
MARINA STORANI DE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO DE GUIA DE ONDAS ULTRA-SÔNICAS
PARA MONITORAR A OSSEOINTEGRAÇÃO DE
IMPLANTES DENTÁRIOS**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação

Orientador: Prof. Dr. Carlos Dias Maciel

São Carlos

2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

*Aos meus queridos pais e irmão,
por tudo.*

AGRADECIMENTO

Ao Prof. Dr. Carlos Dias Maciel, que é um grande orientador;

Ao Prof. Dr. José Carlos Pereira, pelo apoio;

Ao Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho pela participação na qualificação e revisão crítica do trabalho;

Ao Rui Bertho, que fez todas as peças necessárias para os ensaios de laboratório;

Aos professores e amigos da Universidade de São Paulo e da Universidade Federal de São Carlos.

Aos imprevistos que mudaram o meu caminho!

“Não te recordes de nenhuma injustiça causada pelo próximo;

não andes pelo caminho do orgulho.

O orgulho é abominável a Deus e aos homens;

e toda a iniquidade das nações provoca horror.”

Eclo 10, 6-7

RESUMO

ALMEIDA, Marina Storani (2007). **Desenvolvimento de guia de ondas ultra-sônicas para monitorar a osseointegração de implantes dentários.** 118f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

Os equipamentos disponíveis para acompanhamento clínico de implantes dentários monitoram mudanças de estabilidade, mas não são capazes de quantificar o nível de osseointegração. A literatura mostra que a aplicação de ultra-som pulsado de baixa intensidade estimula o reparo de fraturas ósseas e o crescimento de tecido ósseo nos poros de implantes, indicando que um guia de onda ultra-sônico poderia ser usado tanto para monitorar o processo de osseointegração como também para diminuir o período de recuperação. Diversas dimensões e geometrias foram consideradas nas simulações dos guias ultra-sônicos, e o guia com formato degrau apresentou maior sensibilidade a mudanças na composição do meio que envolve o implante. Resultados obtidos por simulação indicam que há uma relação linear entre a energia do sinal detectado e o grau de osseointegração. Foram realizados experimentos com guias de onda de titânio e alumínio, sendo necessário realizar mais estudos com guias de dimensões reduzidas para a obtenção de um dispositivo adequado para uso clínico.

Palavras-Chave: Guia de onda ultra-sônico. Ultra-som. Implantes dentários. Osseointegração.

ABSTRACT

ALMEIDA, Marina Storani (2007). **Development of ultrasonic waveguide for monitoring dental implant osseointegration.** 118f. M.Sc. (Dissertation) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

Available equipments for clinical assessment of dental implants monitor changes in stiffness but are not able to quantify the osseointegration level. Literature shows that the application of low-intensity pulsed ultrasound stimulates the healing of bone fractures and the bone ingrowth into implant pores, indicating that an ultrasonic waveguide could be used to monitor the osseointegration process as well as to shorten the healing period. Several dimensions and geometries were considered in the waveguides simulations, and the step-shaped waveguide showed more sensibility to changes in the surrounding media of the implant. Results obtained by simulation suggest there is a linear relation between the energy of the detected signal and the osseointegration level. Experiments with titanium and aluminum waveguides were conducted, being necessary to carry out more studies with reduced size waveguides in order to obtain a suitable device for clinical use.

Keywords: Ultrasonic waveguide. Ultrasound. Dental implants. Osseointegration.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Etapas cirúrgicas para colocação do implante dentário: (a) Incisão da gengiva, (b) perfuração do tecido ósseo, (c) colocação do implante, (d) colocação do parafuso de vedação.	28
Figura 2. Comparação entre raiz dentária e implante osseointegrado.	30
Figura 3. Seção transversal do <i>Periotest</i> [®]	35
Figura 4. <i>Osstell</i> TM medindo a <i>FR</i> da estrutura implante-transdutor.	37
Figura 5. <i>Osstell</i> TM <i>mentor</i> fazendo uma medida de RFA.	40
Figura 6. Diagrama de blocos do IM Checker.	42
Figura 7. Distâncias entre dois pontos de um corpo (a) antes (b) depois de sofrer uma deformação.	51
Figura 8. Tensões de cisalhamento e rotação do corpo.	54
Figura 9. Diâmetros que devem ser considerados para cálculo do ganho de deslocamento longitudinal para guias com formatos cônico, exponencial e degrau.	63
Figura 10. Implante <i>Master Porous</i> [®] , com 5 mm de diâmetro.	66
Figura 11. Dimensões utilizadas nas simulações dos guias de onda com formato (A) cônico e (B) degrau, parafusados em implantes.	71
Figura 12. Guias de onda de titânio com formato (A) degrau e (B) cônico encaixados em implantes de titânio, com os materiais utilizados na simulação.	71
Figura 13. Guias de onda com formato degrau encaixados nos implantes junto com as dimensões consideradas nas simulações, para encontrar o comprimento que gera resultados mais sensíveis com a variação do meio que envolve o implante. Como pode ser observado, apenas a altura acima	

LISTA DE FIGURAS

da rosca foi alterada.	72
Figura 14. Configurações utilizadas na simulação do processo de osseointegração do implante, que é envolto por uma mistura de tecido mole e osso com concentrações crescentes de tecido ósseo, na seqüência de (A) para (C).	73
Figura 15. Configurações utilizadas na simulação da propagação de um pulso de ultra-som em um guia de onda de alumínio encaixado em um bloco de alumínio, com diferentes alturas de inserção.	73
Figura 16. Guia de onda de alumínio com 10 cm de comprimento e 1 cm de diâmetro.	75
Figura 17. Peças de alumínio utilizadas: (A) Suporte ao lado do guia de onda rosqueável; (B) Guia de onda encaixado parcialmente no suporte.	76
Figura 18. Guia de onda de alumínio com 12,2 mm de comprimento, dos quais 6,1 mm têm 10 mm de diâmetro e o restante consiste em uma rosca com 2,6 mm de diâmetro externo e 0,45 mm de passo, para fazer o encaixe com o implante.	77
Figura 19. Guia de onda de titânio (cp 2) com 9,7 mm de comprimento ligado ao circuito gerador de pulsos de ultra-som ao lado do implante inserido em osso bovino.	78
Figura 20. Propagação do pulso de ultra-som em guia de onda degrau parafusado em implante envolto por tecido mole.	79
Figura 21. Propagação do pulso de ultra-som em guia degrau parafusado em implante osseointegrado.	79
Figura 22. Propagação do pulso de ultra-som em guia cônico parafusado em implante envolto por tecido mole.	80
Figura 23. Propagação do pulso de ultra-som em guia cônico parafusado em implante osseointegrado.	80
Figura 24. Propagação do pulso de ultra-som em guia com formato degrau, com 25,25 mm de comprimento, encaixado em implante envolto por mistura de tecido mole e osso, representando um estágio intermediário de osseointegração.	85

LISTA DE FIGURAS

Figura 25. Incidência de onda longitudinal em um elemento de volume. 115

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1. Resultado gerado pelo *Osstell™* em uma RFA.38
- Gráfico 2. Comparação da medida realizada pelo *Implatest* com a curva teórica para implantes bem osseointegrados após 8 meses da colocação: (A) implante antes da colocação da prótese; (B) implante com a coroa cementada. ...41
- Gráfico 3. Resposta da cerâmica ao pulso elétrico de excitação.67
- Gráfico 4. Sinal gerado pela fonte: (A) amplitude de oscilação da cerâmica versus tempo; (B) amplitude versus frequência.69
- Gráfico 5. Comparação dos sinais detectados nas simulações do guia de onda de titânio com formato degrau e 25,25 mm de comprimento encaixado no implante de titânio envolto por tecido mole e completamente osseointegrado.81
- Gráfico 6. Comparação dos sinais detectados na simulação do guia de onda de titânio com formato cônico e 25,25 mm de comprimento encaixado no implante de titânio envolto por tecido mole e completamente osseointegrado.82
- Gráfico 7. Energias dos sinais detectados na simulação de guias de onda de titânio com formato cônico e degrau, ambos com 25,25 mm de comprimento, encaixados em implantes envoltos por tecido mole e osseointegrados. ..83
- Gráfico 8. Sinais detectados nas simulações do guia de onda de titânio com formato degrau e 30,50 mm de comprimento encaixado no implante de titânio envolto por tecido mole e osseointegrado.84
- Gráfico 9. Sobreposição dos sinais obtidos na simulação de um guia com formato degrau com 25,25 mm de comprimento quando o implante é envolto por tecido mole, por uma mistura de tecido mole e osso e completamente osseointegrado.86

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 10. Comparação das energias dos sinais detectados na simulação, obtidos com diferentes graus de osseointegração: 1) Implante envolto por tecido mole; 2), 3) e 4) Implante envolto por mistura de tecido mole e osso, com concentrações crescentes do tecido ósseo; 5) Implante totalmente osseointegrado. 87
- Gráfico 11. Soma cumulativa da energia dos sinais detectados em função do tempo, obtidos pela simulação de diferentes graus de osseointegração. Os estágios intermediários correspondem ao implante envolto por uma mistura de tecido mole e osso, com concentrações crescentes de tecido ósseo. 87
- Gráfico 12. Sinais detectados na simulação de um guia de onda de alumínio com formato degrau e 26 mm de comprimento, envolto por ar e com diferentes alturas de encaixe em um bloco de alumínio. 89
- Gráfico 13. Comparação das energias dos sinais detectados na simulação do guia de onda de alumínio com formato degrau e 26 mm de comprimento: 1) Guia envolto por ar; 2) 6,4 mm; 3) 8,8 mm; 4) 12,0 mm de encaixe no bloco de alumínio. 90
- Gráfico 14. Gráfico normalizado da soma cumulativa das energias dos sinais obtidos na simulação do guia de onda de alumínio com 26 mm de comprimento, com várias alturas de encaixe em um bloco de alumínio. 91
- Gráfico 15. Curvas obtidas para o cilindro de alumínio imerso em mercúrio, a várias profundidades. 92
- Gráfico 16. Perfil das curvas obtidas para o cilindro de alumínio imerso em mercúrio, a várias profundidades. 92
- Gráfico 17. Média do sinal detectado experimentalmente para guia de alumínio com 26 mm de comprimento, metade com 10 mm de diâmetro e a outra metade com rosca de 5 mm de diâmetro externo, inserido em diferentes alturas em um bloco de alumínio. 94
- Gráfico 18. Médias das energias obtidas para o guia de alumínio: 1) fora do bloco de alumínio e com 2) 6,4 mm, 3) 8,8 mm e 4) 12 mm de altura inseridos no bloco de alumínio, após sete repetições do experimento. 95
- Gráfico 19. Gráfico normalizado das somas cumulativas das energias das médias

LISTA DE GRÁFICOS

- dos sinais obtidos após sete repetições do experimento.96
- Gráfico 20. Médias dos sinais detectados pelo guia de onda de alumínio com 12,2 mm de comprimento com diferentes alturas de encaixe no implante envolto por osso.97
- Gráfico 21. Médias das energias dos sinais detectados pelo guia de onda de alumínio com 12,2 mm de comprimento: 1) envolto por ar; 2) 2,3 mm; 3) 4,6 mm; 4) 6,1 mm encaixados em implante de titânio envolto por osso. 97
- Gráfico 22. Somas cumulativas das energias das médias dos sinais obtidos com a utilização de guia de onda de alumínio com diferentes alturas de encaixe em implante de titânio envolto por osso, após quinze repetições do experimento.....98
- Gráfico 23. Médias dos sinais detectados pelo guia de onda de titânio com 9,7 mm de comprimento com diferentes alturas de encaixe no implante envolto por osso.....99
- Gráfico 24. Médias das energias dos sinais detectados pelo guia de onda de alumínio com 9,7 mm de comprimento: 1) fora do implante; 2) 3,0 mm; 3) 6,0 mm; 4) 7,5 mm encaixados em implante de titânio envolto por osso.100
- Gráfico 25. Somas cumulativas das energias das médias dos sinais obtidos com a utilização de guia de onda de titânio com diferentes alturas de encaixe em implante de titânio envolto por osso, após catorze repetições do experimento.....100

LISTA DE SIGLAS

- FR* - Frequência de Ressonância
- IM - Implant Movement
- PTV - Periotest Value
- PZT - Titanato Zirconato de Chumbo
- RFA - Resonance Frequency Analysis
- Ti cp2 - Titânio comercialmente puro de grau 2

LISTA DE SÍMBOLOS

- A - Energia livre de Helmholtz
- A - Energia livre de Helmholtz elástica
- A** - Área
- a - Aceleração do corpo
- B - Módulo de compressibilidade adiabático do *bulk*
- c - Velocidade da onda
- dt - Passo temporal
- dl - Distância radial entre dois pontos
- δ_{ik} - Delta de Kronecker
- E - Módulo de Young
- ξ - Deslocamento médio das partículas
- F - Força interna total
- f - Freqüência

LISTA DE SÍMBOLOS

- G - Energia livre de Gibbs
- I - Momento de Inércia
- K - Módulo do *bulk* ou incompressibilidade
- L - Comprimento da haste do transdutor utilizado em RFA
- λ - Primeira constante de Lamé
- Λ - Comprimento de onda
- M - Massa da haste do transdutor utilizado em RFA
- m - Massa do corpo
- μ - Módulo de rigidez ou de cisalhamento, segunda constante de Lamé
- η - Viscosidade de cisalhamento
- ζ - Viscosidade do *bulk*
- P - Pressão instantânea
- P_o - Pressão de equilíbrio do meio
- P - Pressão acústica ($P = P - P_o$)
- q - Calor
- R - Função dissipativa por unidade de volume

LISTA DE SÍMBOLOS

- ρ - Densidade instantânea
- ρ_o - Densidade de equilíbrio do meio
- S - Entropia
- s - Condensação
- σ - Constante de Poisson
- σ_{ik} - Tensor *stress*
- σ'_{ik} - Tensor *stress* dissipativo devido à viscosidade
- T - Temperatura
- t - Tempo
- U - Energia interna
- \vec{u} - Vetor deslocamento
- u_{ik} - Tensor deformação (*strain*)
- V - Volume
- v - Velocidade
- v_{ik} - Tensor velocidade
- w - Trabalho gerado por um *stress* interno
- Z - Impedância acústica do meio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS.....	21
1.1 <i>Introdução</i>	21
1.2 <i>Objetivos</i>	23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	24
2.1 <i>Histórico</i>	24
2.2 <i>Avaliação da Estabilidade de Implantes Dentários</i>	33
2.3 <i>Utilização do Ultra-Som para Favorecer o Reparo Ósseo</i>	43
3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	48
3.1 <i>Força x Deformação</i>	50
3.1.1 <i>Tensor Deformação</i>	51
3.1.2 <i>Tensor Stress</i>	54
3.1.3 <i>Tensor Stress Devido à Viscosidade</i>	60
3.1.4 <i>Equilíbrio de Forças</i>	61
3.2 <i>Guias de Onda e Radiação Acústica</i>	63
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	65
4.1 <i>Materiais e Equipamentos</i>	65
4.2 <i>Simulações</i>	68
4.3 <i>Experimentos</i>	74
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	79
5.1 <i>Simulações</i>	79
5.2 <i>Experimentos</i>	91
6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES.....	102
REFERÊNCIAS.....	104
APÊNDICES.....	111

Capítulo 1

INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

1.1 INTRODUÇÃO

Implantes dentários são projetados para serem soluções duradouras, capazes de suportar as cargas devido à mastigação sem os transtornos existentes no uso de próteses móveis. Por apresentarem fixação semelhante à dos dentes naturais, permitem a mastigação indolor e evitam constrangimentos devido à mobilidade da prótese.

Quando um dente é perdido, o osso alveolar que era responsável pela sua sustentação é reabsorvido, tornando-se cada vez mais atrófico. Esse é um processo fisiológico natural que ocorre quando não há transporte de carga funcional através do osso por meio das raízes dos dentes, que pode comprometer os dentes adjacentes e também modificar a aparência facial de uma pessoa. Os implantes dentários fixados diretamente no osso transferem a carga da mastigação para dentro da estrutura óssea, preservando-a e prevenindo uma reabsorção futura.

Próteses não implanto-suportadas¹ aceleram o processo de reabsorção devido à total ausência de solicitações das regiões ósseas que antes sustentavam dentes naturais. Esse tipo de prótese transfere os esforços da mastigação para os dentes vizinhos, sobrecarregando-os.

A técnica de implantes dentários é a solução protética que tem tido melhores resultados para pacientes com perda dentária, porém podem ocorrer falhas caso ocorram traumas, sobrecargas ou o implante seja colocado em tecidos comprometidos. O aumento progressivo na mobilidade do implante, a diminuição na altura do osso em torno da peça implantada ou a fratura de um ou mais componentes do implante são evidências de falhas. Além disso, a higienização² inadequada da prótese também pode levar à sua perda, pois o acúmulo de alimentos pode levar à infiltração microbiana na interface entre implante e osso, causando infecções.

A escassez de técnicas eficazes para monitorar a estabilidade de implantes dentários (DARIO; CUCCHIARO; DELUZIO, 2002; ERSANLI et al., 2005) e a descoberta de que pulsos de ultra-som de baixa intensidade são capazes de acelerar o processo de regeneração óssea (CAMPOS; BRESSANIN, 2005; DUARTE, 1983; EXOGEN INC, 1999; HANTES et al., 2004; HECKMAN et al., 1994; KRISTIANSEN et al., 1997; MALIZOS et al., 2006; RUBIN et al., 2001; TANZER; KANTOR; BOBYN, 2001) motivaram este trabalho, no qual uma nova técnica de diagnóstico é proposta para avaliar o processo de osseointegração de implantes por meio de pulsos de ultra-som de baixa intensidade.

¹ Pontes fixas e removíveis, por exemplo.

² Os cuidados higiênicos requeridos são os mesmos necessários para dentes naturais: escovação e limpeza com fio dental.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é avaliar a viabilidade da utilização de um guia de ondas ultra-sônicas de baixa intensidade para monitorar o processo de osseointegração de implantes dentários.

Os objetivos específicos são: Compreender os fundamentos matemáticos que descrevem a propagação de ondas ultra-sônicas em estruturas isotrópicas elásticas, utilizadas no software de simulação Wave2000[®] Pro; encontrar uma geometria adequada para o guia de ondas ultra-sônicas. Finalmente, realizar experimentos utilizando guias de ondas ultra-sônicas envoltos por diferentes meios e distinguir alturas de inserção por meio do sinal detectado.

Capítulo 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As características que fundamentam o uso do ultra-som como ferramenta para diagnóstico da fixação de implantes dentários são descobertas relativamente recentes, que ocorreram a partir da década de 1980. Neste capítulo os progressos ocorridos no desenvolvimento de instrumentos de medida da estabilidade de implantes e no uso de ultra-som para regeneração óssea são apresentados logo após um breve histórico da evolução dos conhecimentos sobre os implantes dentários.

2.1 HISTÓRICO

A substituição de dentes perdidos por um dispositivo ancorado ao osso não é um conceito novo. Descobertas arqueológicas mostraram que egípcios e civilizações da América Central já haviam realizado tentativas de substituir dentes perdidos por pedaços de marfim ou madeira. Conforme reportado por Ring (1985), Wilson Popenoe e sua esposa encontraram uma mandíbula de origem Maia em uma escavação realizada em 1931, no vale Ulloa, em Honduras. Análises do material encontrado revelaram que o mesmo pertenceu a uma pessoa que viveu em 600 d.C.. Três incisivos inferiores haviam sido substituídos por conchas esculpidas em

formatos de dentes naturais, e estudos minuciosos mostraram que as mesmas foram inseridas na mandíbula durante a vida (ACADEMY OF OSSEOINTEGRATION NEWS, 2003).

Em 1970, o dentista brasileiro Amadeo Bobbio submeteu a mandíbula encontrada a exames radiológicos (RING, 1985). Os resultados obtidos comprovaram a formação de osso compacto, similar ao osso que envolveria um implante cilíndrico, em torno de dois dos três implantes. Até a data desta publicação, os dois implantes endósseos³ mais antigos já descobertos pertencem a essa mandíbula, que está exposta no *Peabody Museum of Archeology and Ethnology* da Universidade de Harvard.

No século XVIII, dentes perdidos eram repostos com dentes extraídos de doadores humanos, num processo bastante rudimentar (RING, 1985). As baixas taxas de sucesso e o alto risco de transmissão de enfermidades que acompanhavam

pesquisas de uma equipe liderada pelo cirurgião ortopédico Per Ingvar Brånemark, no Laboratório de Microscopia Vital da Universidade de Lund, Suíça. Um dos projetos da equipe consistia em realizar um estudo *in-vivo* do comportamento de células sanguíneas dentro dos ossos para descrever os fenômenos microscópicos que ocorrem na medula óssea durante a recuperação de ossos fraturados⁵. Para isso, foi projetada uma câmara óptica protegida por um cilindro de titânio metálico⁶, que permitia a observação do fluxo sanguíneo nos ossos de animais sem a necessidade de outros procedimentos cirúrgicos além da operação de inserção da câmara.

Essa câmara de observação foi inserida cirurgicamente na tíbia de um coelho, e quando o experimento foi concluído constatou-se que o cilindro de titânio havia se integrado ao osso, não sendo possível separar os dois materiais sem que um deles fosse quebrado. A pesquisa foi redirecionada para o estudo da integração de implantes de titânio em ossos de animais, e esse fenômeno foi chamado de osseointegração (BRÅNEMARK, 2005; BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985).

Os primeiros implantes de titânio utilizados em humanos foram colocados em ossos da mandíbula como âncoras para substituir dentes perdidos. Em 1981, Brånemark introduziu o implante de titânio com formato de pivô (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985), que é o formato mais comum dos implantes dentários da atualidade.

O titânio e suas ligas são materiais amplamente utilizados em cirurgia

⁵ Informações obtidas em <http://www.branemark.org.br/>, em agosto de 2006.

⁶ A utilização de titânio foi indicada por Hans Emneus, cirurgião ortopédico de Lund (Suíça) que estudava a utilização de diferentes metais em próteses para a articulação do quadril.

ortopédica e odontológica devido às propriedades físicas especiais, como baixo módulo de elasticidade, baixa densidade, baixa condutibilidade térmica, etc. (O'BRIEN; RYGE, 1981). Segundo Rupp et al. (1996), sua excelente biocompatibilidade está associada à fina camada superficial de óxido de titânio, extremamente aderente e eletroquimicamente inerte, o que o torna altamente resistente à corrosão. Os implantes dentários atuais são feitos de titânio comercialmente puro de grau dois (Ti cp2).

O formato pivô é uma descrição genérica de implantes cujo corpo se sustenta em uma coluna óssea vertical, havendo várias configurações possíveis para implantes desse tipo. Seu corpo pode ser cilíndrico e depender de um revestimento de superfície⁷ para promover retenção microscópica e união ao osso, ou ser rosqueável, de forma que as próprias saliências do parafuso funcionam como elementos retentores macroscópicos para a fixação óssea inicial, podendo ou não ser beneficiados com tratamentos de superfície. Também pode haver perfurações no corpo do implante para que o tecido ósseo cresça através dele e aumente a sua resistência ao torque. Enquanto o corpo do implante pode ter um padrão macroscópico liso ou rugoso, o pescoço geralmente é mais liso para evitar a aderência microbiana no local, caso ocorra perda óssea marginal.

A área da superfície funcional de um implante rosqueável é pelo menos 30% maior do que a de um implante cilíndrico, e pode excedê-la em até 500% dependendo do passo da rosca (MISCH, 2000). O aumento da área superficial do

⁷ Os tratamentos de superfície têm a finalidade de aumentar a área superficial dos implantes de titânio, e assim promover maior estabilidade. Alguns implantes têm uma camada externa de hidroxiapatita (HA), que mostram uma integração inicial mais rápida. Entretanto, depois de um ano a quantidade de osso em contato com a superfície do implante é aproximadamente a mesma medida para implantes de titânio que não passaram por tratamentos de superfície (VERCIK, 2004). Outros implantes têm suas superfícies alteradas por meio de pulverização de plasma.

implante diminui a tensão imposta sobre a interface osso-implante, aumentando a capacidade biomecânica inicial do sistema e fazendo com que o implante seja capaz de suportar cargas após períodos de recuperação inferiores.

