3, 4, 5 e 6 e R88 para os estágio 7, indicam a existência do calo havendo também uma relação com a posição do calo, que começa no ponto 70 para os estágios 3, 4, 5 e 6 e 80 para o estágio 7. Os primeiros mínimos locais entretanto, mostram uma relação com a existência do *gap*, e, conseqüentemente com a sua posição, já que esses pontos se encontram na posição R100 e as fraturas começam no ponto 88. Isso fica evidente quando são analisadas as curvas dos estágios 1, 2, 6 e 7. O estágio 1 não contém calo nem fratura, sua curva não contém nem os máximos nem os mínimos locais, caindo exponencialmente. No estágio 2 onde há apenas a fratura, há somente os mínimos locais. Nos estágios 6 e 7 que representam a consolidação completa, sem e com a remodelação do calo, existe apenas o calo ósseo, não existindo o mínimo global, mas sim o máximo global (em posições diferentes já que o calo não se inicia no mesmo ponto). Os estágios que contêm as características descritas em suas curvas (estágios 3, 4 e 5), contêm ambos o *gap* e o calo.

### 7.3 TEMPO DE VOO

Assim como a atenuação do sinal e os parâmetros característicos que derivam deste, o tempo de voo tem se mostrado um indicador interessante da condição óssea. Ele também pode ser usado para calcular a velocidade da onda sonora (SOS), dando origem a outra forma de análise.

Os valores do tempo de voo presentes na Tabela 3 indicam que, independentemente do estágio de consolidação óssea, fraturas obliquas têm valores menores de tempo de voo que os de fraturas transversais, também mostrado por DODD *et al.* (2008), e, que esses valores diminuem conforme o ângulo de inclinação aumenta, inversamente ao que ocorre com o padrão dos valores de atenuação. As fraturas espiculadas são as que contêm o maior tempo de voo entre todos os tipos de fraturas (estágios 2, 3, 4 e 5). Já para os estágios 3, 4 e 5, as fraturas espiculadas apresentam menor atenuação. Esses resultados sugerem que há um comportamento inverso entre os parâmetros tempo de voo e atenuação para os modelos propostos.

No primeiro estágio (osso íntegro), o valor de tempo de voo é o menor. Quando existe o rompimento ósseo, esse valor sobe bruscamente, sendo o valor máximo entre todos os estágios, para o mesmo tipo de fratura. Nos estágios 3, 4, e 5, onde existe a formação do calo duro no exterior com um calo mole interno, a reabsorção parcial e total do calo mole, respectivamente, o tempo de voo começa a diminuir progressivamente. Quando há a formação completa do osso (estágios 6 e 7), o tempo de voo chega ao seu valor mínimo (igual ao valor do primeiro estágio). Esses resultados estão de acordo com os encontrados por MACHADO *et al.* (2010) e PROTOPAPPAS *et al.* (2006, 2007). A diferença entre esses dois estágios é devida à remodelagem do calo. Como os valores do tempo de voo não variam com o tamanho e forma do calo, acredita-se que não sejam sensíveis à este tipo de alteração, o que também foi percebido por DODD *et al.* (2007) e PROTOPAPPAS *et al.* (2006, 2007).

As Figuras 31, 32, 33, 34 e 35 representam as curvas de tempo de voo em função da distância, no intervalo entre o início e o final da não linearidade de cada uma das curvas, que contêm todos os estágios para cada um dos tipos de fraturas (exceto para o primeiro estágio, onde não há essa descontinuidade). Percebe-se que, quando ocorre a fratura no estágio 2, a descontinuidade aparece acima da curva padrão do estágio 1, mostrando que os receptores que estão naquele intervalo captam um atraso no sinal. A partir do terceiro estágio onde há a formação do calo, existe uma diminuição do tempo de voo, já que, ao invés de se propagar apenas pela água até os receptores, a onda se propaga pelo calo ósseo, que é um material com maior velocidade de propagação. No estágio 7, o calo já sofreu a remodelagem, sendo assim, neste estágio ocorre uma menor variação do tempo de voo em relação à curva padrão.