O procedimento cirúrgico para colocação de implantes dentários inicia-se com a incisão da gengiva de modo a permitir o acesso ao leito ósseo (Figura 1(a)). Em seguida é feita uma perfuração do osso, conforme indicado na Figura 1(b), cuidando para que estruturas importantes como nervos não sejam atingidas. Essa abertura é expandida progressivamente por meio da utilização de brocas com calibres cada vez maiores, até atingir o diâmetro planejado para que o implante possa ser colocado. Caso o implante seja rosqueável, que é o tipo tratado nesta dissertação, o local preparado deve ter diâmetro um pouco menor que o diâmetro do implante, de forma que o próprio implante remova ou comprima tecido ósseo enquanto é parafusado cuidadosamente para que não haja excesso de carga sobre o osso que o sustenta (TRICIO et al., 1995). Após a inserção do implante (Figura 1(c)), um parafuso de vedação é encaixado (Figura 1(d)) e o retalho é reposicionado com a finalidade de proteger a região, deixando o implante submerso.

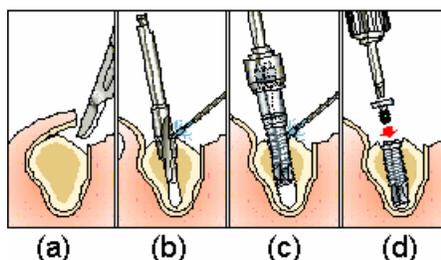


Figura 1. Etapas cirúrgicas para colocação do implante dentário: (a) Incisão da gengiva, (b) perfuração do tecido ósseo, (c) colocação do implante, (d) colocação do parafuso de vedação.

Fonte: Adaptado de: Odontogeral (2006).

Alternativamente, pode ser utilizado um pilar transmucoso, também conhecido como cicatrizador (*abutment*), que consiste em uma peça metálica fixada acima do pescoço do implante e colocada logo após a operação com a finalidade de evitar uma segunda etapa cirúrgica para a exposição do topo do implante e fixação da prótese. Essa peça se mantém projetada através da gengiva durante o processo de reparação óssea, e funciona como um limite para a regeneração do tecido gengival, formado por tecido epitelial e tecido conectivo, que cresce em torno da porção do pescoço do implante. Esses tecidos também contribuem para o estabelecimento de um conjunto mecânico estável, e exercem uma barreira imunológica que protege a área marginal do implante de agressões microbianas (HÄMMERLE; GLAUSER, 2004).

Experimentos em animais e estudos clínicos em humanos demonstram que ambos os métodos de cicatrização (submerso ou transmucoso) são equivalentes com relação à osseointegração e prognósticos a longo prazo (ERICSSON et al., 1994; WEBER et al., 1996). Em um estudo com cães, Weber et al. (1996) demonstraram que tecidos peri-implantares saudáveis podem ser alcançados em torno de implantes não submersos de forma tão previsível como em torno de implantes submersos. Clinicamente, foi observada menos inflamação em torno de implantes não submersos.

No início da implantologia, acreditava-se que a carga imediata⁸ estimulava o crescimento ósseo em torno do implante, além de evitar a perda óssea. A formação de tecido fibroso na interface implante-osso era considerada a resposta ótima, pois era uma imitação do ligamento periodontal⁹ (LINKOW; CHERCHÈVE, 1970), um dos

⁸ Carga imediata corresponde à aplicação de cargas no implante até três dias após a sua colocação.

⁹ O ligamento periodontal consiste em uma estrutura fibrosa que envolve as raízes no interior do

mecanismos de defesa mais importantes dos dentes naturais contra traumas diários devido à mastigação, indicado na Figura 2. A questão de se evitar cargas sobre os implantes dentários durante a reparação óssea surgiu com a percepção de que a interposição de tecido fibroso ameaçava a longevidade dos implantes; para que isso não ocorresse, os implantes deveriam ser ancorados diretamente ao osso (BRÅNEMARK et al., 1969).

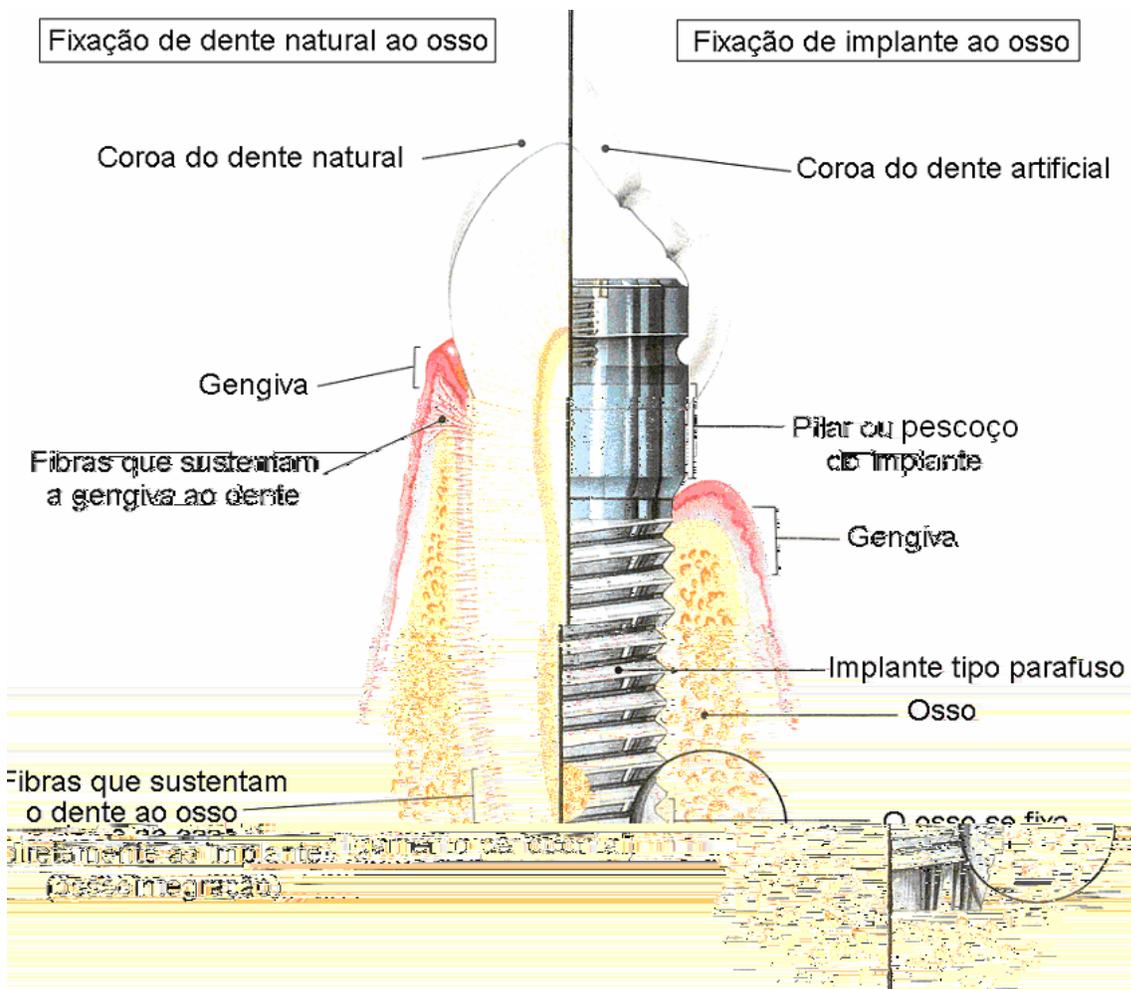


Figura 2. Comparação entre raiz dentária e implante osseointegrado.

Fonte: Adaptado de: Clínica Pardinas (2006).

osso, atuando como um amortecedor da mastigação.

Conforme relatado por Szmukler-Moncler et al. (1998, 2000), acreditava-se que a colocação bem sucedida de um implante endósseo osseointegrado requeria a utilização de um material biocompatível, uma técnica cirúrgica não-traumática e períodos sem cargas sobre o implante de pelo menos três meses caso fosse implantado na mandíbula e seis meses no caso da maxila¹⁰, determinados empiricamente por Brånemark, Zarb e Albrektsson (1985). Segundo Szmukler-Moncler et al. (2000), esse longo período de recuperação foi determinado empiricamente por Brånemark a partir de triagens clínicas que envolveram pacientes com baixa densidade óssea, implantes com formatos não otimizados e procedimentos cirúrgicos em desenvolvimento. Naquela época, Brånemark et al.¹¹ (1977 apud SZMUKLER-MONCLER et al., 2000) selecionaram pacientes que apresentavam uma significativa reabsorção óssea mandibular e baixa resistência mecânica, cuja situação clínica precária exigia um longo período de recuperação para minimizar riscos de falhas.

Segundo Misch (2000) o importante é atingir uma fixação clínica rígida que corresponda a uma interface microscópica direta entre o osso e o implante, sem a presença de tecido fibroso sobre porções significativas do corpo do implante. Em uma tentativa de determinar com maior precisão o tempo de espera necessário para que a aplicação de carga *in vivo* não prejudicasse a osseointegração, Szmukler-Moncler et al. (1998) fizeram uma revisão da literatura experimental que tratava de implantes submetidos a cargas em tempos menores do que os recomendados por Brånemark. Uma análise cuidadosa mostrou que o carregamento precoce por si só

¹⁰ A mandíbula sustenta a arcada dentária inferior e a maxila sustenta a arcada dentária superior.

¹¹ BRÅNEMARK, P. I. et al. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**, v.16, n.2, p.1-132.

não era prejudicial, mas as micro-movimentações excessivas, com amplitude entre 50 μm e 150 μm , implicavam diretamente na formação de encapsulamento fibroso em vez da osseointegração do implante (SZMUKLER-MONCLER et al., 1998). Szmukler-Moncler et al. (2000) sugeriram que o período de recuperação sem cargas sobre implantes unitários fosse diminuído até que um tempo mínimo fosse encontrado, ou então fossem utilizados sistemas de prótese que permitissem o carregamento imediato mantendo a quantidade de micro-movimentações abaixo do limiar prejudicial, como ocorre em próteses sustentadas por três ou mais implantes.

Com a finalidade de diminuir o tempo de tratamento e reduzir o desconforto do paciente, a carga imediata voltou a ser considerada. Gapski et al. (2003)

no tempo convencional, mas estudos mais controlados e com maior número de pacientes precisam ser feitos para a determinação precisa dos critérios que devem ser satisfeitos para que o carregamento imediato não prejudique a longevidade da prótese. Dentre esses critérios estão valores limiares de estabilidade primária que resistem ao carregamento imediato, qualidade óssea necessária e a relevância de carregamento imediato e não imediato sob condições mais específicas¹².

É importante que seja feito um acompanhamento clínico do implante, pois a sua estabilidade é altamente variável durante o processo de osseointegração (DARIO; CUCCHIARO; DELUZIO, 2002). A fixação rígida entre o osso e o implante não permite nenhuma flexibilidade, sendo fundamental fazer um acompanhamento da prótese para garantir que a união entre a coroa artificial e o implante seja passiva de modo que o osso não seja sobrecarregado. Também deve haver um equilíbrio (encaixe) entre os dentes do maxilar e da mandíbula para que a mordida não force os implantes (CLÍNICA PARDINAS, 2006).

2.2 AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Conforme reportado por Hämmerle e Glauser (2004), a disponibilidade de um teste que seja simples e não invasivo para monitorar a estabilidade de implantes é de grande interesse. Além de contribuir para o estudo da influência de tratamentos de superfície na osseointegração de implantes, técnicas quantitativas permitiriam determinar quando o implante está pronto para receber cargas.

Ersanli et al. (2005) afirmaram que não há nenhum equipamento clínico disponível atualmente que seja capaz de avaliar o grau de osseointegração e a

¹² Pacientes fumantes ou que sofrem de bruxismo (ranger de dentes), por exemplo.

estabilidade de implantes dentários. Segundo os autores, as técnicas atuais apenas monitoram as mudanças na rigidez de um implante durante o reparo ósseo. A ausência de técnicas capazes de determinar o estado de osseointegração com base científica deixa os clínicos com informações conflitantes e confusas (DARIO; CUCCHIARO; DELUZIO, 2002).

Dario, Cucchiaro e DeLuzio (2002) relataram que o método da percussão foi o primeiro método a ser utilizado para avaliar a osseointegração. Um som agudo como resposta a um impulso mecânico era um bom sinal de osseointegração, mas a avaliação da estabilidade do implante a partir do som produzido era uma análise subjetiva. Segundo Misch (2000), tanto 2 mm como 16 mm de interface implante-osso resultam em sons idênticos, indicando que este não é um método preciso para determinar o grau de fixação do implante.

Radiografias periféricas e panorâmicas trazem informações precisas quanto ao nível de osso em torno de implantes, além de serem apropriadas para avaliar o posicionamento do implante dentro do osso¹³ e sua localização em relação às estruturas vizinhas, como raízes de dentes adjacentes e estruturas nervosas (HÄMMERLE; GLAUSER, 2004). Porém, interpretações bidimensionais de estruturas tridimensionais não permitem a visualização completa da estrutura, podendo resultar em interpretações errôneas (DARIO; CUCCHIARO; DELUZIO, 2002). Por outro lado, técnicas de imagem mais sofisticadas que geram diagnósticos mais precisos, como tomografias, por exemplo, não são práticas e nem acessíveis economicamente para serem utilizadas rotineiramente, tornando difícil o acompanhamento da osseointegração.

¹³ Profundidade e angulação.

Em 1983, um dispositivo chamado *Periotest*^{®14} foi projetado para realizar medidas quantitativas da mobilidade de dentes naturais a partir da reação destes à percussões reprodutíveis aplicadas horizontalmente e em ângulo reto em relação à superfície da sua coroa. Uma carga (magneto) de oito gramas é controlada eletronicamente por bobinas propulsoras, conforme indicado na Figura 3, que fazem com que a velocidade de colisão desta com o dente seja sempre igual a 0,2 m/s. Quando o dispositivo é acionado, ocorrem até dezesseis colisões em quatro segundos (DARIO; CUCCHIARO; DELUZIO, 2002); cada choque causa uma desaceleração da carga, que é novamente acelerada pelas bobinas propulsoras ao deixar o dente. O intervalo de tempo em que a carga permanece em contato com o dente é medido pelo *Periotest*, e um microprocessador e um software são usados para tirar a média e converter as medidas de milisegundos em *Periotest values* (PTVs) (DARIO; CUCCHIARO; DELUZIO, 2002).



Figura 3. Seção transversal do *Periotest*[®].
Fonte: Adaptado de: Periotest (2006).

As propriedades visco-elásticas do ligamento periodontal de um dente saudável fazem com que o tempo de contato da carga com a coroa do dente a cada colisão seja menor que um milissegundo, o que não ocorre em casos de periodontite. Essa técnica também é utilizada em avaliações clínicas para diagnosticar pequenas

¹⁴ Periotest[®]; Siemens A.G., Bensheim, Alemanha.

alterações na fixação de implantes dentários, medindo a reação dos tecidos peri-implantares¹⁵ ao impacto da carga com o cicatrizador; quanto maior for a estabilidade, menor será o tempo de colisão.

Olivé e Aparicio (1990) constataram que implantes que apresentavam PTV maiores que quatro (em uma escala que vai de -8 a +50) estavam associados a uma alta taxa de falha, apesar de serem clinicamente imóveis. Porém, tanto Olivé e Aparicio (1990) como Derhami et al. (1995) indicaram que a técnica é sensível ao ângulo e altura em que é feita a medida. Segundo Hämmerle e Glauser (2004), a falta de resolução, baixa sensibilidade e susceptibilidade a variáveis de operação limitam o uso do *Periotest*[®] como um recurso para diagnosticar a estabilidade de implantes, sendo necessárias medidas extremamente precisas para diferenciar um prognóstico favorável de um prognóstico ruim por meio desta técnica.

O *Periotest*[®] corresponde a uma automatização do método da percussão, com melhor reprodutibilidade e respostas não subjetivas, mas depende de muitas variáveis de operação. Apesar de permitir a verificação da estabilidade primária, esse método também não é capaz de quantificar o grau de osseointegração.

O torque necessário para a inserção completa de implantes dentários rosqueáveis também tem sido utilizado para avaliar a estabilidade primária. Tricio et al. (1995) colocaram 75 implantes em ossos bovinos utilizando um torquímetro para medir a força aplicada, e os resultados obtidos indicaram altas correlações entre os PTVs e o torque de inserção. Dentre os fatores que afetam o torque necessário para parafusar um implante no leito ósseo estão a densidade óssea e a diferença de diâmetro entre o implante e a abertura preparada com a utilização das brocas.

¹⁵ *Peri* é um prefixo grego que significa em torno de.

Segundo Tricio et al. (1995) a fixação primária de um implante pode ser avaliada medindo-se o torque de inserção; porém, altos valores de torque não necessariamente significam maior fixação, pois o excesso de carga pode levar a microfraturas das saliências do tecido ósseo que sustentam o implante por meio do preenchimento de seu sulco espiralado externo.

Meredith, Alleyne e Cawley (1996) descreveram um método não invasivo para monitorar mudanças na interface implante-osso e a estabilidade do implante por meio da análise de frequência de ressonância (RFA). A primeira versão comercial da RFA é conhecida como *Osstell™*¹⁶, um equipamento eletrônico que consiste em um analisador portátil ligado a um transdutor, indicado na Figura 4.



Figura 4. *Osstell™* medindo a *FR* da estrutura implante-transdutor.
Fonte: Adaptado de: Duarte e Ramos (2005).

O transdutor, que pode ser parafusado no cicatrizador ou diretamente no implante, contém uma pequena haste na qual dois elementos piezoelétricos são fixados. Um desses elementos é excitado por um sinal senoidal na faixa de frequência de 5 kHz a 15 kHz, com amplitude de um volt (MEREDITH; ALLEYNE; CAWLEY, 1996). A haste do transdutor¹⁷ vibra devido ao estímulo elétrico sobre uma das cerâmicas piezoelétricas, enquanto que a outra mede a resposta. A

¹⁶ *Osstell™*: Integration Diagnostics AB, Göteborg, Suécia

¹⁷ O transdutor com haste funciona como um sensor do tipo cantiléver.

freqüência de ressonância (*FR*) do sistema corresponde ao pico do gráfico da amplitude do sinal recebido versus freqüência, conforme indicado no Gráfico 1.

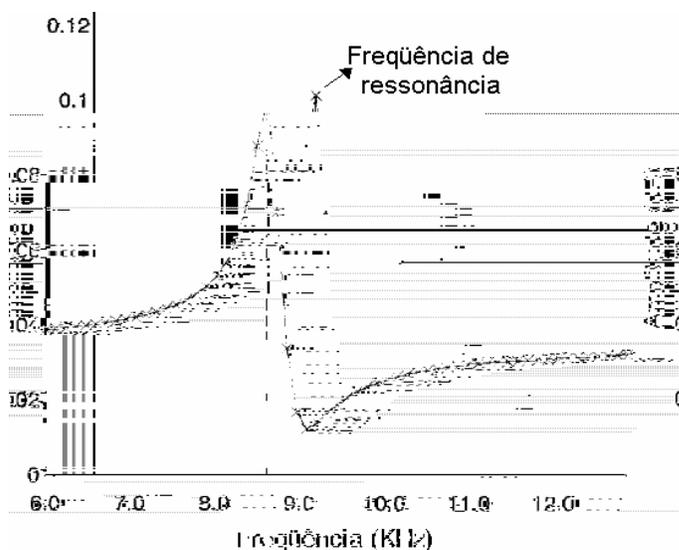


Gráfico 1. Resultado gerado pelo *Osstell™* em uma RFA.

Fonte: Adaptado de: Meredith, Alleyne e Cawley (1996).

A *FR* da haste é dada pela Equação 1 (MEREDITH; ALLEYNE; CAWLEY, 1996), onde *L*, *M* e *I* são o comprimento, a massa e o momento de inércia da haste, respectivamente, e *E* é o módulo de *Young*¹⁸ do conjunto.

$$FR = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \sqrt{\frac{3 \cdot E \cdot I}{L^3 \cdot M}} \quad (1)$$

Meredith et al. (1997a; 1997b) recomendam que esse teste seja realizado logo após a colocação do implante, a fim de ter um valor de referência para medidas futuras. Segundo Duarte e Ramos (2005), este é um meio mais sensível para examinar alterações na estabilidade do implante do que os exames clínicos e radiológicos convencionais, pois permite detectar uma eventual perda de estabilidade antes do surgimento de sinais como dor e mobilidade. As micro-

¹⁸ Thomas Young: físico inglês (13/06/1773 – 10/05/1829).

movimentações decorrentes de uma perda de estabilidade podem induzir à interposição de tecido fibroso, mas a imobilização subsequente pode ser capaz de reverter esse processo (UHTHOFF; GERMAIN, 1977).

Meredith, Alleyne e Cawley (1996) e Meredith et al. (1997a, 1997b) afirmam que a osseointegração é verificada com a maximização da *FR*. Entretanto, Abrahamsson et al. (2004) observaram que os valores de *FR* diminuíaam ligeiramente após duas a quatro semanas da colocação do implante e depois aumentavam para valores iguais ou maiores que os obtidos na colocação do implante, refletindo as mudanças observadas na interface implante-osso durante o processo de osseointegração. Dario, Cucchiaro e DeLuzio (2002) também afirmaram que devido ao aumento da área de contato entre osso e implante e remodelamento ósseo, a *FR* do implante é variável durante o processo de osseointegração. Além disso, o implante não pode ter uma *FR* superior à do osso no qual ele foi colocado, pois a elasticidade do implante de titânio é muito maior que a do osso. Quanto maior a densidade do osso que sustenta o implante, maior será o seu módulo de *Young* e maior a frequência de ressonância medida (HUANG et al., 2002). A *FR* irá variar com as mudanças de densidade e dureza do osso que sustenta o implante, podendo causar equívocos na interpretação das medidas. Por exemplo, em uma determinada frequência de ressonância, um implante pode estar bem integrado em um osso de baixa qualidade, ou pouco integrado em um osso de alta qualidade.

Outra desvantagem desta técnica é o fato de cada transdutor ter a sua própria *FR*, fazendo com que a RFA de um mesmo implante varie com a utilização de transdutores diferentes; além disso, existe uma relação linear entre o comprimento do cicatrizador e a *FR* medida (APARICIO; LANG; RANGERT, 2006). O *Osstell*TM requeria o registro da altura do cicatrizador antes da realização das medidas para a

compensação do resultado. Atualmente existe uma versão sem fio da RFA, chamada *Osstell™ mentor*¹⁹ (Figura 5), que utiliza uma peça de alumínio parafusada no implante ou cicatrizador. A peça de alumínio é estimulada eletromagneticamente e a frequência de ressonância medida é função da estabilidade do implante.



Figura 5. *Osstell™ mentor* fazendo uma medida de RFA.
Fonte: Adaptado de: Osstell (2006).

Dario, Cucchiaro e DeLuzio (2002) criaram o *Implatest*²⁰, um equipamento eletrônico que monitora a osseointegração de implantes dentários de forma semelhante a testes de impulso utilizados em análises estruturais. Um acelerômetro conectado a um gravador que mede a aceleração em função do tempo é anexado à estrutura a ser testada. A estrutura é percussionada com um martelo calibrado, e o histórico de aceleração versus tempo é gravado pelo acelerômetro. O sinal obtido é uma onda senoidal com amplitude decrescente, e quanto maior for a taxa de decaimento da envoltória, maior é a fixação da estrutura. Um implante completamente osseointegrado se comporta como uma estrutura com amortecimento linear, que pode ser modelada matematicamente. O sistema converte o sinal do acelerômetro do domínio do tempo para o domínio da frequência usando

¹⁹ *Osstell™ mentor*: Integration Diagnostics AB, Göteborg, Suécia

²⁰ Q Labs Inc., Providence, R.I.

transformada de *Fourier*²¹, e o grau de osseointegração é obtido pela comparação dos dois sinais, conforme indicado nos Gráficos 2(A) e 2(B).

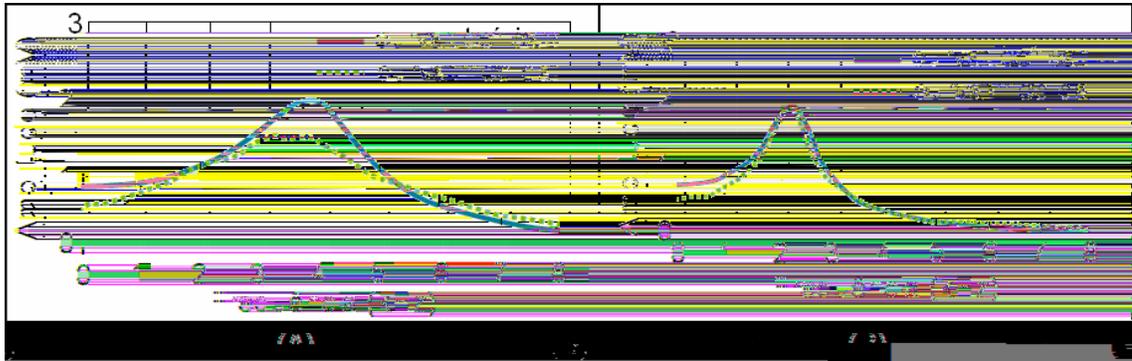


Gráfico 2. Comparação da medida realizada pelo *Implatest* com a curva teórica para implantes bem osseointegrados após 8 meses da colocação: (A) implante antes da colocação da prótese; (B) implante com a coroa cementada.

Fonte: Adaptado de: Dario, Cucchiaro e DeLuzio (2002).

O *Implatest* tem a vantagem de poder ser utilizado mesmo sobre próteses cementadas, o que inclusive melhora o sinal obtido. Quanto maior for a massa da estrutura, maior será a força de alavanca necessária para colocar o implante em ressonância, melhorando a clareza do sinal.

Uma desvantagem dessa técnica é que o *Implatest* utiliza apenas um acelerômetro e, portanto, pode gravar medidas de aceleração em apenas um eixo. Assim, implantes colocados em ossos com topografia não homogênea podem apresentar resultados diferentes, dependendo da direção da percussão aplicada. Além disso, seria necessário utilizar cicatrizadores com mesma massa e tamanho para padronizar as medidas realizadas e torná-las comparáveis umas com as outras.

Wijaya et al. (2004) desenvolveram o Implant Movement (IM) checker para medir a mobilidade de implantes dentários. Este equipamento possui um pedal que, quando acionado, gera um sinal senoidal de frequência e amplitude constantes

²¹ Jean Baptiste Joseph Fourier: físico e matemático francês (31/03/1768 – 16/05/1830).

previamente programado em um microcontrolador. O sinal é amplificado e faz uma cerâmica de titanato zirconato de chumbo (PZT) vibrar (atuador), conforme indicado no diagrama de blocos da Figura 6. Então essa vibração é transferida para a ponta do equipamento, que transmite a vibração para a coroa artificial fixa no implante. A aceleração e a tensão no ponto no qual o instrumento encosta são medidas, os sinais são processados no microprocessador e resultam em valores para a mobilidade do implante. A frequência de vibração deste

prejudicar a longevidade do implante.

2.3 UTILIZAÇÃO DO ULTRA-SOM PARA FAVORECER O REPARO ÓSSEO

O reparo de fraturas ósseas é um processo biológico complexo que envolve a organização temporal e espacial de numerosos tipos de células, além da coordenação de uma matriz extracelular²², todas trabalhando em busca da restituição da força mecânica do osso e seu retorno rápido à função original (WARDEN et al., 2000; RUBIN et al., 2001). Apesar da própria natureza fazer a reparação óssea de maneira eficiente, a literatura tem mostrado que estímulos mecânicos são capazes de acelerar esse processo (FRITTON; MCLEOD; RUBIN, 2000; GOODSHIP; KENWRIGHT, 1985; HUISKES et al., 2000; HULBERT et al., 1974; RUBIN; MCLEOD, 1994). Hulbert et al. (1974) compararam o crescimento ósseo nos poros de implantes inseridos em um fêmur que sustentava peso e em um fêmur amputado, que seria uma situação livre de carregamento. Os poros dos implantes colocados no lado amputado foram pouco preenchidos por tecido ósseo, ao contrário do fêmur que sustentava carga. A diferença foi principalmente atribuída à presença de *stress* exercido durante a fase de recuperação.

A longevidade e as taxas de sucesso de implantes dentários aumentariam significativamente com a existência de osseointegração mais rápida e completa, pois isso eliminaria falhas devido a micro-movimentações. Para acelerar a fixação biológica de próteses, pesquisas têm sido realizadas visando o desenvolvimento de geometrias e tratamentos superficiais capazes de estimular o crescimento ósseo através da superfície porosa da prótese (O'BRIEN; RYGE, 1981; RUPP; GEIS-

²² **Matriz Extracelular** – massa que une células animais, composta por colágeno, proteoglicanos, glicoproteínas e integrinas, segregadas pelas próprias células. Permite a migração das células durante o desenvolvimento embrionário.

GERSTORFER; GECKLER, 1996; VERCIK, 2004). Por outro lado, muitos experimentos em animais e evidências clínicas demonstram que o ultra-som pulsado de baixa intensidade representa um método seguro e não-invasivo para acelerar a

Wolff²³ (1892 apud GOODMAN; ASPENBERG, 1993) propôs que o tecido ósseo é um tecido dinâmico cuja massa e arquitetura são respostas ao ambiente biomecânico em que ele se encontra. Segundo Huiskes et al. (2000), a forma do osso se adapta ao ambiente mecânico, remodelando-se para acomodar a magnitude e a direção do *stress* aplicado. Goodship e Kenwright (1985) observaram uma melhora significativa no reparo ósseo de ovelhas quando fraturas experimentais foram submetidas a aplicações diárias de micro-movimentações controladas. As ondas de pressão acústica geradas pelo sinal de ultra-som seriam um meio não invasivo e seguro de estimular a regeneração de fraturas ósseas.

Com base em estudos histológicos e de expressão genética, sabe-se que o processo de recuperação de uma fratura óssea passa por três fases que se sobrepõem: Inflamação, reparo e remodelamento (WARDEN et al., 2000). Segundo Rubin et al. (2001), pesquisas em ciência básica comprovaram que o ultra-som tem uma forte influência positiva em cada uma das três etapas do processo de cura, pois ele favorece as atividades angiogênicas²⁴, condrogênicas²⁵ e osteogênicas²⁶. Apesar do efeito benéfico da aplicação de pulsos de ultra-som de baixa intensidade no processo de reparo de fraturas recentes ter sido constatado, a sua atuação nas fases e processos individuais envolvidos no reparo ósseo ainda não foi esclarecida (RUBIN et al., 2001; WARDEN et al., 2000). A dificuldade desta questão se deve a dois fatores principais. Primeiro, o reparo ósseo envolve uma complexa seqüência de eventos, dentre os quais estão atividades de células apropriadas, expressão genética e síntese seqüencial de numerosos compostos (WARDEN et al., 2000). O número de células e processos que podem ser influenciados pelo ultra-som de baixa

²³ WOLFF, J. (1892). **The law of bone remodeling**. Berlin: Hirshwald.

²⁴ **Angiogênese** – desenvolvimento de novos vasos sanguíneos

²⁵ **Condrogênese** ou Condrocinese – divisão da mitocôndria

²⁶ **Osteogênese** ou Osteogenia – Processo de formação dos ossos

intensidade é muito grande, e é difícil separar *in vivo* os processos que são afetados primariamente dos processos que ocorrem como resultado de estímulos de eventos anteriores ou coincidentes (WARDEN et al., 2000). Além disso, as interações entre o ultra-som e tecidos vivos são complexas, e ainda não está claro como os sinais de ultra-som produzem resposta celular (RUBIN et al., 2001; WARDEN et al., 2000).

Duarte (1983) desenvolveu um equipamento para estimular a consolidação de fraturas ósseas por meio de ondas ultra-sônicas.

O ultra-som sendo energia acústica é constituído de ondas elásticas de alta frequência que produzem micro-vibrações no foco da fratura e nas suas adjacências, estimulando o aumento da divisão mitótica das células mesenquimais resultando assim numa mais rápida formação de osso novo (neoformação óssea) (DUARTE, 1983).

Quando a energia ultra-sônica atravessa o tecido, ela é absorvida em uma taxa proporcional à densidade do meio. Assim, grandes mudanças de densidade características da formação de calos durante a recuperação óssea podem estabelecer gradientes de tensão mecânica, determinantes para o modelamento ósseo (GROSS et al., 1997).

Parte da energia absorvida com a aplicação do ultra-som é convertida em calor, elevando a temperatura em menos de 1°C. Isso pode restabelecer ou normalizar as temperaturas metabólicas efetivas em áreas como partes distais das extremidades ou em regiões onde o fluxo sanguíneo foi comprometido. Apesar desse efeito ser aparentemente sutil, é significativo do ponto de vista biológico, como constatado por Dee et al.²⁷ (1996 apud RUBIN et al., 2001).

²⁷ DEE, C. et al. (1996). Modulation of osteoblast pr

Weinbaum et al. (1994) relataram que o diferencial de energia absorvido do ultra-som também causa o movimento de fluido através de superfícies. O sinal de ultra-som estimula um ambiente físico dinâmico no local de recuperação, favorecendo o movimento de fluidos que entregam nutrientes e removem resíduos. Vários estudos realizados *in vivo* e *in vitro* foram usados para analisar os mecanismos biológicos responsáveis pela influência do ultra-som na recuperação de fraturas. Chapman, MacNally e Tucker (1980) fizeram um dos primeiros estudos nesta área, no qual constataram que o ultra-som induzia uma mudança nas taxas de influxo e afluxo de íons potássio em timócitos²⁸ de ratos, sem induzir a lise da célula ou estragos na sua membrana. Posteriormente, Ryaby et al.²⁹ (1989, apud RUBIN et al., 2001) observaram um aumento na incorporação de cálcio tanto na diferenciação da cartilagem como também em culturas de células ósseas com a aplicação de pulsos de ultra-som de baixa intensidade, refletindo uma modificação no metabolismo celular.

Atualmente pulsos de ultra-som de baixa intensidade são aplicados sobre a pele, embora experimentos recentes têm provado a eficácia de aplicações trans-ósseas tanto para favorecer como para monitorar o processo de reparo ósseo, conforme relatado por Malizos et al. (2006).

²⁸ Timócitos são células T imaturas, e células T são um tipo de linfócitos. Há dois tipos de células T: células T-4, também chamadas CD4+, que lideram o ataque contra as infecções; e células T-8 (ou CD8+), células supressoras que terminam a resposta imune.

²⁹ RYABY, J. T. et al. (1989) Low intensity pulsed ultrasound increases calcium incorporation in both differentiating cartilage and bone cell cultures. **Trans Orthop Res Soc.**, 14:15.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O monitoramento do processo de osseointegração por meio da utilização de um guia de onda ultra-sônico se baseia nas características da propagação do ultra-som nos materiais que compõem o guia de onda, do implante dentário e o meio que o envolve. Neste capítulo são apresentados as forças e o balanço de forças que atuam em materiais isotrópicos elásticos devido à propagação do ultra-som, resultando na equação do movimento utilizada nas simulações.

O ultra-som é uma onda mecânica que se propaga por meio de oscilações das partículas do meio em torno de seus pontos de equilíbrio em frequências superiores ao limite da audição humana (20 kHz). Existem muitos padrões de movimento vibracional em nível atômico (devido às torções e flexões das ligações atômicas, por exemplo), mas a maioria não é significativa do ponto de vista acústico e não interfere em testes baseados em ultra-som. A acústica trata como partícula pequenos elementos de volume homogêneos que contêm muitos átomos; as ondas mecânicas são produzidas quando essas partículas se movem em conjunto.

A propagação da onda acústica em sólidos pode ser visualizada como um

modelo massa-mola, onde as massas são os elementos de volume em constante vibração em torno de seus pontos de equilíbrio e as molas são as ligações entre esses elementos de volume. Quando uma onda acústica ou uma força periódica incide sobre um plano de partículas do meio, este plano sofre um deslocamento maior devido à pressão incidente e transmite esse deslocamento para o plano vizinho, formando regiões de compressão e rarefação. A amplitude de oscilação em torno do ponto de equilíbrio se reduz rapidamente à amplitude de oscilação inicial devido à transmissão de energia. Durante a propagação das ondas mecânicas, a transferência de calor de uma partícula para outra devido à condução térmica ocorre muito vagarosamente. Se essa troca de calor for desprezível durante o período de oscilação das partículas (intervalo de tempo entre um estado de compressão e um estado de rarefação), pode-se assumir que as partículas estão termicamente isoladas e o processo é adiabático (MORSE, 1981).

Ondas ultra-sônicas são geradas por materiais piezoelétricos, capazes de transformar corrente elétrica alternada em oscilação mecânica e vice-versa. Essa capacidade dupla permite que uma única cerâmica piezoelétrica atue como fonte e receptor. Quando uma cerâmica colada em um outro material recebe uma tensão alternada, seus movimentos de contração e expansão resultam na transmissão de esforços de compressão e rarefação às zonas adjacentes, originando as ondas longitudinais.

As forças aplicadas em um sólido podem causar deformações e mudanças de volume reversíveis ou não. Se a intensidade da força aplicada for menor do que o limite de escoamento do material, o sólido apresentará comportamento elástico e as deformações sofridas serão proporcionais às forças aplicadas, conforme a lei de

Hooke³⁰ ($F = k \cdot x$) (CALLISTER, 2003). A partir desse ponto começam a ocorrer rompimentos de ligações interatômicas do sólido, levando a um estado de deformação que não se recupera totalmente mesmo após a retirada da força. As tensões que atuam em um sólido devido à propagação de uma onda acústica são muito inferiores ao limite de escoamento de metais, portanto suas partículas permanecem em regime elástico durante a propagação do ultra-som.

As mudanças na configuração de um corpo são expressas por componentes tensoriais de deformação (*strain*), que são relacionadas aos componentes tensoriais da força aplicada (*stress*) por constantes de proporcionalidade. No caso de sólidos isotrópicos, as constantes elásticas são as constantes de Lamé (λ e μ). Os tensores correspondentes à força e ao deslocamento são apresentados a seguir.

3.1 FORÇA X DEFORMAÇÃO

Strain é o tensor de deformação, que indica o valor da alongação (variação de comprimento em uma determinada direção) em relação à dimensão inicial do corpo e o plano e a direção da deformação. O tensor *strain* surge devido à aplicação do tensor *stress*; o módulo de um tensor *stress* corresponde à força aplicada dividida pela área de aplicação. Além disso, o tensor *stress* também fornece o plano e a direção de atuação da força (Ver Apêndice A).

As modificações que podem ocorrer quando um corpo é submetido a forças externas são variação volumétrica ou dilatação, cisalhamento, rotação e translação. Destas, apenas a variação volumétrica e o cisalhamento causam deformações.

³⁰ Robert Hooke: físico inglês (18/07/1635 – 03/03/1703). Em 1660 enunciou a lei de Hooke, segundo a qual a deformação é diretamente proporcional à força aplicada. Materiais que seguem a lei de Hooke são chamados de materiais elásticos ou hookeanos.

Forças constantes que agem sobre todas as partículas do corpo, como as forças devido à aceleração da gravidade, foram desprezadas.

3.1.1 TENSOR DEFORMAÇÃO

Quando um corpo é submetido a uma força externa, podem ocorrer deformações que resultam em mudanças na sua forma e volume originais. Em geral todos os pontos do corpo sofrem um deslocamento, e as distâncias entre eles também são modificadas.

O vetor deslocamento \mathbf{u} é dado pela diferença entre os vetores de posição final \mathbf{r}' e inicial \mathbf{r} . Fixando-se um ponto, a distância entre este e a origem do sistema de coordenadas é dada por dl ; quando o corpo sofre uma deformação, essa distância é alterada para dl' , como pode ser observado nas Figuras 7(a) e 7(b).

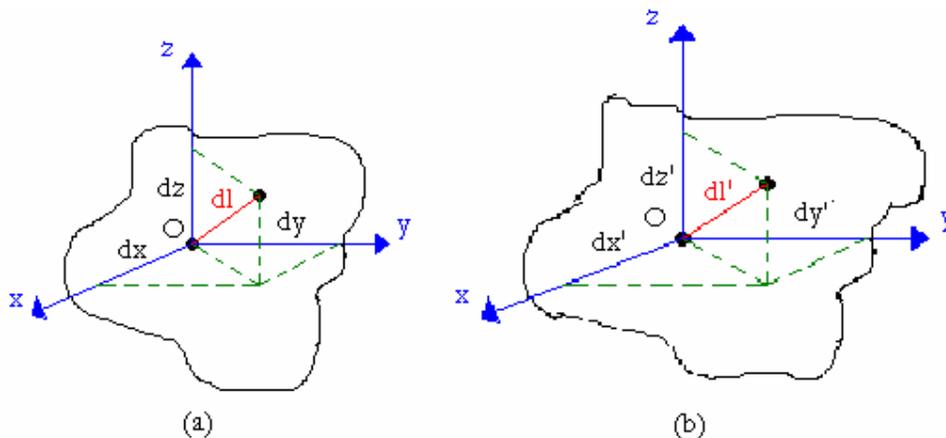


Figura 7. Distâncias entre dois pontos de um corpo (a) antes (b) depois de sofrer uma deformação.

A distância entre dois pontos, dada pela Equação 2, pode ser escrita na forma da Equação 3.

$$dl = \sqrt{(dx)^2 + (dy)^2 + (dz)^2} \quad (2)$$

$$dl^2 = \sum_{i=1}^3 (dx_i)^2 \quad (3)$$

Onde $dx_1 = dx$, $dx_2 = dy$ e $dx_3 = dz$.

Após a deformação, a distância de um ponto à origem deve ser acrescida de uma variação de distância provocada pelo deslocamento (du_i), conforme indicado na Equação 4.

$$dx_i' = dx_i + du_i \quad (4)$$

Assim, a distância entre os dois pontos após a deformação (dl') é dada pela Equação 5.

$$dl'^2 = \sum_{i=1}^3 (dx_i + du_i)^2 \quad (5)$$

$$dl'^2 = dx_i^2 + 2 \cdot dx_i \cdot du_i + du_i^2 \quad (6)$$

A variação da deformação ao longo de uma direção pode ocorrer tanto devido ao deslocamento espacial nesta mesma direção como também devido a deslocamentos espaciais nas direções ortogonais a ela. Assim, a variação de deslocamento total na direção \hat{i} é dado pela Equação 7, onde i e k são os índices que indicam o somatório de um a três.

$$du_i = \frac{\partial u_i}{\partial x_k} \cdot dx_k \quad (7)$$

Substituindo-se a definição da Equação 7 na Equação 6, obtém-se:

$$dl'^2 = dx_i^2 + 2 \cdot \frac{\partial u_i}{\partial x_k} \cdot dx_i \cdot dx_k + \frac{\partial u_i}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_l}{\partial x_i} \cdot dx_l \cdot dx_k \quad (8)$$

Como os somatórios são realizados sobre todos os índices, é possível trocar os índices i e l para que o segundo e o terceiro termo tenham a multiplicação por $(dx_i \cdot dx_k)$ em comum. Além disso, o segundo termo pode ser escrito explicitamente na forma simétrica, resultando em:

$$dl'^2 = dl^2 + \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) \cdot dx_i \cdot dx_k + \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_l}{\partial x_i} \cdot dx_i \cdot dx_k \quad (9)$$

$$dl'^2 = dl^2 + \left[\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) + \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_l}{\partial x_i} \right] \cdot dx_i \cdot dx_k \quad (10)$$

Daí vem a definição do tensor de deformação e_{ik} (*strain*), que é função das componentes do vetor deslocamento \mathbf{u} .

$$u_{ik} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} + \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_l}{\partial x_i} \right) \quad (11)$$

Geralmente as variações de deformação ao longo de cada direção são muito pequenas, de modo que a multiplicação das variações de deformação é desprezível (LANDAU; LIFSHITZ, 2002). Isso permite escrever o tensor tensão de forma simplificada:

$$u_{ik} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) \quad (12)$$

Dos quais $u_{xx} = \frac{\partial u_x}{\partial x}$, $u_{yy} = \frac{\partial u_y}{\partial y}$ e $u_{zz} = \frac{\partial u_z}{\partial z}$ são tensores de deformação

correspondentes à dilatações ou compressões do meio, e $u_{xy} = u_{yx} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right)$,

$u_{yz} = u_{zy} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right)$, $u_{xz} = u_{zx} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)$ são os componentes do tensor

deformação referentes ao cisalhamento, que correspondem ao movimento angular de

um elemento de volume originalmente ortogonal. Uma exemplificação bidimensional está indicada na Figura 8, onde o corpo sólido com vértice esquerdo inferior O é deslocado e distorcido até se transformar no corpo sólido com vértice esquerdo inferior O'.

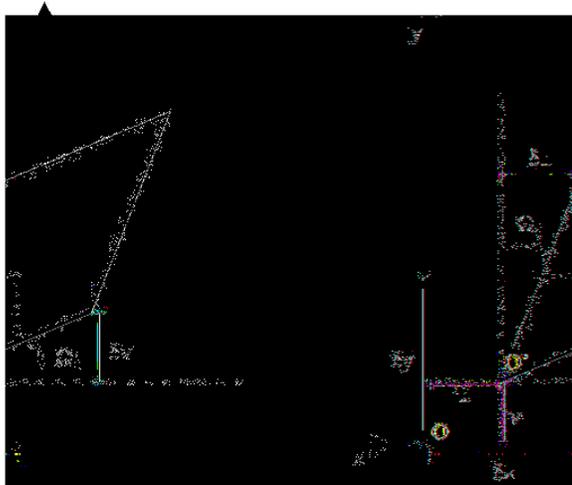


Figura 8. Tensões de cisalhamento e rotação do corpo.
Fonte: Adaptado de: Redwood (1960).

Se θ_1 e θ_2 forem menores do que 10° , seus valores em radianos serão aproximadamente iguais às tangentes desses ângulos, e os tensores de cisalhamento podem ser obtidos a partir da soma dos ângulos devido à deformação.

$$u_{xy} = u_{yx} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) = \frac{1}{2} \cdot (\theta_1 + \theta_2) \quad (13)$$

3.1.2 TENSOR STRESS

Quando um corpo não está deformado, as forças internas estão balanceadas

de modo que a força interna resultante é nula, havendo equilíbrio mecânico. O arranjo interno corresponde a um estado de equilíbrio termodinâmico e o *stress* interno é nulo. Quando ocorrem deformações, o arranjo sai do equilíbrio termodinâmico e surgem tensões internas no sentido de trazer o corpo de volta ao estado de equilíbrio. Essas tensões internas que surgem quando o corpo é deformado são chamadas de *stress*.

As tensões internas são tensões de curto alcance, que agem somente sobre as superfícies dos elementos vizinhos. A força interna total exercida em um elemento de volume do corpo pode ser calculada por meio da integral volumétrica indicada na Equação 14.

$$F = \int_V F_i \cdot dV \quad (14)$$

O teorema de Gauss estabelece que a integral volumétrica de um escalar pode ser transformada em uma integral de superfície desde que o escalar seja igual ao divergente de um vetor (HSU, 1972). Assim, a integral volumétrica do vetor força pode ser transformada em uma integral de superfície somente se o vetor força por unidade de volume for o divergente de um tensor de segunda ordem, conforme indicado na Equação 15.

$$F_i = \frac{\partial \sigma_{ik}}{\partial x_k} \quad (15)$$

O trabalho realizado por um *stress* interno quando há uma deformação infinitesimal é dado pela multiplicação entre força e deslocamento. Definindo-se o diferencial de trabalho como $\delta W = \frac{\partial \sigma_{ik}}{\partial x_k} \cdot \delta u_i$, a integração sobre o volume do corpo

dá o trabalho realizado pelo *stress* interno por unidade de volume, indicado na Equação 16 (LANDAU; LIFSHITZ, 2002).

$$\int \delta W \cdot dV = \int \frac{\partial \sigma_{ik}}{\partial x_k} \cdot \delta u_i \cdot dV \quad (16)$$

Utilizando a equação fundamental da termodinâmica na forma diferencial $dU = dq + dw$, onde a energia interna U é dada pela soma do calor utilizado q com o trabalho realizado w , e considerando-se um processo adiabático ($dq = T \cdot dS$), tem-se a seguinte relação:

$$dU = T \cdot dS + \sigma_{ik} \cdot du_{ik} \quad (17)$$

A energia livre de Helmholtz (A) de um corpo é um potencial termodinâmico que mede o trabalho útil que pode ser obtido de um sistema termodinâmico fechado em uma temperatura constante, e é dada pela diferença entre energia interna e o produto de entropia e temperatura, conforme indicado na Equação 18 (SEARS; SALINGER, 1979).

$$A = U - T \cdot S \quad (18)$$

$$dA = \sigma_{ik} \cdot du_{ik} - S \cdot dT \quad (19)$$

Observa-se que o tensor stress pode ser obtido a partir da derivada da energia interna ou da energia livre de Helmholtz em relação ao tensor tensão, quando a entropia e a temperatura forem constantes, respectivamente.