## 7.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Como limitações deste estudo, podem ser citadas a ausência de atenuação devido ao fenômeno de absorção e a não inclusão de um modelo experimental, seja *in vivo* ou *in vitro*. Como a absorção pode afetar significativamente a amplitude da onda, haveria o problema relacionado à sensibilidade dos transdutores e ao ruído intrínseco da instrumentação, gerando assim problemas na identificação do sinal. Experimentos *in vitro* levariam em consideração essas duas variáveis, entretanto ainda não seriam definitivos, já que o tecido ósseo é extremamente complexo, sendo de difícil modelagem. Experimentos *in vivo* seriam a melhor forma de avaliar corretamente o comportamento do processo de recuperação de fraturas, entretanto, outros problemas aparecem. Assim, as simulações facilitam o entendimento dos fenômenos básicos que as outras formas de estudo.

## 8 CONCLUSÃO

Foi realizado um modelo numérico linear a partir de um software comercial visando simular a transmissão axial ultrassônica para estudar os parâmetros amplitude e tempo de voo nos vários estágios da consolidação óssea em diferentes tipos de fraturas. Os resultados mostraram um padrão entre as grandezas estudadas e as geometrias e estágios de consolidação óssea modelados, que cria a possibilidade de utilizar tais parâmetros em conjunto para caracterizar os estágios e os tipos de fraturas.

Como próximas etapas, pretende-se realizar experimentos *in vivo* e *in vitro* em conjunto com simulações levando em consideração a absorção e não-linearidades e ruído, desenvolvendo, assim, um protocolo mais realístico para o acompanhamento de fraturas usando ultrassom.

## REFERÊNCIAS

BOSSY, E.; TALMANT, M.; LAUGIER, P. Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission: A 2D simulation study. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 112, n. 1, p. 297–307. doi: 10.1121/1.1480836, 2002.

BOSSY, E.; TALMANT, M.; LAUGIER, P. Three-dimensional simulations of ultrasonic axial transmission velocity measurement on cortical bone models. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 115, n. 5, p. 2314–2324. doi: 10.1121/1.1689960, 2004.

BREKHOVSKIKH, L. M.; GODIN, O. A. **Acoustics of layered media I: plane and quasi-plane waves**, Springer series on wave phenomena. 2nd ed. Berlin ; New York: Springer, 1998.

BREKHOVSKIKH, L. M.; GODIN, O. A. **Acoustics of layered media II: point sources and bounded beams**, Springer series on wave phenomena. 2nd ed. Berlin ; New York: Springer, 1999.

CAMUS, E.; TALMANT, M.; BERGER, G.; LAUGIER, P. Analysis of the axial transmission technique for the assessment of skeletal status. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 108, n. 6, p. 3058–3065. doi: 10.1121/1.1290245, 2000.

ČERVENÝ, V.; RAVINDRA, R. **Theory of seismic head waves**. Toronto: University of Toronto Press, 1971.

DODD, S. P.; CUNNINGHAM, J. L.; MILES, A. W.; GHEDUZZI, S.; HUMPHREY, V. F. Ultrasonic propagation in cortical bone mimics. **Physics in Medicine and Biology**, v. 51, n. 18, p. 4635–4647. doi: 10.1088/0031-9155/51/18/012, 2006.

DODD, S. P.; MILES, A. W.; GHEDUZZI, S.; HUMPHREY, V. F.; CUNNINGHAM, J. L. Modelling the effects of different fracture geometries and healing stages on ultrasound signal loss across a long bone fracture. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 10, n. 5, p. 371–375. doi: 10.1080/10255840701502387, 2007.

DODD, S. P.; CUNNINGHAM, J. L.; MILES, A.W.; GHEDUZZI, S.; HUMPHREY, V. F. An in vitro study of ultrasound signal loss across simple fractures in cortical bone mimics and bovine cortical bone samples. **Bone**, v. 40, n. 3, p. 656–661. doi: 10.1016/j.bone.2006.10.004, 2007.