A energia livre de Gibbs é dada pela Equação 20.

$$G = A - w \quad (20)$$

$$dG = -S \cdot dT - u_{ik} \cdot d\sigma_{ik} \quad (21)$$

Verifica-se que o tensor *strain* pode ser obtido a partir da derivada da energia livre de Gibbs em relação ao tensor *stress*, quando a temperatura é constante.

Para que as fórmulas termodinâmicas acima sejam válidas para qualquer caso, é necessário obter a energia livre de Helmholtz em função do tensor tensão. Para isso, é necessário saber se o material considerado é isotrópico ou monocristalino, pois dependendo do tipo de material é necessário considerar diversos planos de simetria cristalina (LANDAU; LIFSHITZ, 2002). Neste trabalho, os materiais podem ser considerados isotrópicos porque embora a estrutura do titânio comercialmente puro de grau 2 seja hexagonal (fase α até 80°C), que é uma estrutura anisotrópica, seu tamanho de grão é pequeno o suficiente (VERCIK, 2004) para que na média suas propriedades tenham valores iguais em todas as direções.

Para deformações pequenas, a energia livre de Helmholtz é obtida pela expansão em potências do tensor deformação (u_{ik}). A expressão geral para a energia livre de um corpo isotrópico deformado é dada pela Equação 22 (LANDAU; LIFSHITZ, 2002).

$$A = A_o + \frac{1}{2} \lambda \cdot u_{ii}^2 + \mu \cdot u_{ik}^2 \quad (22)$$

onde λ e μ são as constantes de Lamé e A_o é a energia livre do corpo na ausência de forças externas e deformações, em uma temperatura fixa.

A variação volumétrica resultante de uma deformação é dada pela soma dos componentes da diagonal principal do tensor tensão ($\Delta V = u_{ii}$). Caso essa soma seja nula, o volume do corpo não é alterado pela deformação e tem-se um cisalhamento puro. Por outro lado, deformações que causam mudança de volume sem alterar a

forma do corpo são chamadas compressões hidrostáticas.

Qualquer deformação pode ser representada como a soma de um cisalhamento puro com uma compressão hidrostática, conforme a Equação 23,

$$u_{ik} = \left(u_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} \right) + \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} \quad (23)$$

onde o primeiro termo corresponde a um cisalhamento puro, pois:

$$u_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} = \begin{pmatrix} u_{11} & u_{12} & u_{13} \\ u_{21} & u_{22} & u_{23} \\ u_{31} & u_{32} & u_{33} \end{pmatrix} - \frac{1}{3} \cdot \left[3 \cdot \begin{pmatrix} u_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} + 3 \cdot \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & u_{22} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} + 3 \cdot \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & u_{33} \end{pmatrix} \right] \quad (24)$$

$$u_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} = \begin{pmatrix} 0 & u_{12} & u_{13} \\ u_{21} & 0 & u_{23} \\ u_{31} & u_{32} & 0 \end{pmatrix} \quad (25)$$

e o segundo é uma matriz diagonal que corresponde a uma dilatação.

Utilizando-se a decomposição da deformação apresentada na Equação 23, pode-se reescrever a energia livre de Helmholtz apresentada na Equação 26.

$$A = \mu \cdot \left(u_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} \right)^2 + \frac{1}{2} \cdot K \cdot u_{ll}^2 \quad (26)$$

onde A é a energia livre de Helmholtz elástica, dada por $A = A - A_0$, K é o módulo de *bulk*, módulo de compressão hidrostática ou módulo de compressão, dado por

$K = \lambda + \frac{2}{3} \cdot \mu$, e μ é o módulo de rigidez ou módulo de cisalhamento.

No estado de equilíbrio termodinâmico a energia livre é um mínimo. Derivando-se a energia livre de Helmholtz das equações 22 e 26 em relação ao

tensor tensão, obtém-se as Equações 27 e 28, respectivamente.

$$dA = \lambda \cdot u_{ll} \cdot du_{ll} + 2 \cdot \mu \cdot u_{ik} \cdot du_{ik} \quad (27)$$

$$dA = dA = K \cdot u_{ll} \cdot du_{ll} + 2 \cdot \mu \cdot \left(u_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} \right) \cdot \left(du_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot du_{ll} \right) \quad (28)$$

Substituindo-se $du_{ll} = \delta_{ik} \cdot du_{ik}$ nas expressões acima, obtém-se o tensor *stress* (σ_{ik}), apresentado como Equação 29.

$$\sigma_{ik} = \frac{dA}{du_{ik}} = \lambda \cdot u_{ll} \cdot \delta_{ik} + 2 \cdot \mu \cdot u_{ik} = K \cdot u_{ll} \cdot \delta_{ik} + 2 \cdot \mu \cdot \left(u_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot u_{ll} \right) \quad (29)$$

Utilizando-se as relações entre constantes elásticas (E e K), coeficientes de Lamé (λ e μ) e coeficiente de Poisson (σ) dadas pelas equações 30, 31 e 32.

$$\lambda = \frac{E\sigma}{(1-2\sigma) \cdot (1+\sigma)} \quad (30)$$

$$\mu = \frac{E}{2 \cdot (1+\sigma)} \quad (31)$$

$$K = \frac{E}{3 \cdot (1-2\sigma)} \quad (32)$$

obtém-se uma nova expressão para o tensor *stress*, apresentada na Equação 33.

$$\sigma_{ik} = \frac{E}{1+\sigma} \cdot \left(u_{ik} + \frac{2}{1-2\sigma} \cdot u_{ll} \cdot \delta_{ik} \right) \quad (33)$$

Observa-se que quando o tensor tensão for nulo não haverá deformações, portanto o tensor *stress* também será nulo.

3.1.3 TENSOR STRESS DEVIDO À VISCOSIDADE

A deformação devido ao movimento das partículas em corpos elásticos será um processo termodinamicamente reversível somente se sua velocidade for infinitesimal (processo quasi-estático), de modo que o equilíbrio termodinâmico seja estabelecido em cada instante. Na realidade, as partículas deslocam-se com velocidades finitas, e o corpo não permanece em equilíbrio em todos os instantes. Conseqüentemente, surgirão processos no sentido de retorná-lo ao equilíbrio e o movimento será termodinamicamente irreversível.

A fricção interna ou viscosidade é um meio de dissipação de energia. A descrição de um sistema mecânico cujo movimento envolve dissipação de energia pode ser feita por meio das equações de movimento deduzidas acima acrescentando-se as forças dissipativas ou de fricção, que são funções da velocidade.

A forma geral da função dissipativa para corpos deformados deve ser definida de modo que seja nula caso não haja fricção interna, como nos casos em que forças externas provocam apenas uma translação ou rotação do corpo.

Definindo-se o tensor velocidade como sendo um tensor simétrico dado pela Equação 34,

$$v_{ik} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \frac{\partial v_k}{\partial x_i} \right) \quad (34)$$

a função dissipativa por unidade de volume (R) pode ser escrita analogamente à expressão da energia livre de Helmholtz elástica para um corpo isotrópico, resultando na Equação 35 (LANDAU; LIFSHITZ, 2002).

$$R = \eta \cdot \left(v_{ik} - \frac{1}{3} \cdot \delta_{ik} \cdot v_{ll} \right)^2 + \frac{1}{2} \cdot \zeta \cdot v_{ll}^2 \quad (35)$$

onde η e ζ são os dois componentes independentes do tensor viscosidade.

Em um sólido isotrópico, o tensor *stress* dissipativo (σ'_{ik}) é dado pela derivada da função dissipativa em relação à v_{ik} , conforme indicado na Equação 36.

$$\sigma'_{ik} = \frac{\partial R}{\partial v_{ik}} = 2\eta \cdot \left(v_{ik} - \frac{1}{3} \delta_{ik} v_{ll} \right) + \zeta v_{ll} \delta_{ik} \quad (36)$$

onde v_{ik} e v_{ll} são velocidades, derivadas temporais do deslocamento u_{ik} e u_{ll} . Essa expressão é idêntica ao tensor de *stress* de viscosidade dos fluidos.

3.1.4 EQUILÍBRIO DE FORÇAS

No equilíbrio, o *stress* interno deve ser balanceado em todos os pontos do corpo, de modo que a força resultante seja nula. A equação de equilíbrio para um corpo deformado é dada pela Equação 37.

$$F_i = \frac{\partial \sigma_{ik}}{\partial x_k} = \rho \cdot \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} \quad (37)$$

A viscosidade pode ser considerada na Equação do movimento somando-se o tensor de *stress* dissipativo (σ'_{ik}) ao tensor *stress* (σ_{ik}).

$$\sigma_{ik} + \sigma'_{ik} = \lambda \cdot u_{ll} \cdot \delta_{ik} + 2 \cdot \mu \cdot u_{ik} + 2\eta \cdot \left(v_{ik} - \frac{1}{3} \delta_{ik} v_{ll} \right) + \zeta v_{ll} \delta_{ik} \quad (38)$$

A derivada da soma dos tensores *stress* ($\sigma_{ik} + \sigma'_{ik}$) em relação a x_k é a força resultante, também conhecida como equação do movimento para um sólido viscoso.

Lembrando que v_{ik} e v_{ll} são velocidades, ou seja, derivadas temporais do tensor tensão u_{ik} e u_{ll} , tem-se:

$$v_{ik} = \frac{\partial u_{ik}}{\partial t} = u_{ik} \cdot \frac{\partial}{\partial t} \quad (39)$$

$$u_{ik} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) \quad (40)$$

$$\rho \cdot \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} = \left(\mu + \eta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_k^2} + \left(\lambda + \mu + \zeta \cdot \frac{\partial}{\partial t} + \frac{\eta}{3} \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \frac{\partial^2 u_l}{\partial x_i \partial x_l} \quad (41)$$

Escrevendo $\frac{\partial^2 u_i}{\partial x_k^2} = \Delta \vec{u}$ e $\frac{\partial u_l}{\partial x_i} = \nabla \cdot \vec{u}$

$$\rho \cdot \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} = \left(\mu + \eta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \Delta \vec{u} + \left(\lambda + \mu + \zeta \cdot \frac{\partial}{\partial t} + \frac{\eta}{3} \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \nabla (\nabla \cdot \vec{u}) \quad (42)$$

Esta é a equação acústica utilizada nas simulações realizadas no *software Wave2000® Pro*, especificado posteriormente na seção de materiais e métodos.

Quando a propagação ocorre em duas dimensões, o vetor deslocamento pode ser escrito como a soma $\vec{u} = u \cdot \hat{x} + v \cdot \hat{y}$. Isso permite a decomposição da Equação 42 nas Equações 43 e 44, de forma semelhante à realizada por Schechter et al. (1994).

$$\rho \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \left(\lambda + 2 \cdot \mu + \frac{4}{3} \cdot \eta \cdot \frac{\partial}{\partial t} + \zeta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \left(\mu + \eta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \left(\lambda + \mu + \frac{\eta}{3} \frac{\partial}{\partial t} + \zeta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial x \partial y} \quad (43)$$

$$\rho \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} = \left(\lambda + 2 \cdot \mu + \frac{4}{3} \cdot \eta \cdot \frac{\partial}{\partial t} + \zeta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \left(\mu + \eta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \left(\lambda + \mu + \frac{\eta}{3} \frac{\partial}{\partial t} + \zeta \cdot \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial y \partial x} \quad (44)$$

As equações acima são as equações diferenciais acopladas para a propagação bidimensional da onda de ultra-som em um meio elástico e viscoso.

3.2 GUIAS DE ONDA E RADIAÇÃO ACÚSTICA

Normalmente o deslocamento gerado pelo elemento piezoelétrico é muito pequeno, sendo necessário amplificá-lo. Essa é a função do guia ultra-sônico, que age como um transformador mecânico aumentando a amplitude de vibração gerada pelo transdutor e faz a ligação entre o transdutor e o implante.

A amplificação da onda ultra-sônica devido ao guia de onda deve ser grande o suficiente para obter resultados sensíveis, mas o deslocamento gerado deve ser pequeno o suficiente para não prejudicar a fixação do implante.

Conforme reportado por Perkins (1986), o ganho de deslocamento longitudinal devido a um dispositivo guiante é dado pela relação entre diâmetros (D/d) tanto para o guia cônico como para o guia exponencial, e pela relação entre diâmetros ao quadrado ($(D/d)^2$) para guias com formato degrau. A Figura 9 indica as medidas que devem ser consideradas para o cálculo do ganho.

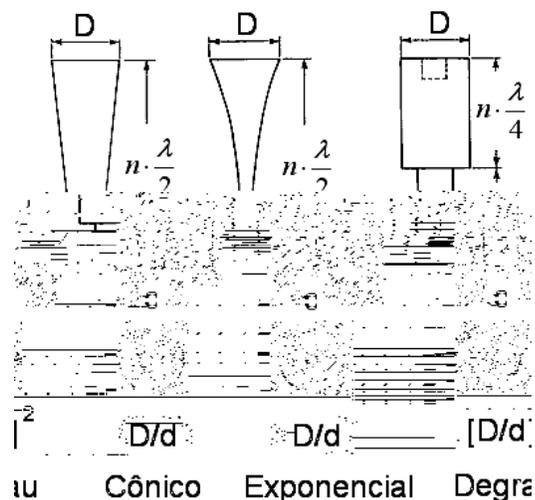


Figura 9. Diâmetros que devem ser considerados para cálculo do ganho de deslocamento longitudinal para guias com formatos cônico, exponencial e degrau.

Fonte: Adaptado de: Perkins (1986).

Além de observar a amplitude do ganho, o material do guia de onda deve ter

impedância acústica próxima ou igual à do implante dentário para que haja acoplamento de energia entre os meios. Conforme a onda acústica se propaga na estrutura formada pelo guia e implante, há dissipação de energia para o meio que o cerca. Se a impedância da estrutura for semelhante à do meio que o envolve, haverá mais transmissão de energia para os arredores da estrutura durante a propagação do ultra-som (KINSLER, 1982), e o sinal detectado pela cerâmica terá amplitude menor.

Capítulo 4

MATERIAIS E MÉTODOS

A viabilidade de utilizar um dispositivo ultra-sônico para monitorar a osseointegração foi analisada por meio de simulações e experimentos. Inicialmente a geometria mais adequada para o guia de ondas ultra-sônicas foi investigada por meio de simulações e posteriormente foram realizados ensaios de laboratório. O *software* e as configurações utilizadas nas simulações, bem como os equipamentos e os procedimentos experimentais são descritos neste capítulo.

4.1 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

As simulações da estrutura formada pelo implante e pelo guia de onda acústico foram realizadas no *software* **Wave2000[®] Pro**, especialmente desenvolvido para simulações de propagação de ondas de ultra-som. Este *software* gera soluções numéricas aproximadas para a Equação 42, que descreve a propagação de ondas acústicas elásticas bidimensionais. A solução numérica é baseada no algoritmo descrito por Schechter et al. (1994), e consiste em um método de diferenças finitas

modificado para permitir a sua execução paralela. Foram feitas simulações para guias ultra-sônicos com formato de degrau e cônico, pois estas configurações são as mais simples de serem implementadas.

Atualmente há uma grande variedade de configurações e comprimentos de implantes dentários. Neste trabalho foi adotado um implante de titânio, com 10 mm de comprimento e 5,0 mm de diâmetro externo, modelo *Master Porous*[®], fabricado pela empresa brasileira **Conexão Sistemas de Prótese**, indicado na Figura 10. A rosca interna do implante tem 2,6 mm de diâmetro, com passo de 0,45 mm.



Figura 10. Implante *Master Porous*[®], com 5 mm de diâmetro.
Fonte: Adaptado de: Conexão (2006).

Foram utilizados alumínio e titânio comercialmente puro de grau 2 para a fabricação dos guias de onda acústicos; em cada um deles foi colada uma pastilha de cerâmica piezoelétrica de titanato zirconato de chumbo, também conhecido como PZT. As pastilhas de cerâmicas piezoelétricas utilizadas foram importadas da empresa **American Piezo**. As propriedades físicas e piezoelétricas das cerâmicas utilizadas correspondem às propriedades do material 855, próprio para uso em transdutores de ultra-som de baixa intensidade. Ambas as faces das pastilhas apresentam uma fina camada de prata, constituindo os eletrodos. Foram utilizadas cerâmicas com 10 mm de diâmetro e frequência central de vibração de 1 MHz.

A cola condutora utilizada para fixar a cerâmica e os fios aos eletrodos da

cerâmica foi a **CircuitWorks® Conductive Epoxy CW2400**, uma cola condutora que contém prata.

Os pulsos de ultra-som utilizados no experimento que utilizava mercúrio metálico foram produzidos pelo gerador de pulsos **Computer Controlled Pulser / Receiver**, modelo 5800 da **Panametrics**.

Posteriormente foi construído um circuito elétrico para estimular a cerâmica por meio de uma tensão alternada. O circuito foi alimentado com uma onda quadrada com 5V de amplitude e taxa de repetição igual a 50 kHz. O pulso elétrico causava a vibração da cerâmica, e as ondas ultra-sônicas se propagavam através da estrutura do guia de onda metálico. As respostas das cerâmicas ao pulso de excitação foram gravadas pelo osciloscópio da marca **Tektronics**, modelo TDS 3034B. A primeira transição, de zero a 2,10 V, apresenta um patamar com amplitude constante, conforme indicado no Gráfico 3. Após aproximadamente 10 μs (o que corresponde a 12 μs no Gráfico 3) o sinal obtido depende do formato e do meio que envolve o guia de onda.

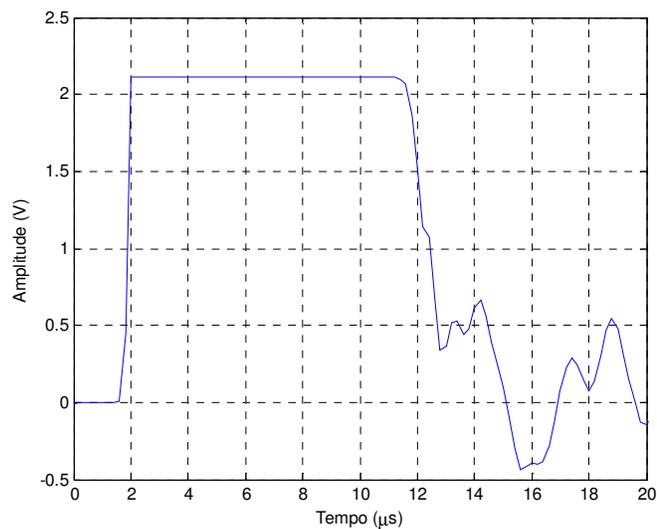


Gráfico 3. Resposta da cerâmica ao pulso elétrico de excitação.

O guia de onda acústico feito de titânio foi construído com 5 mm de diâmetro, sendo necessário cortar a pastilha de PZT para reduzir o seu diâmetro. A máquina de corte utilizada pertence ao Grupo de Cerâmicas Ferroelétricas (GCFerr) da Universidade Federal de São Carlos, e é da marca **Mitutoyo**, SBT – SoniCut380, no. 2044-61, com precisão de 0,01 mm.

Os materiais utilizados ao redor do guia de onda / implante nos testes experimentais foram mercúrio metálico e osso bovino, sendo que o ar dissolvido no osso foi retirado utilizando-se um dessecador e uma bomba de vácuo. O mercúrio metálico foi emprestado pelo Instituto de Química de São Carlos (IQSC) da Universidade de São Paulo, campus de São Carlos. O implante e o osso bovino foram gentilmente cedidos e o dessecador e a bomba de vácuo foram emprestados do Programa Interunidades de Pós-Graduação em Bioengenharia (EESC, IQSC, FMRP).

4.2 SIMULAÇÕES

O pulso de ultra-som utilizado nas simulações consiste em uma onda senoidal modulada por uma envoltória gaussiana, caracterizado por uma amplitude unitária, constante de tempo igual a 0,75 μs , duração de 3 μs e frequência central nominal de 1 MHz, que está dentro do intervalo de frequências utilizado em tratamentos para aceleração do reparo ósseo (RUBIN et al., 2001). O formato do sinal gerado pela fonte em função do tempo e a sua distribuição de frequências estão indicados nos Gráficos 4(A) e 4(B).

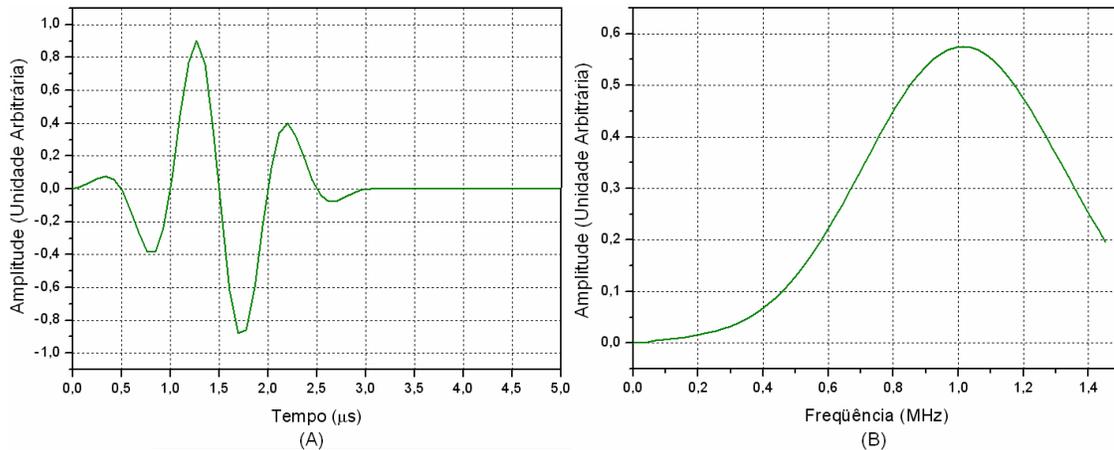


Gráfico 4. Sinal gerado pela fonte: (A) amplitude de oscilação da cerâmica versus tempo; (B) amplitude versus frequência.

O *software* de simulação apresentado na seção anterior utiliza o método das diferenças finitas para descrever a evolução da propagação de ondas ultra-sônicas. Para isso, o espaço a ser simulado é dividido em células iguais que compõem a grade utilizada nas diferenças finitas. Os valores dos passos temporal e espacial utilizados como parâmetros para a simulação podem influenciar significativamente a precisão e a estabilidade da solução, sendo necessário encontrar os valores que geram resultados com melhor estabilidade antes de seguir com as simulações.

O tamanho das células da grade deve ser significativamente menor do que o comprimento de onda de interesse, que corresponde ao comprimento que a onda acústica terá nos materiais envolvidos na simulação. Esse parâmetro é conhecido como resolução do comprimento de onda. A relação entre o comprimento de onda de resolução e a dimensão das células que compõem a grade foi fixada como 10 para todas as simulações. Isso significa que é necessário colocar dez elementos da grade lado a lado para a obtenção de um comprimento equivalente à resolução de um comprimento de onda. O passo temporal também depende do tamanho das células utilizadas, e deve ser ajustado para gerar resultados estáveis. Os materiais

utilizados na simulação e os valores de algumas das propriedades que os caracterizam estão indicados na Tabela 1.

Tabela 1 – Parâmetros dos materiais utilizados nas simulações.

Constantes	Titânio	Alumínio	Sangue	Ar	Mercúrio	Osso
ρ (Kg.m ⁻³)	4480	2700	1055	1,24	13530	1850
λ (MPa)	80600	61380	2634	0,14674	28450	9306
μ (MPa)	43050	24950	0	0	0	3127
Z (MRayl)	27,33	17,33	1,67	$4,26 \cdot 10^{-4}$	19,62	5,37
v (m/s)	6100	6420	1580	344	1450	2900

Fonte: CyberLogic Inc. (1999).

A velocidade de propagação das ondas longitudinais do ultra-som com frequência nominal de 1 MHz no ar é a menor dentre os materiais utilizados, e é igual a 344 m/s. Utilizando-se a relação entre velocidade (v), frequência (f) e comprimento de onda (Λ) dada por $v = \Lambda \cdot f$, tem-se que o comprimento das ondas longitudinais no ar é igual a 0,344 mm, que deve ser o comprimento de onda de resolução das simulações que utilizam esse material.

Antes que o implante de titânio apresentado na seção *materiais e equipamentos* estivesse disponível para a realização deste trabalho, foram estimadas as dimensões de um implante para a realização das simulações iniciais. O primeiro passo foi simular estruturas com “base” em formato degrau e em formato

cônico, conforme indicado na Figura 11, a fim de determinar a forma estrutural que gerava melhores resultados.

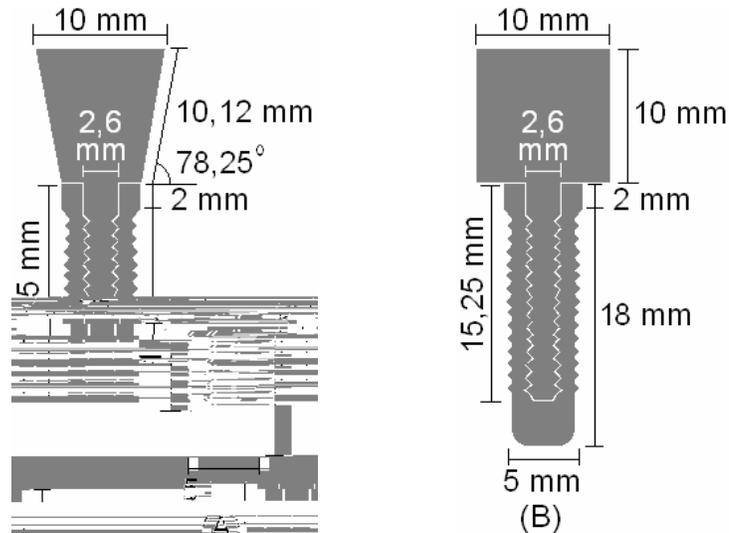


Figura 11. Dimensões utilizadas nas simulações dos guias de onda com formato (A) cônico e (B) degrau, parafusados em implantes.

As simulações foram feitas com sumidouros de ultra-som colocados como condição de contorno abaixo e nas laterais da janela de simulação para que os sinais detectados pelo receptor não fossem influenciados pela área de simulação. A fonte e o receptor foram posicionados nas bases dos guias de onda. As estruturas indicadas na Figura 11 foram envoltas pelos materiais indicados na Figura 12.

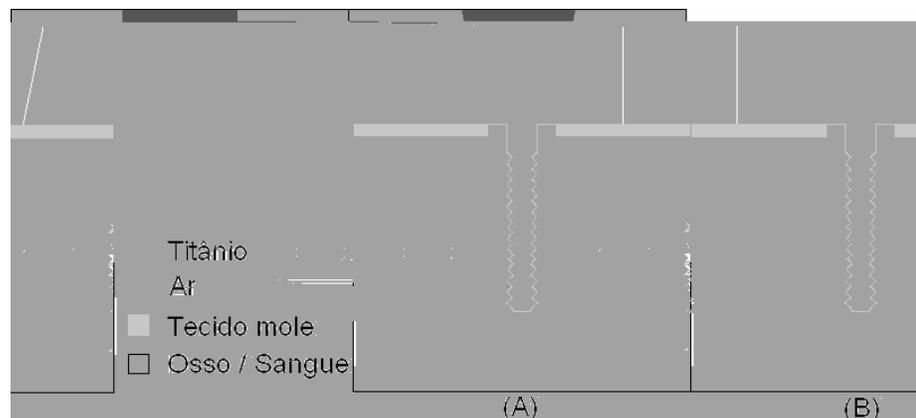


Figura 12. Guias de onda de titânio com formato (A) degrau e (B) cônico encaixados em implantes de titânio, com os materiais utilizados na simulação.

Uma vez constatado que o guia de degrau apresenta melhores resultados, o comprimento do guia foi variado para verificar sua influência no sinal detectado. Os comprimentos utilizados estão indicados na Figura 13.

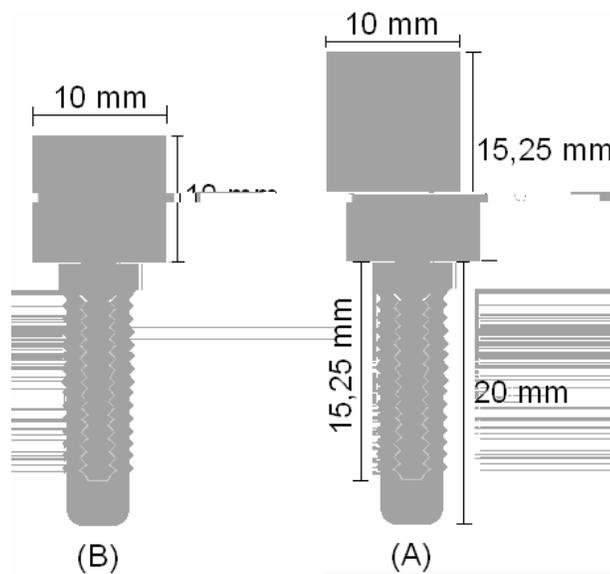


Figura 13. Guias de onda com formato de degrau encaixados nos implantes junto com as dimensões consideradas nas simulações, para encontrar o comprimento que gera resultados mais sensíveis com a variação do meio que envolve o implante. Como pode ser observado, apenas a altura acima da rosca foi alterada.

A dimensão que resultava nos melhores resultados foi utilizada em uma simulação do processo de osseointegração, conforme indicado na Figura 14.

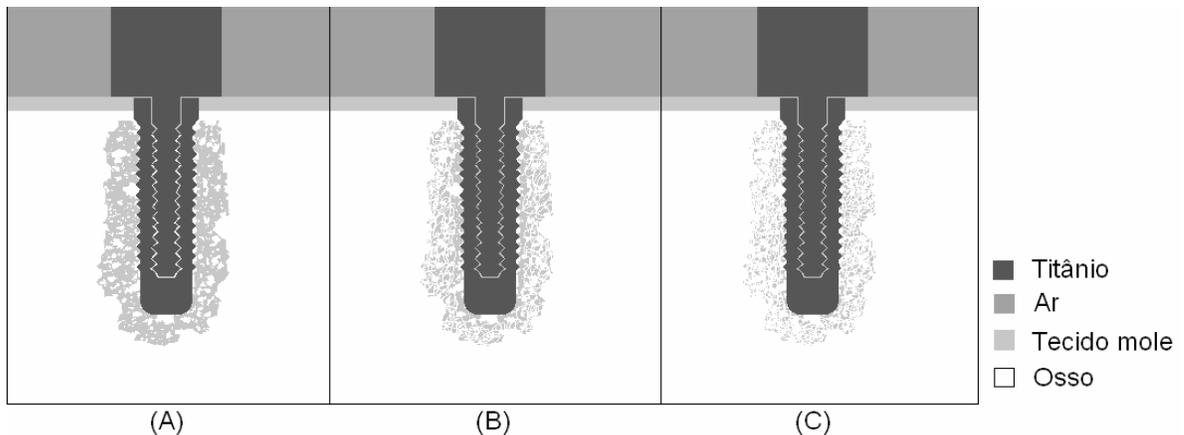


Figura 14. Configurações utilizadas na simulação do processo de osseointegração do implante, que é envolto por uma mistura de tecido mole e osso com concentrações crescentes de tecido ósseo, na seqüência de (A) para (C).

A fim de verificar se o guia de onda acústico seria capaz de detectar diferenças entre os sinais obtidos com diferentes áreas de contato lateral, foram projetados um guia de onda e um suporte de alumínio. Foi feita uma simulação do guia fora do bloco (envolto por ar) e com 6,4 mm, 8,8 mm e 12 mm de altura encaixados no bloco de alumínio, conforme indicado na Figura 15. Os resultados foram comparados.

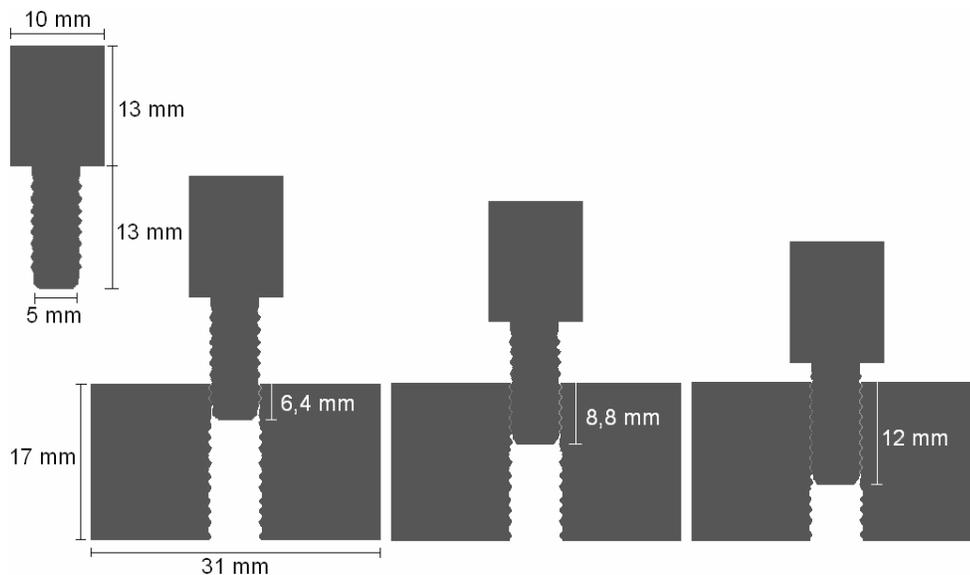


Figura 15. Configurações utilizadas na simulação da propagação de um pulso de ultra-som em um guia de onda de alumínio encaixado em um bloco de alumínio, com diferentes alturas de inserção.

Os gráficos obtidos na simulação foram sobrepostos e analisados utilizando-se o *software* **Origin**.

4.3 EXPERIMENTOS

Os guias de ondas acústicas utilizados foram projetados de acordo com os resultados obtidos por simulação. Todos os guias e suportes de alumínio e titânio utilizados nesta pesquisa foram construídos na oficina mecânica do departamento de engenharia elétrica da Universidade de São Paulo, campus de São Carlos.

Os guias de ondas acústicas projetados para serem parafusados no implante dentário indicado na Figura 10 foram construídos com um corpo em formato parafuso com 2,6 mm de diâmetro e passo de 0,45 mm.

A cola condutora era preparada através da mistura do conteúdo de duas bisnagas, em proporções idênticas. Após a homogeneização da mistura, esta era espalhada sobre a face plana do guia de onda oposta ao sola2 Td (se)13.253.915-7.82938(o)2.8253.91

Frequency) de 1 kHz, 100 μJ de energia e 17 Ω de amortecimento.

Com a finalidade de verificar a transmissão e a reflexão de energia quando um pulso de ultra-som atingia a interface entre dois meios com impedâncias acústicas próximas, foi feito um experimento utilizando mercúrio metálico ($Z = 19,62\text{MRayl}$) e um guia de onda cilíndrico de alumínio ($Z = 17,33\text{MRayl}$), com 10 cm de comprimento e 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram ligados ao gerador de pulsos de ultra-som, conforme indicado na Figura 16, o guia de onda foi colocado em um tubo de ensaio e o sinal foi medido. Em seguida o tubo de ensaio foi preenchido com mercúrio, e a cada meio centímetro de imersão o sinal detectado era gravado no osciloscópio.

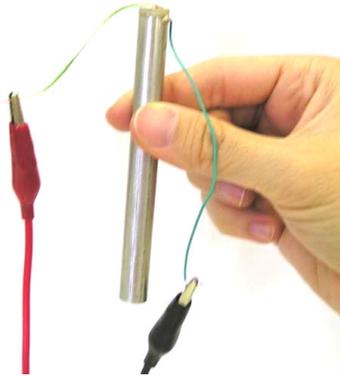


Figura 16. Guia de onda de alumínio com 10 cm de comprimento e 1 cm de diâmetro.

Foram construídas duas peças de alumínio semelhantes às utilizadas na última simulação, indicadas na Figura 17, sendo que uma delas fazia o papel da estrutura formada pelo guia de onda acústico mais implante, e a outra peça tinha a função de sustentar a primeira. O encaixe entre as duas peças era feito por meio de uma rosca com 5 mm de diâmetro e passo de 0,8 mm. A peça transdutora foi rosqueada no bloco de alumínio e foram feitas medidas quando esta tinha 6,4 mm,

8,8 mm e 12 mm de altura inseridos no bloco. Foi utilizado papel alumínio para melhorar o acoplamento entre as estruturas, de modo que o guia tinha que ser forçado com alicate para que fosse bem encaixado no bloco de alumínio. O experimento foi repetido sete vezes para cada altura considerada.

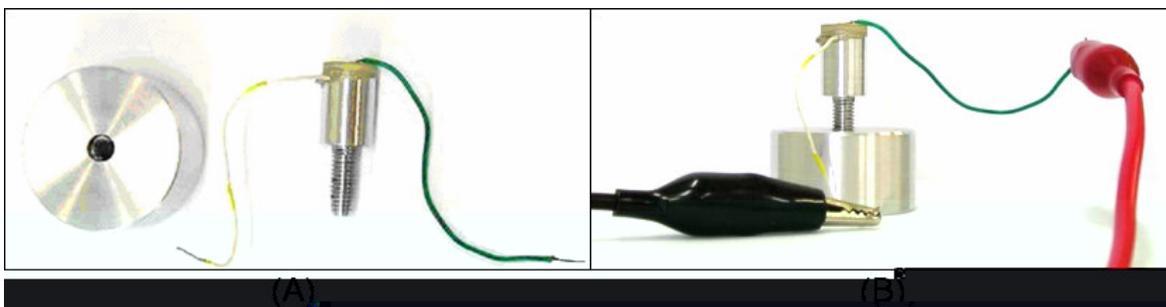


Figura 17. Peças de alumínio utilizadas: (A) Suporte ao lado do guia de onda rosqueável; (B) Guia de onda encaixado parcialmente no suporte.

O experimento subsequente envolveu a inserção do implante dentário em um osso bovino para realizar medidas dos sinais obtidos com guias de alumínio e titânio encaixados no implante envolto por osso. A colocação do implante no osso foi realizada na oficina mecânica. Para isso, o osso foi perfurado com uma broca de calibre ligeiramente inferior a 5 mm e então o implante foi forçado no osso utilizando-se uma chave construída especialmente para essa finalidade. Em seguida, o osso foi colocado em um copo de água, dentro de um dessecador ligado a uma bomba de vácuo, e ali permaneceu por cerca de 3 horas para que a água penetrasse nos seus poros, tornando as condições experimentais mais próximas à situação real.

O guia de onda de alumínio tinha 12,2 mm de comprimento, sendo que metade consistia numa base com 10 mm de diâmetro e a outra metade tinha o formato de um parafuso com as dimensões apropriadas para que fosse encaixado no implante. O guia de onda de alumínio está indicado na Figura 18.

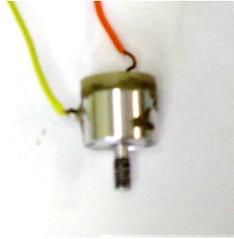


Figura 18. Guia de onda de alumínio com 12,2 mm de comprimento, dos quais 6,1 mm têm 10 mm de diâmetro e o restante consiste em uma rosca com 2,6 mm de diâmetro externo e 0,45 mm de passo, para fazer o encaixe com o implante.

O guia de onda de titânio foi construído com 9,7 mm de comprimento, dos quais 2,2 mm tinham 5 mm de diâmetro e o restante tinha as dimensões apropriadas para o encaixe no implante de titânio, ou seja, rosca com 2,6 mm de diâmetro externo e passo de 0,45 mm. A cerâmica de PZT originalmente com 10 mm de diâmetro foi cortada para que seu diâmetro fosse reduzido para 5 mm.

Os guias de alumínio e de titânio foram parafusados no implante e os sinais obtidos com diferentes alturas de inserção foram gravados no osciloscópio. Para o guia de alumínio, foram feitas medidas com o guia fora do implante e com 2,3 mm, 4,6 mm e 6,1 mm de altura de encaixe. Para o guia de titânio, foram feitas medidas com o guia fora do implante e com 3,0 mm, 6,0 mm e 7,5 mm de altura de inserção. O experimento foi repetido 15 vezes para o guia de alumínio indicado na Figura 18 e 14 vezes para o guia de titânio, indicado na Figura 19 junto com o implante inserido no osso.



Figura 19. Guia de onda de titânio (cp 2) com 9,7 mm de comprimento ligado ao circuito gerador de pulsos de ultra-som ao lado do implante inserido em osso bovino.

Os resultados experimentais foram gravados no osciloscópio especificado na seção *materiais e equipamentos*, e os gráficos foram construídos utilizando-se o software **Matlab**.

Capítulo 5

RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 SIMULAÇÕES

As evoluções temporais das simulações de propagação do pulso de ultra-som nos guias de onda (degrau e cônico) encaixados em implantes de titânio envoltos por tecido mole e totalmente osseointegrados estão indicadas nas Figuras 20 a 23.

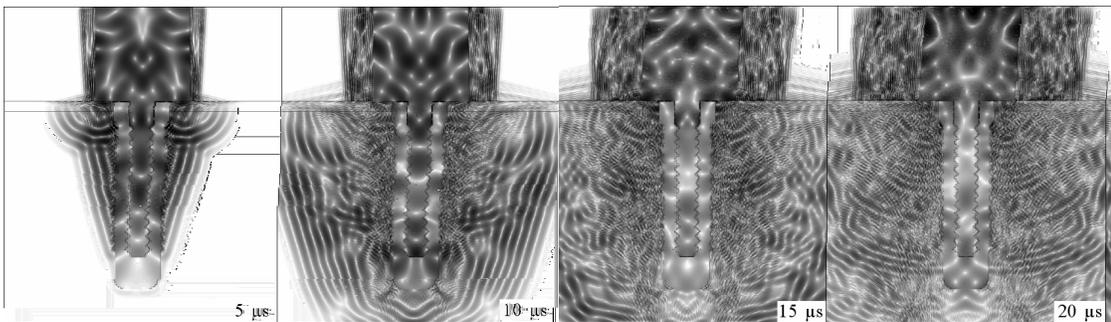


Figura 20. Propagação do pulso de ultra-som em guia de onda degrau parafusado em implante envolto por tecido mole.

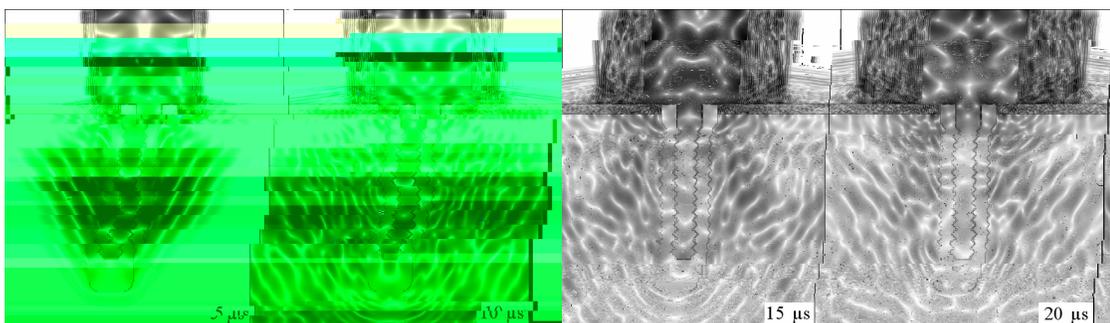


Figura 21. Propagação do pulso de ultra-som em guia degrau parafusado em implante osseointegrado.

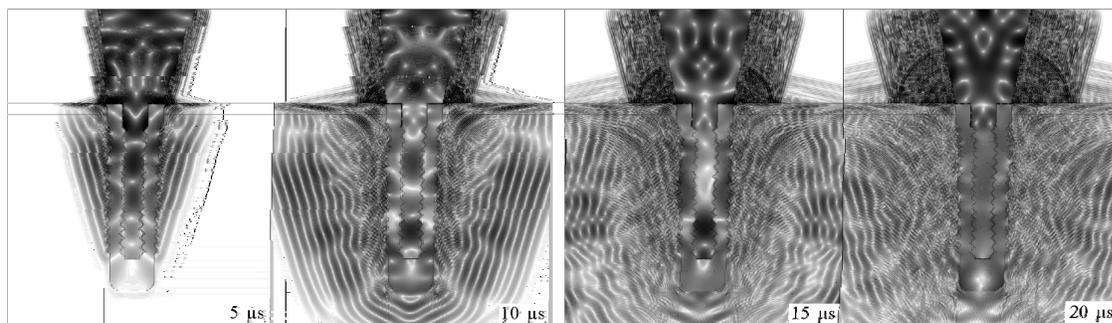


Figura 22. Propagação do pulso de ultra-som em guia cônico parafusado em implante envolto por tecido mole.

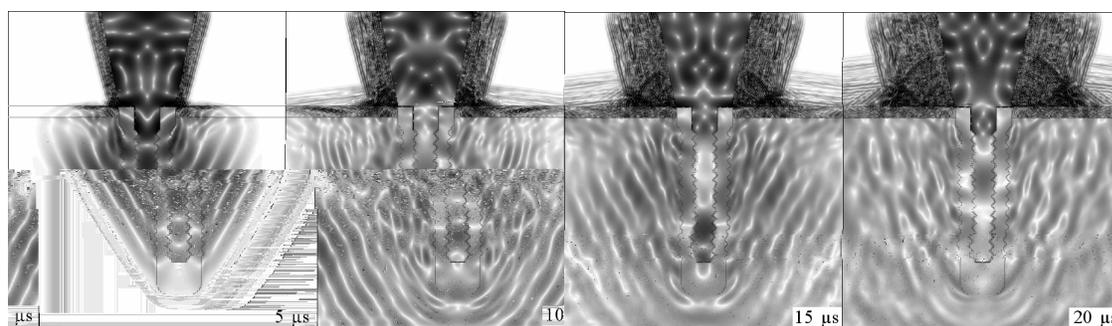


Figura 23. Propagação do pulso de ultra-som em guia cônico parafusado em implante osseointegrado.

As regiões escuras correspondem às compressões, e as regiões claras são regiões de rarefação do meio. Analisando-se qualitativamente as Figuras 20, 21, 22 e 23, observa-se que tanto para o guia de onda com formato degrau como para o guia cônico a propagação do ultra-som em tecido mole é mais lenta do que em tecido ósseo. Isso pode ser verificado pela diferença na distância percorrida pelo ultra-som após 5 μ s e 10 μ s de propagação. Após 10 μ s, o ultra-som que se propaga em tecido mole não chega nem a preencher toda a janela da simulação.

Para ambos os formatos considerados, a transmissão de energia do guia de onda para o meio que envolve o implante é maior quando o implante é sustentado por osso do que quando o mesmo está envolto por tecido mole. Isso se deve à maior reflexão de energia ultra-sônica na interface titânio-tecido mole, onde a diferença de

impedância acústica é maior ($Z_{Ti} = 27,33MRayl$, $Z_{TecidoMole} = 1,67MRayl$) do que na interface titânio-osso ($Z_{Osso} = 5,37MRayl$).

Há transmissão da energia do pulso original para o tecido mole ou para o osso cada vez que a onda de ultra-som atinge a interface, até que toda a energia de um único pulso seja dissipada para o meio que envolve o implante. Devido às transmissões de energia, as envoltórias dos sinais detectados decaem em função do tempo. Os sinais detectados com a utilização dos guias de onda de grau e cônico estão apresentados nos Gráficos 5 e 6, respectivamente.