DODD, S. P.; CUNNINGHAM, J. L.; MILES, A. W.; GHEDUZZI, S.; HUMPHREY, V. F. Ultrasound Transmission Loss Across Transverse and Oblique Bone Fractures: An In Vitro Study. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 34, n. 3, p. 454–462. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2007.09.002, 2008.

FISH, P. **Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound**. 1st ed. West Sussex, England: Wiley & Sons, 1990.

FOLDES, A. J.; RIMON, A.; KEINAN, D. D.; POPOVTZER, M. M. Quantitative ultrasound of the tibia: a novel approach for assessment of bone status. **Bone**, v. 17, n. 4, p. 363–367, 1995.

FUERST, T.; GLÜER, C. C.; GENANT, H. K. Quantitative ultrasound. **European Journal of Radiology**, v. 20, n. 3, p. 188–192. doi: 10.1016/0720-048X(95)00650-F, 1995.

GHEDUZZI, S.; DODD, S. P.; MILES, A. W.; HUMPHREY, V. F.; CUNNINGHAM, J. L. Numerical and experimental simulation of the effect of long bone fracture healing stages on ultrasound transmission across an idealized fracture. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 126, n. 2, p. 887–894. doi: 10.1121/1.3158938, 2009.

GLUER, C. C. A new quality of bone ultrasound research. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 55, n. 7, p. 1524–1528. doi: 10.1109/TUFFC.2008.828, 2008.

JUNQUEIRA, L. C. U.; CARNEIRO, J.; KELLEY, R. O. **Basic histology**. 10th ed. Norwalk, Conn.: Appleton & Lange, 1992.

LAUGIER, P. Instrumentation for in vivo ultrasonic characterization of bone strength. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 55, n. 6, p. 1179–1196. doi: 10.1109/TUFFC.2008.782, 2008.

LOWET, G.; VAN DER PERRE, G. Ultrasound velocity measurement in long bones: Measurement method and simulation of ultrasound wave propagation. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 10, p. 1255–1262. doi: 10.1016/0021-9290(96)00054-1, 1996.

MACHADO, C. B.; PEREIRA, W. C. A.; TALMANT, M.; PADILLA, F.; LAUGIER, P. Computational Evaluation of the Compositional Factors in Fracture Healing Affecting Ultrasound Axial Transmission Measurements. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 36, n. 8, p. 1314–1326. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.05.008, 2010.

MACHADO, C. B.; PEREIRA, W. C. A.; GRANKE, M. et al. Experimental and simulation results on the effect of cortical bone mineralization in ultrasound axial transmission measurements: A model for fracture healing ultrasound monitoring. **Bone**, v. 48, n. 5, p. 1202–1209. doi: 10.1016/j.bone.2011.02.021, 2011.

MARSELL, R.; EINHORN, T. A. The biology of fracture healing. **Injury**, v. 42, n. 6, p. 551–555. doi: 10.1016/j.injury.2011.03.031, 2011.

MOILANEN, P.; NICHOLSON, P. H. F.; KILAPPA, V.; CHENG, S.; TIMONEN, J. Measuring guided waves in long bones: Modeling and experiments in free and immersed plates. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 32, n. 5, p. 709–719. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.02.1402, 2006.

MOILANEN, P.; NICHOLSON, P. H. F.; KILAPPA, V.; CHENG, S.; TIMONEN, J. Assessment of the cortical bone thickness using ultrasonic guided waves: Modelling and in vitro study. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 33, n. 2, p. 254–262. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.07.038, 2007.

MOILANEN, P.; TALMANT, M.; KILAPPA, V.; et al. Modeling the impact of soft tissue on axial transmission measurements of ultrasonic guided waves in human radius. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 124, n. 4, p. 2364–2373. doi: 10.1121/1.2973228, 2008.

NAILI, S.; VU, M. B.; GRIMAL, Q. et al. Influence of viscoelastic and viscous absorption on ultrasonic wave propagation in cortical bone: Application to axial transmission. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 127, n. 4, p. 2622–2634. doi: 10.1121/1.3353091, 2010.