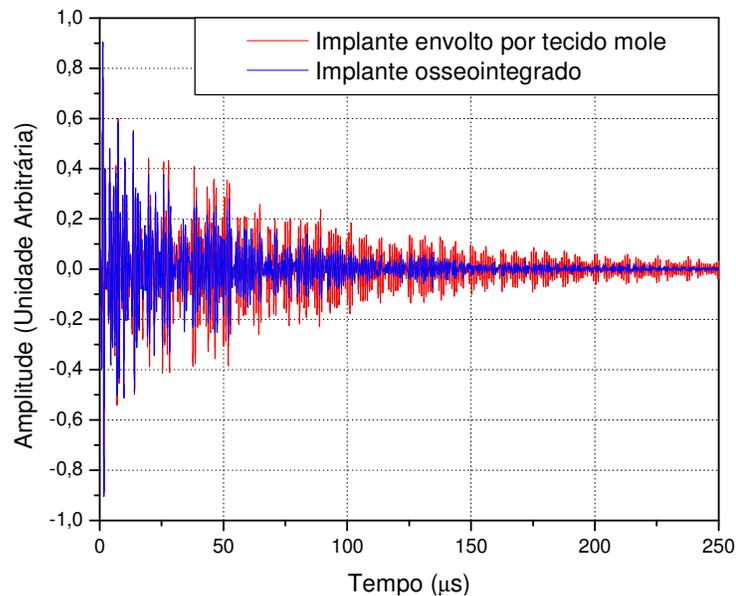


Gráfico 5. Comparação dos sinais detectados nas simulações do guia de onda de titânio com formato de grau e 25,25 mm de comprimento encaixado no implante de titânio envolto por tecido mole e completamente osseointegrado.

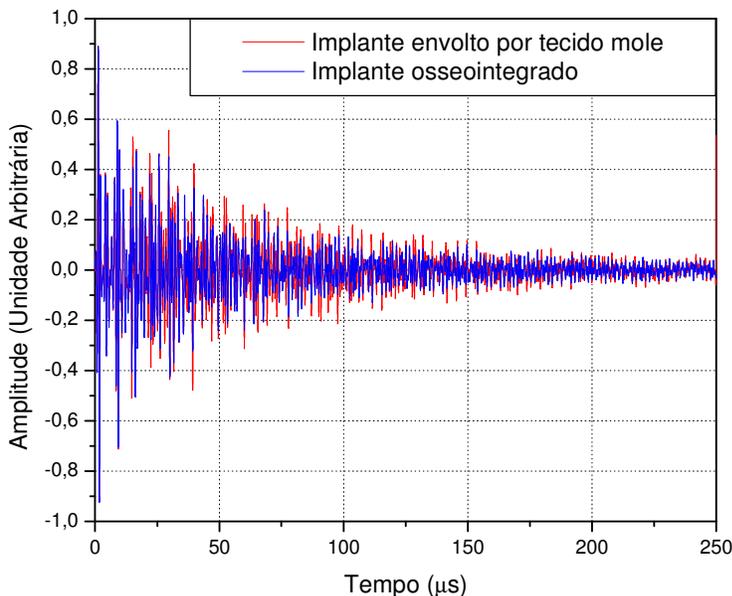


Gráfico 6. Comparação dos sinais detectados na simulação do guia de onda de titânio com formato cônico e 25,25 mm de comprimento encaixado no implante de titânio envolto por tecido mole e completamente osseointegrado.

As curvas azuis dos Gráficos 5 e 6 são os sinais obtidos com guias de onda encaixados em implantes totalmente osseointegrados, e as curvas vermelhas correspondem a guias encaixados em implantes envoltos por tecido mole. As diferenças de amplitude dos sinais obtidos com a utilização do guia de onda degrau (Gráfico 5) são maiores do que as diferenças de amplitude dos sinais detectados com o guia de onda cônico (Gráfico 6), mostrando que o guia de onda com formato degrau é mais sensível a variações do meio que envolve o implante.

Uma vez que as quantidades de transmissão e reflexão de energia apresentam variações com as mudanças do meio que envolve o implante, as energias correspondentes aos Gráficos 5 e 6 foram calculadas (integral do módulo do sinal ao quadrado) e normalizadas. Uma comparação dos valores de energia obtidos com a utilização do guia cônico e degrau está indicada no Gráfico 7.

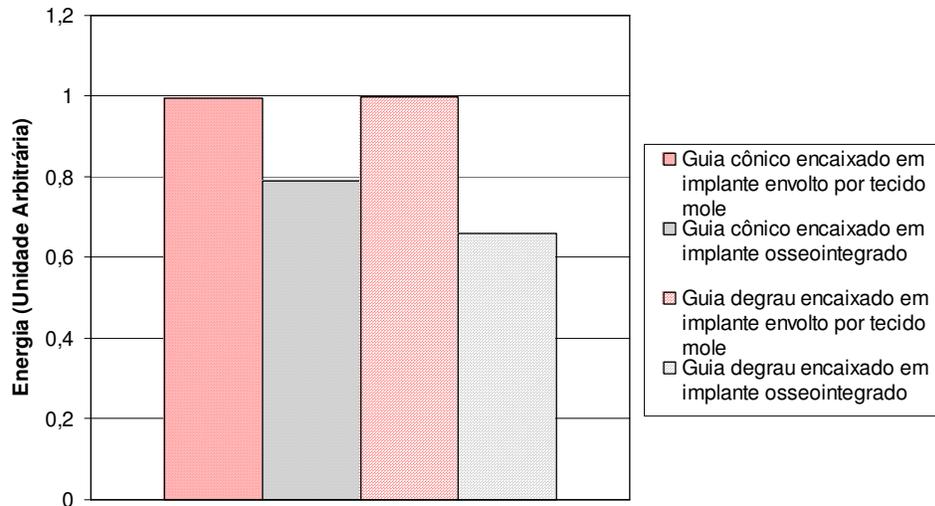


Gráfico 7. Energias dos sinais detectados na simulação de guias de onda de titânio com formato cônico e degrau, ambos com 25,25 mm de comprimento, encaixados em implantes envoltos por tecido mole e osseointegrados.

Uma vez constatado que o guia de onda degrau era mais sensível, seu comprimento foi modificado para verificar se sua sensibilidade aumentaria ainda mais. Foi encontrado na literatura que guias com formato degrau geram ganho de deslocamento igual à razão de diâmetros ao quadrado $(D/d)^2$ quando o seu comprimento for igual a um múltiplo inteiro de meio comprimento de onda, de modo que as partes com diâmetro menor e maior tenham comprimentos iguais a múltiplos inteiros de um quarto do comprimento de onda (PERKINS, 1986). O pulso de ultrassom com frequência de 1 MHz tem comprimento de onda igual a 6,1 mm no titânio, portanto o comprimento total do guia deveria ser igual a um múltiplo inteiro de meio comprimento de onda (3,05mm).

Foi simulado um guia de onda com 30,50 mm de comprimento encaixado em um implante de titânio envolto por tecido mole e posteriormente osseointegrado (Figura 17). Os sinais obtidos estão indicados no Gráfico 8.

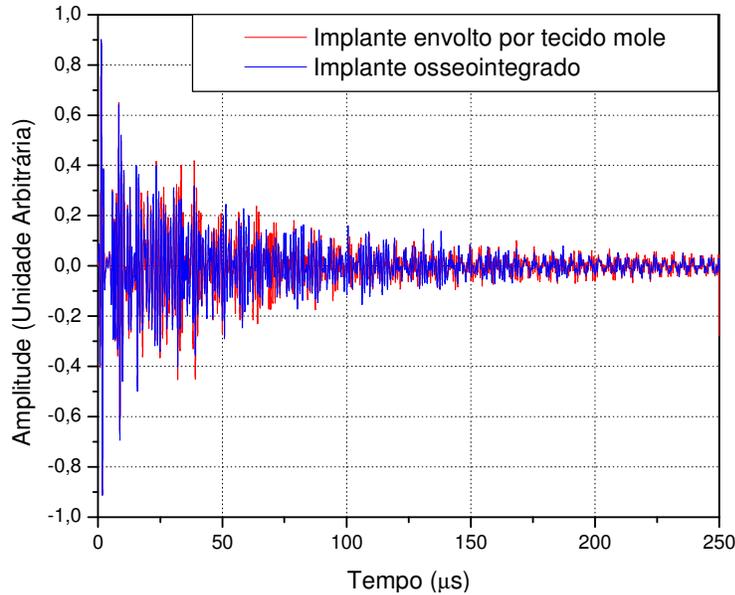


Gráfico 8. Sinais detectados nas simulações do guia de onda de titânio com formato degrau e 30,50 mm de comprimento encaixado no implante de titânio envolto por tecido mole e osseointegrado.

Comparando-se os Gráficos 5 e 8, observa-se que o guia de onda degrau com 25,25 mm de comprimento apresenta maior sensibilidade às variações do meio que envolve o implante. Provavelmente o ganho de deslocamento longitudinal obtido com o aumento das dimensões do guia resultou em uma diminuição na transmissão de energia através da área lateral do guia de onda, ou então só há ganho de deslocamento longitudinal quando a impedância acústica do meio que envolve todo o guia de onda for praticamente nula ($Z_{ar} = 4,26 \cdot 10^{-4}$).

Com a finalidade de verificar se o guia ultra-sônico seria capaz de distinguir estágios intermediários da osseointegração, foram simulados implantes envoltos em misturas de tecido mole e osso. Apesar de na realidade o implante não ser totalmente envolto por tecido mole ou completamente osseointegrado, os resultados obtidos nas simulações desses dois estados extremos foram utilizados para efeito de comparação. A evolução temporal da propagação do pulso de ultra-som em um estágio intermediário está indicada na Figura 24.

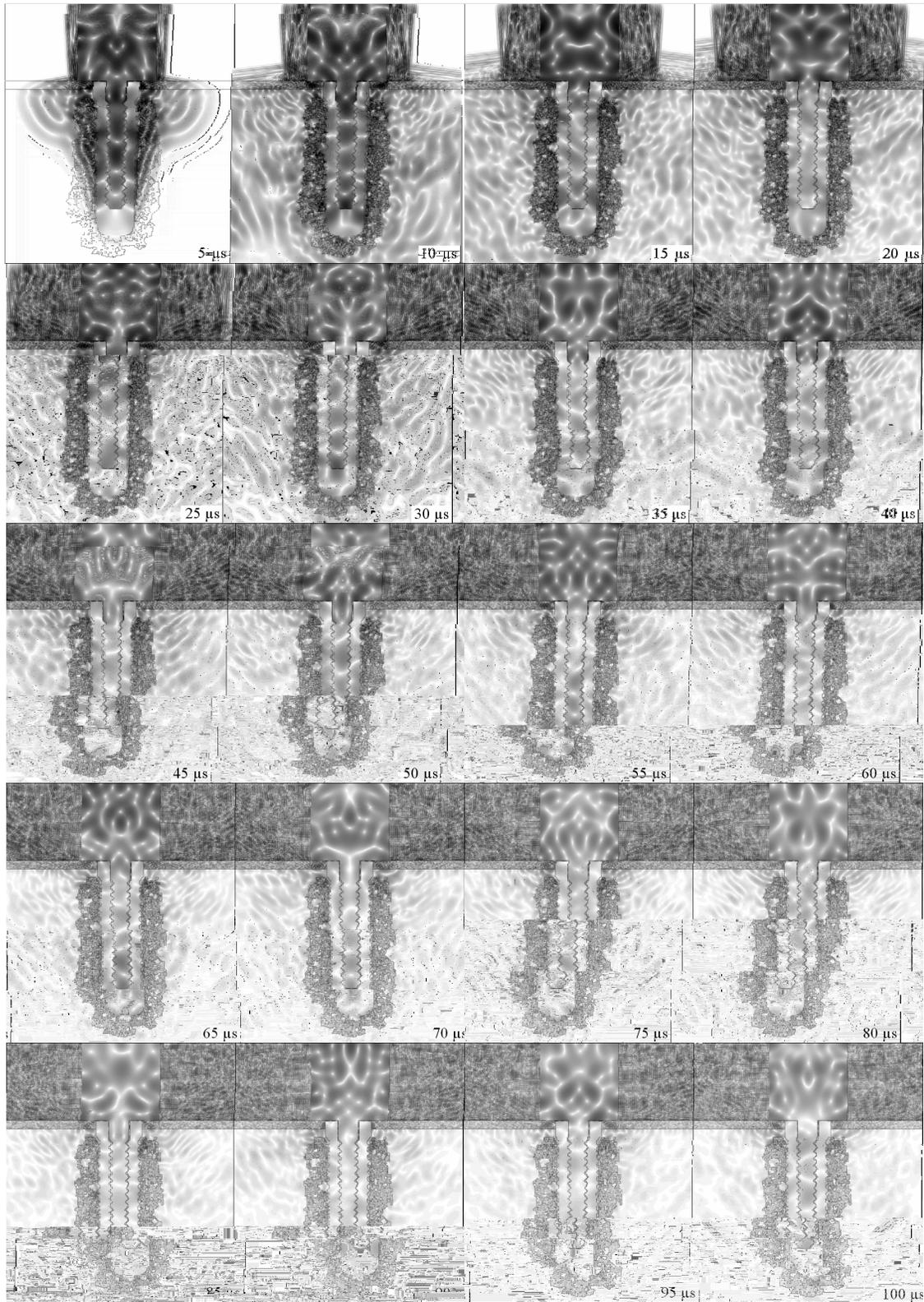


Figura 24. Propagação do pulso de ultra-som em guia com formato degrau, com 25,25 mm de comprimento, encaixado em implante envolto por mistura de tecido mole e osso, representando um estágio intermediário de osseointegração.

A sobreposição dos sinais obtidos quando o implante é envolto por tecido mole, mistura de tecido mole e osso e completamente osseointegrado está indicada no Gráfico 9.

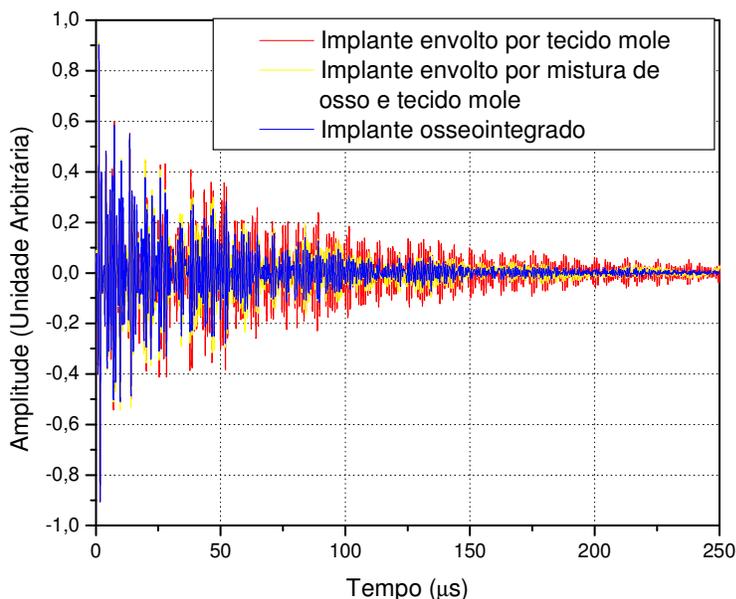


Gráfico 9. Sobreposição dos sinais obtidos na simulação de um guia com formato degrau com 25,25 mm de comprimento quando o implante é envolto por tecido mole, por uma mistura de tecido mole e osso e completamente osseointegrado.

Comparando-se as energias correspondentes aos sinais obtidos para o guia com 25,25 mm de comprimento, observa-se que quanto maior for o nível de osseointegração menor será a energia do sinal detectado. Foram simuladas mais duas situações intermediárias, nas quais o implante era envolto por uma mistura de tecido mole e osso, com diferentes concentrações de tecido ósseo (Figura 14). A comparação entre os valores de energia obtidos para os diferentes graus de osseointegração está indicada no Gráfico 10.

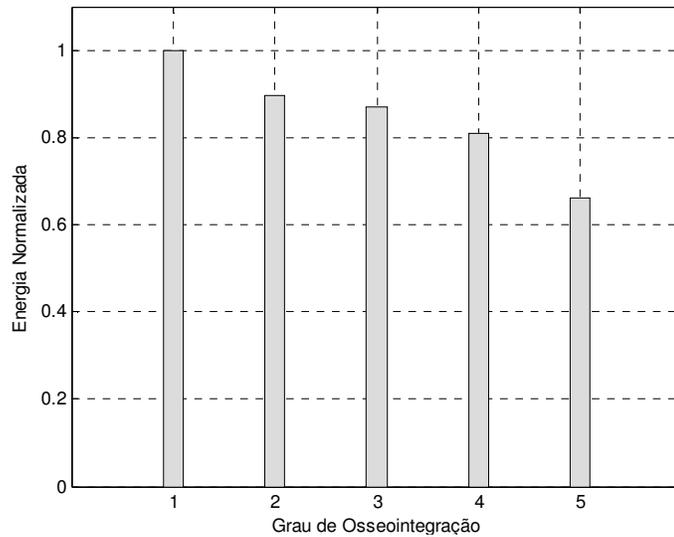


Gráfico 10. Comparação das energias dos sinais detectados na simulação, obtidos com diferentes graus de osseointegração: 1) Implante envolto por tecido mole; 2), 3) e 4) Implante envolto por mistura de tecido mole e osso, com concentrações crescentes do tecido ósseo; 5) Implante totalmente osseointegrado.

Os valores de energia indicados no Gráfico 10 mostram que é possível distinguir diferentes graus de osseointegração, e sugerem que há uma relação linear entre a energia do sinal detectado e o grau de osseointegração. As somas cumulativas das energias obtidas estão apresentadas no Gráfico 11.

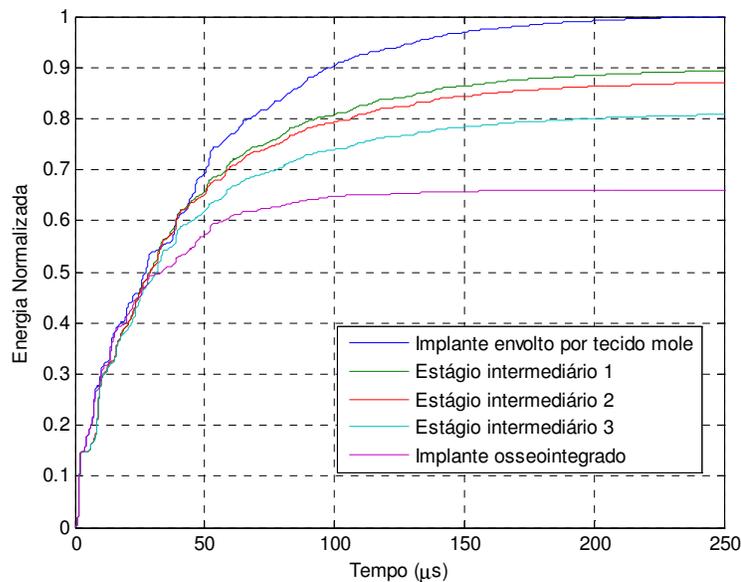


Gráfico 11. Soma cumulativa da energia dos sinais detectados em função do tempo, obtidos pela simulação de diferentes graus de osseointegração. Os estágios intermediários correspondem ao implante envolto por uma mistura de tecido mole e osso, com concentrações crescentes de tecido ósseo.

Observa-se que a soma cumulativa da energia em função do tempo tende a valores constantes, e quanto maior for o intervalo de tempo considerado, maiores serão as diferenças entre os valores de energia.

Sabe-se que a energia do ultra-som é maior ao longo do seu eixo de propagação, portanto as reflexões mais intensas ocorrerão em interfaces perpendiculares a esse eixo (REDWOOD, 1960). Com a finalidade de verificar se um guia de onda ultra-sônico seria capaz de detectar diferenças na variação da área de contato lateral, foram realizadas simulações de um guia de alumínio com 26,0 mm de comprimento envolto por ar e com diferentes alturas de encaixe em um bloco de alumínio, conforme indicado na Figura 15. Os sinais obtidos estão apresentados nos Gráficos 12(a), 12(b), 12(c) e 12(d).

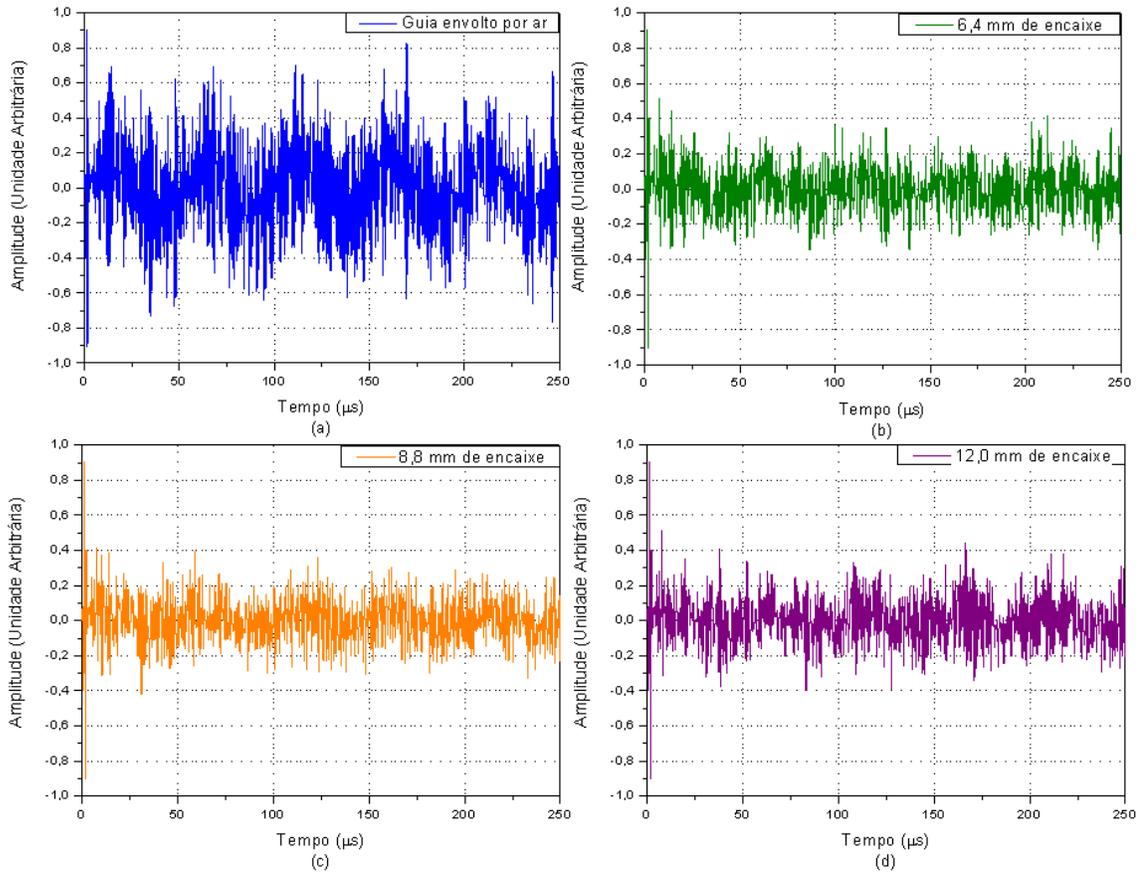


Gráfico 12. Sinais detectados na simulação de um guia de onda de alumínio com formato degrau e 26 mm de comprimento, envolto por ar e com diferentes alturas de encaixe em um bloco de alumínio.

As energias dos sinais obtidos para o guia de alumínio envolto por ar e com 6,4 mm, 8,8 mm e 12,0 mm de altura encaixados no bloco de alumínio estão indicadas no Gráfico 13.