NJEH, C. F.; KEARTON, J. R.; HANS, D.; BOIVIN, C. M. The use of quantitative ultrasound to monitor fracture healing: a feasibility study using phantoms. **Medical**

**Engineering & Physics**, v. 20, n. 10, p. 781–786. doi: 10.1016/S1350-4533(99)00014-4, 1999.

PETERSON, D. R.; BRONZINO, J. D. **Biomechanics: principles and applications**. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2008.

PHILLIPS, A. M. Overview of the fracture healing cascade. **Injury**, v. 36, n. 3, p. S5–S7. doi: 10.1016/j.injury.2005.07.027, 2005.

PROTOPAPPAS, V. C.; BAGA, D. A.; FOTIADIS, D. I. et al. An ultrasound wearable system for the monitoring and acceleration of fracture healing in long bones. **IEEE transactions on biomedical engineering**, v. 52, n. 9, p. 1597–1608. doi: 10.1109/TBME.2005.851507, 2005.

PROTOPAPPAS, V. C.; FOTIADIS, D. I.; MALIZOS, K. N. Guided ultrasound wave propagation in intact and healing long bones. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 32, n. 5, p. 693–708. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.02.001, 2006.

PROTOPAPPAS, V. C.; KOURTIS, I. C.; KOURTIS, L. C. et al. Three-dimensional finite element modeling of guided ultrasound wave propagation in intact and healing long bones. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 121, n. 6, p. 3907–3921. doi: 10.1121/1.2354067, 2007.

PROTOPAPPAS, V. C.; VAVVA, M. G.; FOTIADIS, D. I.; MALIZOS, K. N. Ultrasonic monitoring of bone fracture healing. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, v. 55, n. 6, p. 1243–1255. doi: 10.1109/TUFFC.2008.787, 2008.

RHO, J. Y.; KUHN-SPEARING, L.; ZIOUPOS, P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. **Medical Engineering & Physics**, v. 20, n. 2, p. 92–102. doi: 10.1016/S1350-4533(98)00007-1, 1998.

ROSA, P. T. C. R.; MATUSIN, D. P.; PEREIRA, A. J. F.; MACHADO, C. B.; PEREIRA, W. C. A. Evaluating periodicity of trabecular bone phantoms using ultrasound signals. p.309–313. IEEE. doi: 10.1109/PAHCE.2011.5871911, 2011.



SIEGEL, I. M.; ANAST, G. T.; FIELDS, T. The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across the fracture site. **Surgery, gynecology & obstetrics**, v. 107, n. 3, p. 327–332, 1958.

TA, D.; HUANG, K.; WANG, W.; WANG, Y.; LE, L. H. Identification and analysis of multimode guided waves in tibia cortical bone. **Ultrasonics**, v. 44, p. e279–e284. doi: 10.1016/j.ultras.2006.06.013, 2006.

TALMANT, M.; KOLTA, S.; ROUX, C. et al. In vivo Performance Evaluation of Bi-Directional Ultrasonic Axial Transmission for Cortical Bone Assessment. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 35, n. 6, p. 912–919. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.12.008, 2009.

TATARINOV, A.; SARVAZYAN, N.; SARVAZYAN, A. Use of multiple acoustic wave modes for assessment of long bones: Model study. **Ultrasonics**, v. 43, n. 8, p. 672–680. doi: 10.1016/j.ultras.2005.03.004, 2005.

VAVVA, M. G.; PROTOPAPPAS, V. C.; GERGIDIS, L. N. et al. The effect of boundary conditions on guided wave propagation in two-dimensional models of healing bone. **Ultrasonics**, v. 48, n. 6-7, p. 598–606. doi: 10.1016/j.ultras.2008.04.013, 2008.

WELLS, P. N. T. Current status and future technical advances of ultrasonic imaging. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 19, n. 5, p. 14–20. doi: 10.1109/51.870227, 2000.