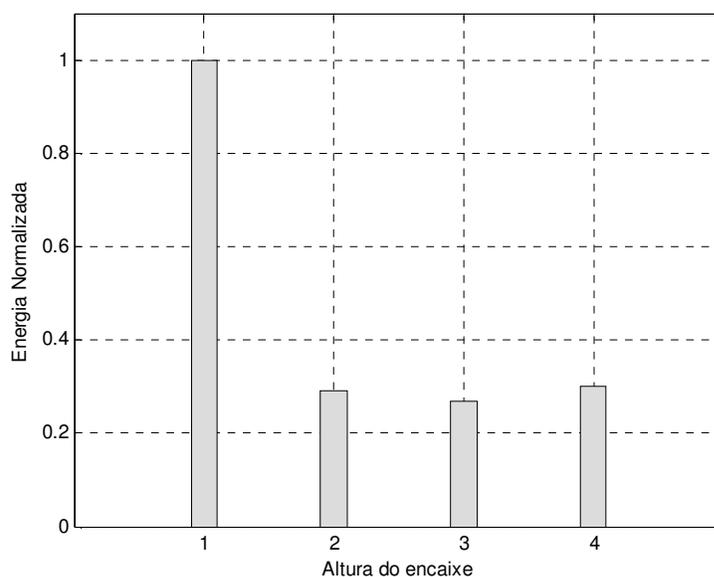
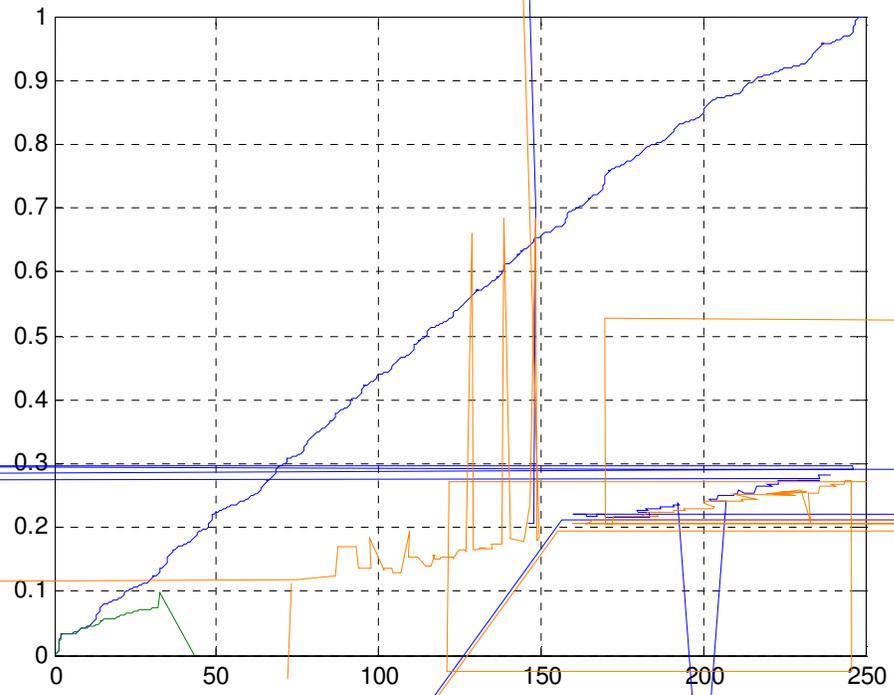


Gráfico 13. Comparação das energias dos sinais detectados na simulação do guia de onda de alumínio com formato degrau e 26 mm de comprimento: 1) Guia envolto por ar; 2) 6,4 mm; 3) 8,8 mm; 4) 12,0 mm de encaixe no bloco de alumínio.

O Gráfico 13 indica que há diferenças nos valores de energia obtidos. Porém, o sinal obtido na simulação do guia de alumínio com 12,0 mm de encaixe no bloco de alumínio apresentou energia maior do que os sinais obtidos com outras alturas de encaixe. Para analisar melhor este resultado, foi construído um gráfico da soma cumulativa da energia detectada em função do tempo, indicado como Gráfico 14.



de imersão do cilindro de alumínio em mercúrio metálico foram colocados em ordem crescente de altura de imersão, e são apresentados nos Gráficos 15 e 16.

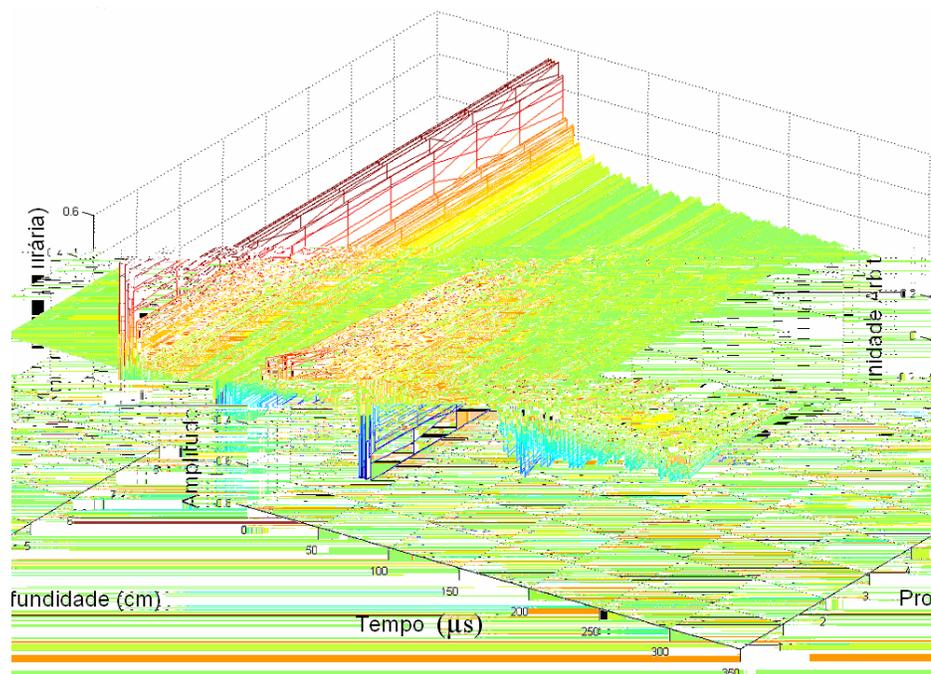


Gráfico 15. Curvas obtidas para o cilindro de alumínio imerso em mercúrio, a várias profundidades.

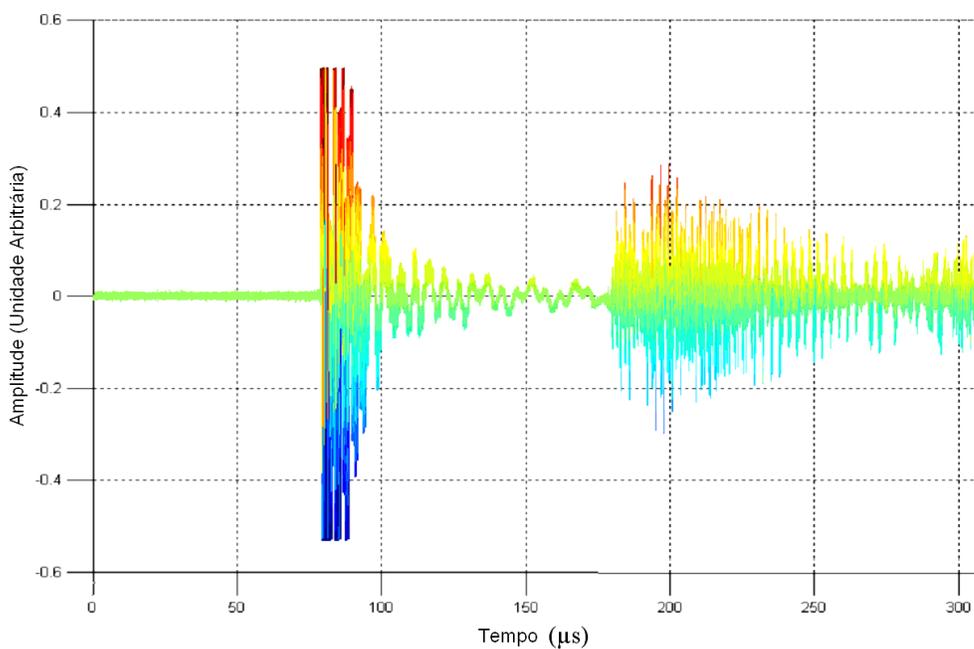


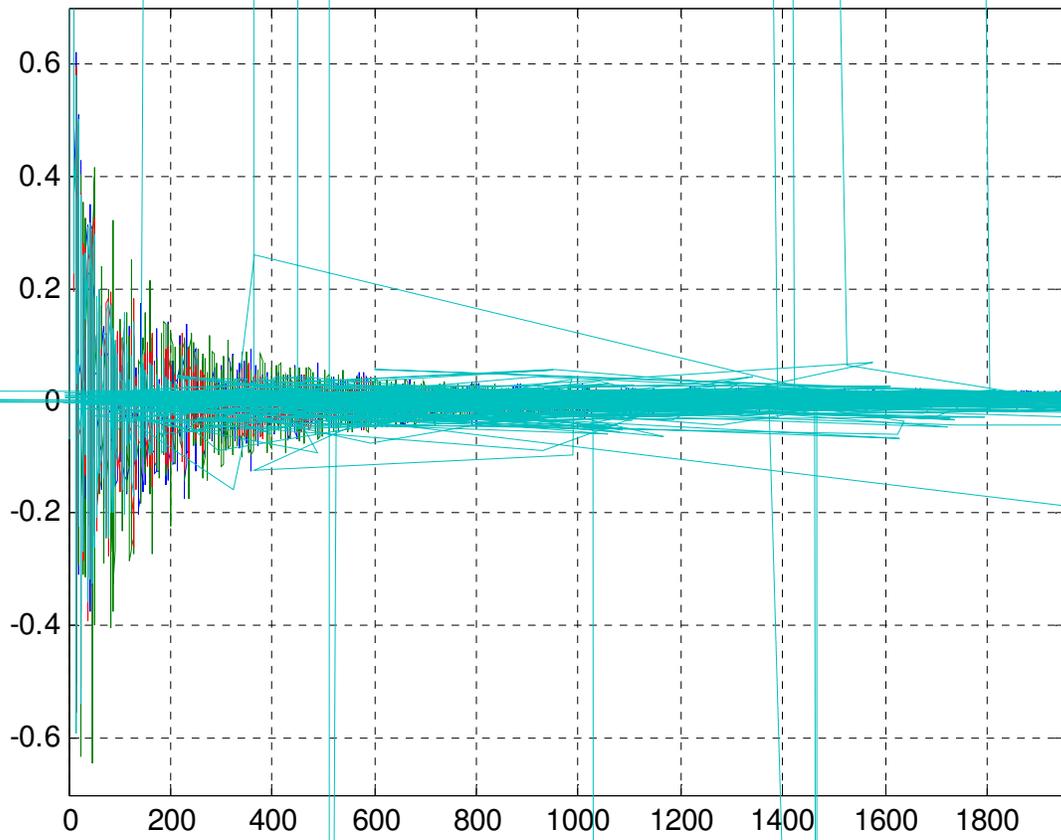
Gráfico 16. Perfil das curvas obtidas para o cilindro de alumínio imerso em mercúrio, a várias profundidades.

Os gráficos 15 e 16 mostram que o comportamento do pulso é idêntico até 180 μs , quando ocorre a reflexão do pulso de ultra-som no fundo do bastão. Além disso, quanto maior for a altura do bastão de alumínio imersa em mercúrio, maior será a transmissão de ultra-som para o meio externo e menor será a reflexão no fundo. A diminuição da amplitude em 180 μs com o aumento da área do cilindro de alumínio em contato com o mercúrio indica que há maior transmissão de energia para o meio em torno do guia de ondas acústicas.

Neste caso, o comprimento do guia de onda era grande o suficiente para permitir que o pulso de ultra-som gerado pela fonte e as reflexões do pulso nas paredes do guia de onda fossem espaçados temporalmente.

O experimento realizado com um guia de onda de alumínio rosqueável e um suporte de alumínio foi baseado no experimento realizado por Meredith, Alleyne e Cawley (1996), no qual implantes rosqueáveis de vários tamanhos (7; 8,5; 10; 15; 18; 20 mm de comprimento, todos com 3,75 mm de diâmetro) foram fixados em um bloco de alumínio, deixando diferentes alturas do implante expostas (0; 1; 2; 3; 5 mm). Para a avaliação do guia de onda ultra-sônico, ambas as peças foram feitas de alumínio para evitar diferenças de impedância, que aumentariam as reflexões. A colocação de papel alumínio amassado para preencher o espaço vazio entre o suporte e a peça transdutora aumentou ainda mais o contato mecânico entre as duas peças.

O experimento com o guia e o bloco de alumínio também teve como objetivo verificar a compatibilidade entre a simulação e a prática. Para isso, o experimento foi repetido sete vezes; a média dos sinais obtidos nos experimentos está indicada no Gráfico 17.



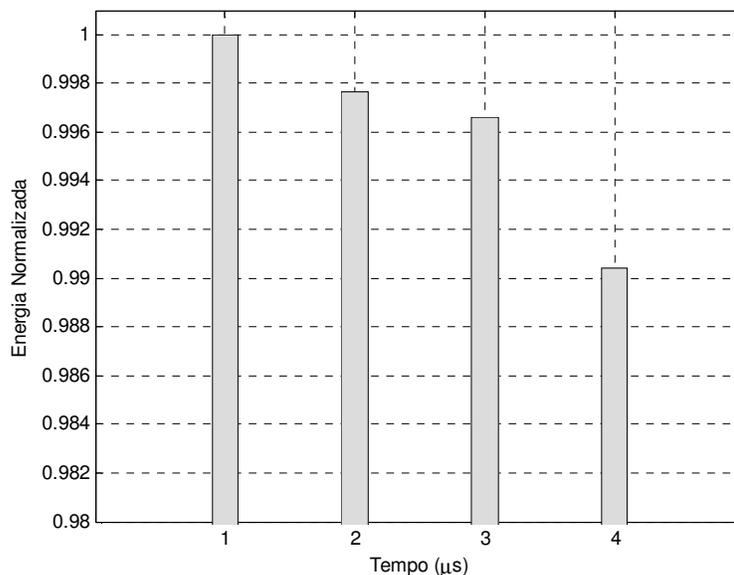


Gráfico 18. Médias das energias obtidas para o guia de alumínio: 1) fora do bloco de alumínio e com 2) 6,4 mm, 3) 8,8 mm e 4) 12 mm de altura inseridos no bloco de alumínio, após sete repetições do experimento.

A diminuição da energia detectada com o aumento da altura de encaixe indica que houve transmissão de energia na interface rosqueável entre as duas peças. Apesar das diferenças entre os valores de energia serem da ordem de milésimos, um amplificador logarítmico poderia facilitar a identificação de mudanças no meio externo.

As somas cumulativas das energias das médias dos sinais detectados com diferentes alturas de encaixe estão indicadas no Gráfico 19.

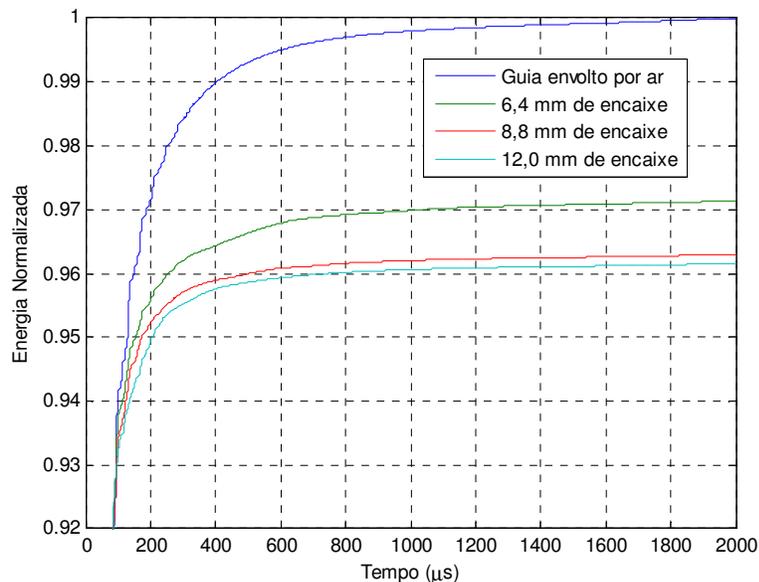
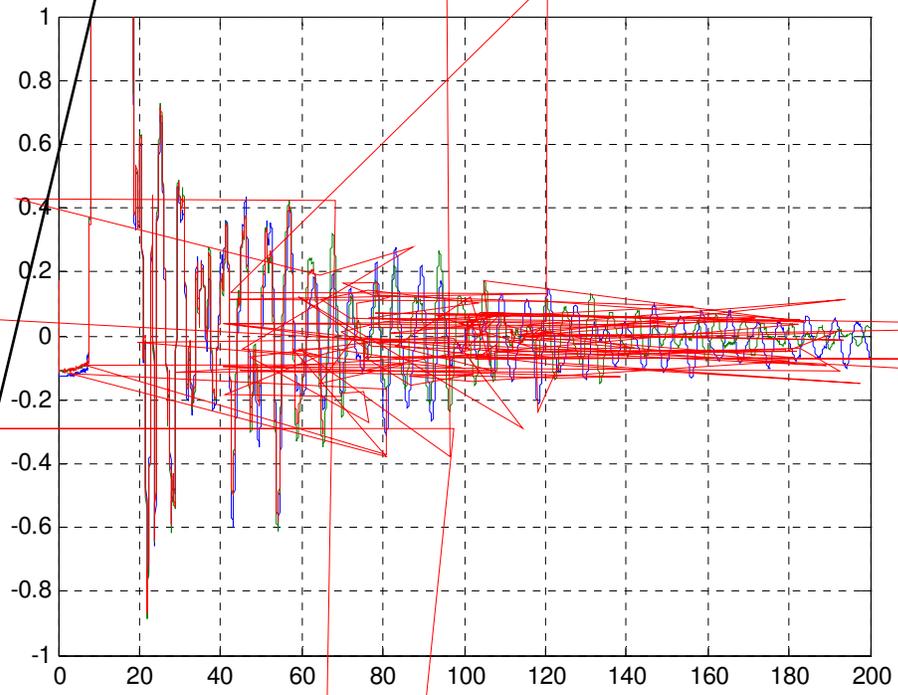


Gráfico 19. Gráfico normalizado das somas cumulativas das energias das médias dos sinais obtidos após sete repetições do experimento.

Observa-se que somente a partir de aproximadamente 600 μs as somas cumulativas das energias tendem a valores constantes, indicando que a simulação do mesmo sistema teria resultados melhores com o aumento do tempo de simulação.

Um guia de onda de alumínio foi construído com as dimensões necessárias para que o mesmo fosse encaixado no implante dentário com o objetivo de testar a viabilidade de utilização de um guia de onda ultra-sônico desse material para monitorar o processo de osseointegração.

As médias dos sinais detectados pelo guia de onda de alumínio com diferentes alturas de inserção no implante de titânio envolto por osso estão indicadas no Gráfico 20.



Os valores de energia apresentados no Gráfico 21 indicam que o guia de onda de alumínio utilizado não é adequado para ser utilizado no monitoramento da osseointegração de implantes de titânio. As somas cumulativas das energias dos sinais estão apresentadas no Gráfico 22.

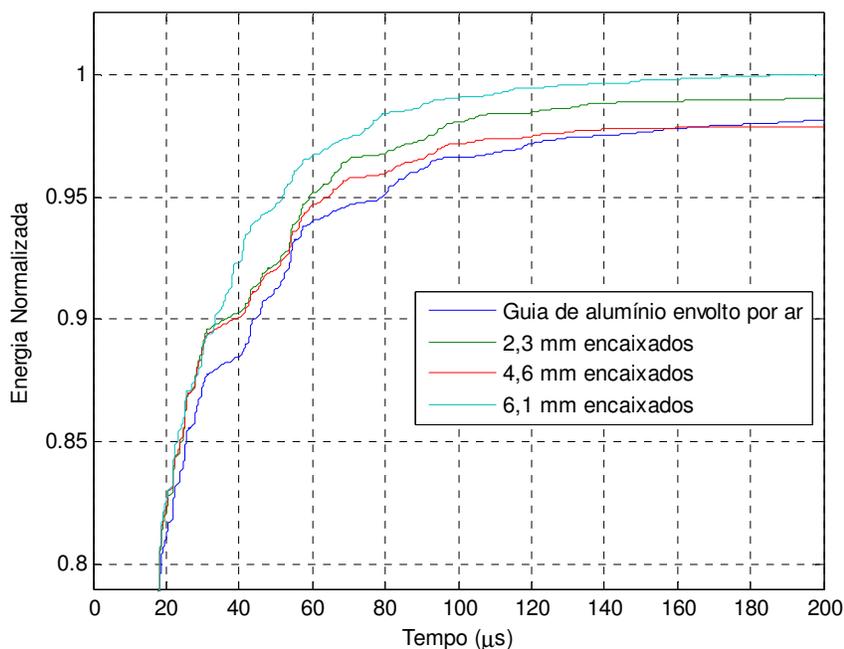


Gráfico 22. Somas cumulativas das energias das médias dos sinais obtidos com a utilização de guia de onda de alumínio com diferentes alturas de encaixe em implante de titânio envolto por osso, após quinze repetições do experimento.

Provavelmente um dos fatores que prejudicaram o guia de onda de alumínio foi a grande diferença de diâmetros que ocorre de forma abrupta no meio do guia de onda, que tem base com 10 mm de diâmetro e rosca com 2,6 mm de diâmetro externo. A diminuição significativa de diâmetro pode ter impedido que a onda de ultra-som se propagasse da base para a rosca do guia, prejudicando a transmissão de energia pela sua área lateral. Além disso, as pequenas dimensões do guia tinham precisão limitada pelos equipamentos disponíveis na oficina mecânica. Isso resultou em um contato mecânico pobre entre o guia de alumínio e o implante de titânio, o

que provavelmente permitia que o corpo fino do guia sofresse torções e flexões mesmo quando totalmente encaixado no implante.

Foi construído um guia de titânio com 9,7 mm de comprimento e base com 5 mm de diâmetro para evitar problemas de transmissão de energia devido à redução muito grande de diâmetro. A utilização do guia de onda de titânio diminuiria as reflexões na interface guia-implante devido à diferença de impedância acústica.

As médias dos sinais detectados com o guia de titânio inserido em diferentes alturas no implante de titânio envolto por osso estão indicados no Gráfico 23.

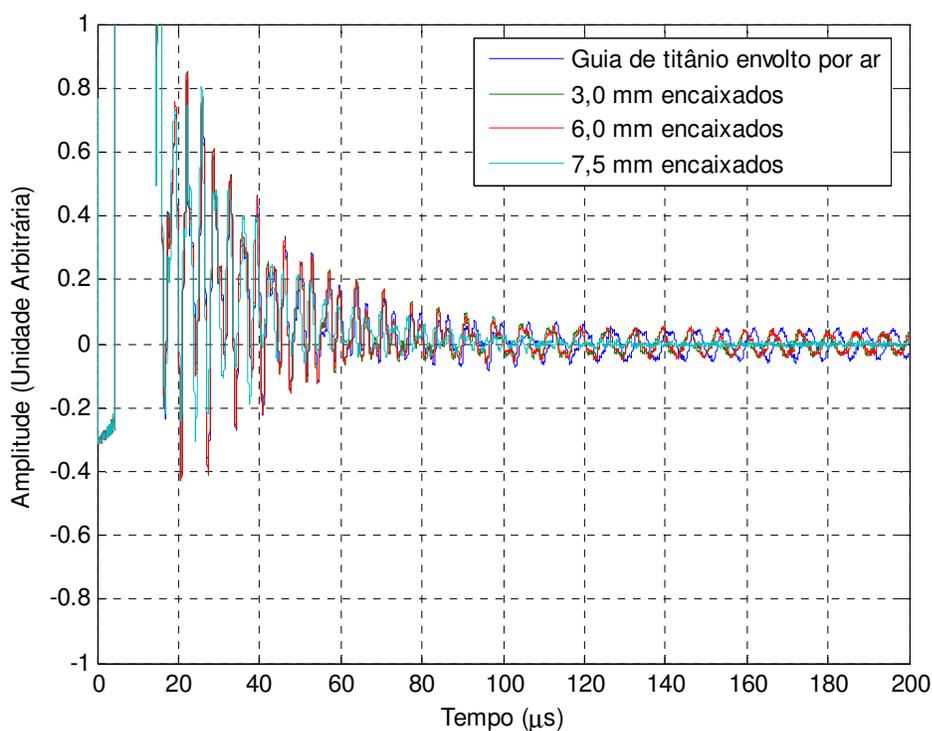


Gráfico 23. Médias dos sinais detectados pelo guia de onda de titânio com 9,7 mm de comprimento com diferentes alturas de encaixe no implante envolto por osso.

Observa-se que o sinal obtido com o guia completamente inserido no implante tem amplitude significativamente inferior às amplitudes dos sinais obtidos com diferentes alturas de encaixe. A comparação entre as energias dos sinais detectados está indicada no Gráfico 24, e as somas cumulativas das energias desses sinais são

apresentadas no Gráfico 25.

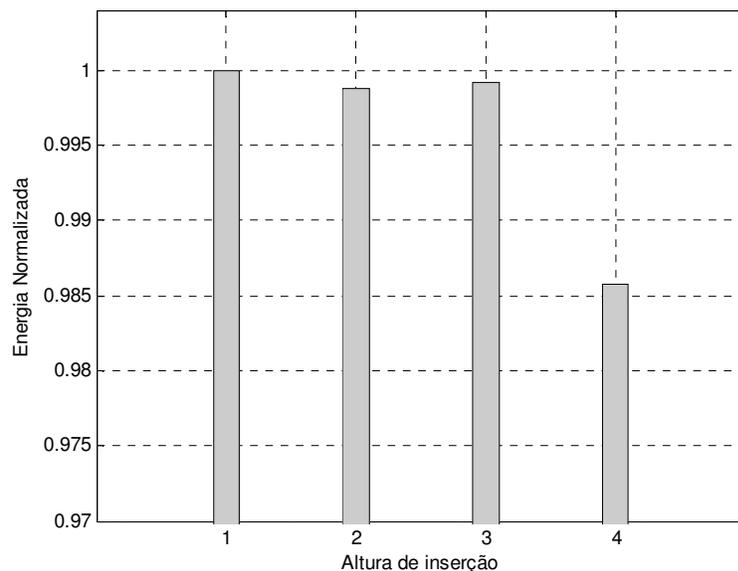


Gráfico 24. Médias das energias dos sinais detectados pelo guia de onda de alumínio com 9,7 mm de comprimento: 1) fora do implante; 2) 3,0 mm; 3) 6,0 mm; 4) 7,5 mm encaixados em implante de titânio envolto por osso.

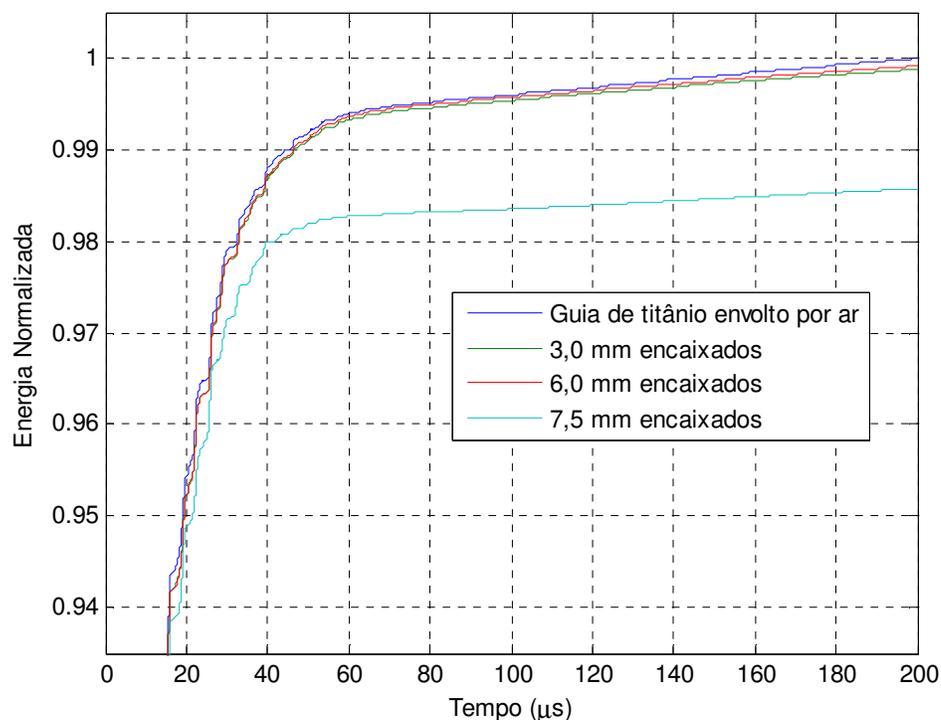


Gráfico 25. Somas cumulativas das energias das médias dos sinais obtidos com a utilização de guia de onda de titânio com diferentes alturas de encaixe em implante de titânio envolto por osso, após catorze repetições do experimento.

Os valores de energia obtidos com o guia de titânio com 9,7 mm de comprimento indicam que a energia detectada tende a diminuir com o aumento da altura de encaixe. Assim como o guia de alumínio com 12,2 mm de comprimento, as dimensões do guia de titânio foram limitadas pela precisão dos equipamentos disponíveis na oficina mecânica. O encaixe entre o guia de titânio e o implante também não ficou suficientemente rígido, indicando que os resultados podem melhorar com a existência de um acoplamento mecânico maior entre as duas estruturas de titânio.

Capítulo 6

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Os resultados obtidos mostram a viabilidade de construir um guia de onda ultra-sônico para monitorar o processo de osseointegração, pois tanto nas simulações como em alguns dos testes experimentais os guias de onda foram capazes de diagnosticar variações nos meios que o envolviam. Entretanto, é necessário realizar mais testes com guias de onda de dimensões reduzidas para a obtenção de um dispositivo com tamanho adequado para uso clínico.

O guia de onda com formato degrau se mostrou mais sensível a variações do meio que envolve o implante do que o guia com formato cônico nas simulações iniciais.

Os sinais obtidos puderam ser mais facilmente diferenciados por meio das comparações entre os valores de energia correspondentes.

Resultados obtidos na simulação de diferentes estágios do processo de osseointegração sugerem que existe uma relação linear entre a energia detectada e o grau de osseointegração. O experimento com o guia de onda de alumínio com diferentes alturas de encaixe em um bloco do mesmo material apresentou comportamento semelhante às simulações das fases intermediárias da

osseointegração, e os resultados obtidos sugerem que a energia detectada também diminui linearmente com o aumento da área de contato lateral.

Os experimentos ficaram limitados devido à disponibilidade de apenas um implante dentário, e a limitação de precisão dos equipamentos da oficina mecânica para construir peças de dimensões muito pequenas resultou em encaixes pouco firmes, possibilitando a existência de torções e flexões dos guias de onda mesmo quando encaixados no implante.

Como sugestão para os próximos passos, poderiam ser feitas outras simulações com guias de onda com diferentes comprimentos para avaliar melhor a variação da sensibilidade do guia de onda ao meio que envolve o implante.

Seria interessante investigar a utilização de outro tipo de encaixe entre o guia de onda e o implante, visando facilitar o uso e evitar a aplicação de torques prejudiciais sobre o implante durante o encaixe do guia de onda. Além disso, a configuração da rosca interna varia de implante para implante, e o desenvolvimento de um outro tipo de encaixe que não dependa do formato do implante aumentaria a sua aplicabilidade. O desenvolvimento de um encaixe mais versátil poderia inclusive possibilitar o acompanhamento dos tecidos peri-implantares após a fixação da coroa artificial.

A realização de testes experimentais com implantes fixos em um pedaço de osso e com diferentes alturas de exposição permitiriam a comparação das respostas obtidas com diferentes áreas de contato entre implante e osso.

Após essas etapas, experimentos em animais permitiriam a análise da influência do ultra-som no crescimento ósseo dentro dos poros de implantes.

Referências³¹

ABRAHAMSSON, I. et al. (2004). Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.15, n.4, p.381-392, aug.

ACADEMY OF OSSEOINTEGRATION NEWS (2003). **Boston annual meeting provides rare opportunity to examine world's first known endosseous implant.** Disponível em: <http://www.osseo.org/assets/pdffiles/news/AO_News_Vol_14-1.pdf>. Acesso em 08 ago. 2006.

APARICIO, C.; LANG, N. P.; RANGERT, B. (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.13, n.s2, p.2-7, oct.

BRÅNEMARK, P. I. et al. (1969). Intra-osseous anchorage of Dental Prostheses. I. Experimental studies. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**, v.3, n.2, p.81-100.

BRÅNEMARK, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.50, n.3, p.399-410, sept.

BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. (1985). **Tissue-integrated prostheses**: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence.

BRÅNEMARK, P. I. (2005). **The osseointegration book**: from calvarium to calcaneous. Berlin; Chicago: Quintessence Verlags-GmbH.

³¹ De acordo com:

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. **Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP**: documento eletrônico e impresso. São Paulo: SIBi-USP, 2004.

BRESSANIN, A. J.; CAMPOS, M. S. (2005). Álvaro José Bressanin, Milton Soares de Campos. **Equipamento acelerador de regeneração óssea por ultra-som**. BR n.MU 8401043-6 U, 26 abr. 2004, 29 nov. 2005.

CALLISTER JUNIOR, W. D. (2003). **Materials science and engineering: an introduction**. 6.ed. New York: Wiley.

CHAPMAN, I.V.; MacNALLY, N. A.; TUCKER, S. (1980). Ultrasound-induced changes in rates of influx and efflux of potassium ions in rat thymocytes in vitro. **Ultrasound in Medicine & Biology**, Elmsford, v.6, n.1, p.47-49, jan.

CLÍNICA PARDINAS (2006). Disponível em: <http://www.clinicapardinas.com/images/que_implante_g.gif>. Acesso em: 10 jun. 2006.

CYBERLOGIC INC. **Wave2000® Pro**: software for computational ultrasonics. New York: CyberLogic Inc, 1999. 1 CD-ROM.

DAHLE, E. (1990). Transplantation to osseointegration. A chronology of dental implants. **Bulletin of the History of Dentistry**, Chicago, v.38, n.2, p.19-24, oct.

DARIO, L. J.; CUCCHIARO, P. J.; DELUZIO, A. J. (2002). Electronic monitoring of dental implant osseointegration. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v.133, n.4, p.483-490, apr.

DERHAMI, K. et al. (1995). Assesment of the Periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Chicago, v.10, n.2, p.221-229, mar-apr.

DUARTE, F.; RAMOS, C. (2005). *Osstell®*: Frequência de Ressonância. **Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial**, Lisboa, v.46, n.3, p.157-163, jul-set.

DUARTE, L. R. (1983). Luiz Romariz Duarte. **Estimulação ultra-sônica da consolidação de fraturas ósseas**. BR n.PI 8107560, 19 nov. 1981, 05 jun. 1983.

ERICSSON, I. et al. (1994). Clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.5, n.3, p.185-189, sept.

ERSANLI, S. et al. (2005). Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. **Journal of Periodontology**, Birmingham, v.76, n.7, p.1066-1071, jul.

EXOGEN INC (1999). Alan A. Winder, Roger J. Talish, John P. Ryaby. **Sistema acústico para a terapia de fratura óssea**. BR n.PI 9510480-1 A, 17 fev. 1995, 29 jun. 1999.

FRITTON, S. P.; MCLEOD, K. J.; RUBIN, C. T. (2000). Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity and self-similarity of low-magnitude strains. **Journal of Biomechanics**, New York, v.33, n.3, p.317-325, mar.

GAPSKI, R. et al. (2003). Critical review of immediate implant loading. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.14, n.5, p.515-527, oct.

GOODMAN, S.; ASPENBERG, P. (1993). Effects of mechanical stimulation on the differentiation of hard tissues. **Biomaterials**, Guildford, v.14, n.8, p.563-569, jun.

GOODSHIP, A. E.; KENWRIGHT, J. (1985). The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. **The Journal of Bone and Joint Surgery: British Volume**, London, v.67-B, n.4, p.650-655, aug.

GROSS, T. S. et al. (1997). Strain gradients correlate with sites of periosteal bone formation. **Journal of bone and mineral research**, New York, v.12, n.6, p.982-988, jun.

HÄMMERLE, C. H. F.; GLAUSER, R. (2004). Clinical evaluation of dental implant treatment. **Periodontology 2000**, Copenhagen, v.34, n.1, p.230-239, feb.

HANTES, M. E. et al. (2004). Low-intensity transosseous ultrasound accelerates osteotomy healing in a sheep fracture model. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, Boston, v. 86A, n.10, p. 2275-2282, oct.

HECKMAN, J. D. et al. (1994). Acceleration of tibial fracture-healing by non-invasive, low-intensity pulsed ultrasound. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.76A, n.1, p.26-34, jan.

HSU, H. P. (1972). **Análise Vetorial**. Tradução de Edgard Pedreira de Cerqueira Neto. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos.

HUANG, H. M. et al. (2002). Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.13, n.1, p.65-74, feb.

HUISKES, R. et al. (2000). Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. **Nature**, London, v.405, n.8, p.704-706, jun.

HULBERT, S. F. et al. (1974). Effect of stress on tissue ingrowth into porous aluminum oxide. **Journal of Biomedical Materials Research**, New York, v.8, n.3, p.85-97, sept.

KINSLER, L. E. et al. (1982). **Fundamentals of acoustics**. 3th.ed. New York: Wiley.

KRISTIANSEN, T.K. et al. (1997). Accelerated healing of distal radial fractures with the use of specific, low-intensity ultrasound. A multicenter prospective, randomized, double-blind, placebo-controlled study. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.79A, n.7, p.961-973, jul.

LANDAU, L. D.; LIFSHITZ, E. M. (2002). **Theory of elasticity**. Course of theoretical physics. 3th.ed.rev. Tradução de J. B. Sykes; W. H. Reid. Oxford: Butterworth-Heinemann. v.7.

LINKOW, L. I.; CHERCHÈVE, R. (1970). **Theories and techniques of oral implantology**. St. Louis: CV Mosby.

LIOUBAVINA-HACK, N.; LANG, N. P.; KARRING, T. (2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.17, n.3, p.244-250, jun.

MALIZOS, K.N. et al. (2006). Low-intensity pulsed ultrasound for bone healing: An overview. **Injury, International Journal of the Care of the Injured**, Bristol, v.37, n.1 (Suppl.1), p.S56-S62, apr.

MEREDITH, N.; ALLEYNE, D.; CAWLEY, P. (1996). Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.7, n.3, p.261-267, sept.

MEREDITH, N. et al. (1997a). The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit

tibia. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.8, n.3, p.234-243, jun.

MEREDITH, N. et al. (1997b). Resonance frequency measurements of implant stability *in vivo*: A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.8, n.3, p.226-233, jun.

MISCH, C. E. (2000). **Implantes dentários contemporâneos**. 2.ed. Tradução de Maria de Lourdes Giannini. São Paulo: Santos.

MORSE, P. M. (1981). **Vibration and sound**. New York: Acoustical Society of America; American Institute of Physics.

NKENKE, E.; FENNER, M. (2006). Indications for immediate loading of implants and implant success. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.17, n.S2, p.19-34, oct.

O'BRIEN, W. J.; RYGE, G. (1981). **Materiais dentários**. Tradução de D. F. Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana.

ODONTOGERAL (2006). Disponível em: <<http://www.odontogeral.hpg.ig.com.br/frame.html>>. Acesso em: 16 jun. 2006.

OLIVÉ, J.; APARICIO, C. (1990). Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Chicago, v.5, n.4, p.390-400, apr.

OSSTELL (2006). Disponível em: <<http://www.osstell.com>>. Acesso em: 26 fev. 2007.

PERIOTEST (2006). Disponível em: <<http://www.periotest.de/beschreibung.htm>>. Acesso em: 12 fev. 2007.

PERKINS, J. P. (1986). **Power ultrasonic equipment: practice and application**. Disponível em: <http://www.sonicsystems.co.uk/tech_paper.htm>. Acesso em 15 jun. 2006.

REDWOOD, M. (1960). **Mechanical waveguides: the propagation of acoustic and ultrasonic**. Oxford: Pergamon Press.

RING, M. E. (1985). **Dentistry**: an illustrated history. New York: Abrams; St. Louis: C.V. Mosby.

RUBIN, C. T.; MCLEOD, K. J. (1994). Promotion of bony ingrowth by frequency-specific, low-amplitude mechanical strain. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, n.298, p.165-174, jan.

RUBIN, C. et al. (2001). The use of low-intensity ultrasound to accelerate the healing of fractures. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, Boston, v.83-A, n.2, p.259-270, feb.

RUPP, F.; GEIS-GERSTORFER, J.; GECKLER, K. E. (1996). Dental implant materials: Surface modification and interface phenomena. **Advanced Materials**, Weinheim, v.8, n.3, p. 254-257, mar.

SCHECHTER, R. S. et al. (1994). Real-time parallel computation and visualization of ultrasonic pulses in solids. **Science**, Washington, v.265, n.5176, p.1188-1192, aug.

SEARS, F. W.; SALINGER, G. L. (1979). **Termodinâmica, teoria cinética e termodinâmica estatística**. 3.ed. Tradução de S. M. Abrahão. Rio de Janeiro: Guanabara Dois.

SZMUKLER-MONCLER, S. et al. (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, New York, v.43, n.2, p.192-203, dec.

SZMUKLER-MONCLER, S. et al. (2000). Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.11, n.1, p.12-25, feb.

TANZER, M.; KANTOR, S.; BOBYN, J. D. (2001). Enhancement of bone growth into porous intramedullary implants using non-invasive low intensity ultrasound. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v.19, n.2, p.195-199, mar.

TRICIO, J. et al. (1995). Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.74, n.6, p.608-612, dec.

UHTHOFF, H. K.; GERMAIN, J. P. (1977). The reversal of tissue differentiation around screws. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, n.123, p.248-252, mar-apr.

VERCIK, L. C. O. (2004). **Estudo do recobrimento de hidroxiapatita sobre superfícies de Ti cp e liga Ti-6Al-4V, sem e com deposição de TiO₂ por plasma-spray**. 148f. Tese (Doutorado) – Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

WARDEN, S. J. et al. (2000). Acceleration of fresh fracture repair using the sonic accelerated fracture healing system (SAFHS): A review. **Calcified Tissue International**, New York, v.66, n.2, p.157-163, feb.

WEBER, H. P. et al. (1996). Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.7, n.1, p.11-19, mar.

WEINBAUM, S.; COWIN, S. C.; ZENG, Y. (1994). A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses. **Journal of Biomechanics**, New York, v.27, n.3, p.339-360, mar.

WIJAYA, S. K. et al. (2004). Development of implant movement checker for determining dental implant stability. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v.26, n.6, p.513-522, jul.

APÊNDICES

Apêndice A

TENSORES E PROPRIEDADES TENSORIAIS

Os tensores são operadores matemáticos muito utilizados para relacionar grandezas com orientações vetoriais diferentes. Os índices de um tensor

do sentido da força em relação ao corpo. Tensões na direção do plano de atuação, como τ_{xy} e τ_{xz} , correspondem à forças de cisalhamento que, ao contrário das forças de tração e compressão, não provocam a variação volumétrica do corpo.

O número de componentes de um tensor é dado por 3^n , onde n é a ordem do tensor considerado. Um escalar é um tensor de ordem nula, pois suas propriedades não dependem de sua orientação espacial (ex: temperatura); um vetor é um tensor de primeira ordem, pois suas propriedades dependem da direção espacial (ex: velocidade); a tensão é um tensor de segunda ordem porque para defini-la é necessário conhecer a superfície onde ela atua e também a sua direção. Um tensor de segunda ordem tem 9 componentes, e é representado na forma matricial conforme a Equação 45:

$$\tau_{ij} = \begin{pmatrix} \tau_{11} & \tau_{12} & \tau_{13} \\ \tau_{21} & \tau_{22} & \tau_{23} \\ \tau_{31} & \tau_{32} & \tau_{33} \end{pmatrix} \quad (45)$$

A simetria de um tensor é inferida pela sua relação com o seu transposto. A transposta de um tensor é obtida invertendo-se a ordem de seus índices, ou seja:

$$\tau^t_{ij} = \tau_{ji}.$$

Um tensor é simétrico se ele for igual ao seu transposto, e é anti-simétrico se ele for igual ao negativo de seu transposto. Tensores simétricos possuem seis componentes independentes, e tensores anti-simétricos possuem apenas três, já que os elementos da diagonal principal só podem satisfazer a condição de anti-simetria sendo nulos.

Apêndice B

EQUAÇÃO DE ONDAS PLANAS

A equação do movimento das ondas acústicas é similar à equação das ondas eletromagnéticas, porém enquanto as últimas são obtidas a partir de manipulações das relações de Maxwell, a equação que descreve ondas planas é obtida considerando-se a conservação da massa, propriedades termodinâmicas do meio e a segunda lei de *Newton*³² (MORSE, 1981).

- Conservação da Massa

O primeiro aspecto a ser considerado é a conservação da massa. Quando uma onda sonora atravessa um elemento de volume, o deslocamento das partículas poderá provocar mudanças na sua forma e no seu volume, mas sua massa é conservada. Isso pode ser garantido por meio da Equação 46, também conhecida como equação da continuidade (MORSE, 1981).

$$\rho_o \cdot dV = \rho_t \cdot dV \quad (46)$$

onde ρ_o é a densidade do meio em equilíbrio ou densidade inicial, e ρ_t é a

³² Sir Issac Newton: físico, matemático, astrônomo, filósofo da natureza e alquimista inglês (04/01/1643 – 31/03/1727).

densidade do meio num instante posterior.

Considerando-se um elemento de volume de área transversal A e comprimento dx , conforme indicado na Figura 25, a incidência de uma onda plana sobre um dos lados do elemento de volume faz com que as partículas situadas no plano de

$$\rho = \rho_o(1 + s) \quad (48)$$

Quando a Equação 48 é aplicada na Equação 47, a Equação 49 é obtida.

$$(1 + s) \cdot \left(1 + \frac{\partial \xi}{\partial x}\right) = 1 \quad (49)$$

Considerando-se que a multiplicação da condensação pela variação do deslocamento médio resulta em um valor desprezível, tem-se que a condensação é aproximadamente igual ao negativo da variação do deslocamento médio das partículas ao longo da direção x , ou seja:

$$s \cong -\frac{\partial \xi}{\partial x} \quad (50)$$

- Propriedades Termodinâmicas

Uma outra característica a ser observada é a variação da pressão com a densidade. Essa variação em geral é pequena, de modo que a pressão pode ser determinada por meio de uma expansão em série de Taylor onde termos de segunda ordem em diante podem ser desprezados.

Do mesmo modo que a onda longitudinal provoca um deslocamento médio diferente no plano de incidência e num plano a uma distância dx , existe uma variação de pressão nesta direção dada por $\frac{\partial P}{\partial x} \cdot dx$.

A expansão da pressão (P) em série de Taylor em torno da pressão de equilíbrio do meio (P_o) é dada pela Equação 51.

$$P = P_o + \left. \frac{\partial P}{\partial \rho} \right|_{\rho_o} \cdot (\rho - \rho_o) + \frac{1}{2!} \cdot \left. \frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right|_{\rho_o} \cdot (\rho - \rho_o)^2 + \frac{1}{3!} \cdot \left. \frac{\partial^3 P}{\partial \rho^3} \right|_{\rho_o} \cdot (\rho - \rho_o)^3 + \dots \quad (51)$$

Desprezando-se termos de segunda ordem em diante, tem-se a Equação 52,

$$P = B \cdot s \quad (52)$$

onde P é a pressão acústica, dada por $P = P - P_o$ e B é o módulo de

compressibilidade adiabático do *bulk*, $\left(B = \frac{1}{K} = -\frac{1}{V} \cdot \left. \frac{\partial V}{\partial P} \right|_s \right)$, dado pela Equação 53.

$$B = \rho_o \cdot \left. \frac{\partial P}{\partial \rho} \right|_{\rho_o} \quad (53)$$

- Segunda Lei de Newton

Finalmente, a segunda lei de Newton é a última condição que deve ser satisfeita para que a equação de ondas acústicas seja obtida. A diferença de pressão resulta em uma força no material com massa m , dada pela Equação 54.

$$F = \left\{ P - \left[P + \frac{\partial P}{\partial x} \cdot dx \right] \right\} \cdot S \quad (54)$$

$$m \cdot a = -\frac{\partial P}{\partial x} \cdot dx \cdot S \quad (55)$$

O termo à esquerda da igualdade da Equação 55 pode ser substituído por

$m \cdot a = \rho_o \cdot S \cdot dx \cdot \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2}$, onde a massa é a própria massa no volume inicial.

De modo que

$$\rho_o \cdot \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} = -\frac{\partial P}{\partial x} \quad (56)$$

Substituindo-se as Equações 50 e 52 na Equação 56, tem-se:

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} = \frac{B}{\rho_o} \cdot \frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} \quad (57)$$

Utilizando-se a definição de velocidade $c = \sqrt{\frac{B}{\rho_o}}$, obtém-se a Equação da onda plana dada pela Equação 58.

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} \quad (58)$$

Observa-se que esta equação é idêntica à equação de ondas eletromagnéticas, e é resolvida utilizando-se as condições de contorno.

Quando a onda acústica se propaga em um meio sólido elástico e isotrópico é necessário considerar a teoria da elasticidade para descrever o seu comportamento, conforme explicado na seção de fundamentos teóricos.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)