

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**MARNA COSTA RIBEIRO CARDOSO**

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DE IMPLANTES INSTALADOS**  
**SIMULTANEAMENTE COM ENXERTOS AUTÓGENOS E**  
**ALÓGENOS EM TÍBIAS DE COELHOS**

**SÃO PAULO**  
**2009**

**MARNA COSTA RIBEIRO CARDOSO**

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DE IMPLANTES INSTALADOS  
SIMULTANEAMENTE COM ENXERTOS AUTÓGENOS E  
ALÓGENOS EM TÍBIAS DE COELHOS**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia, do Programa de Pós-Graduação da Universidade de Santo Amaro, sob orientação do Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk

**SÃO PAULO  
2009**

**Ficha Catalográfica elaborada pela  
Biblioteca Milton Soldani Afonso – Campus I**

C264a	<p>Cardoso, Marna Costa Ribeiro</p> <p>Análise da estabilidade de implantes instalados simultaneamente com enxertos autógenos e alógenos em tíbias de coelhos / Marna Costa Ribeiro Cardoso. Orientação do Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk – São Paulo: 2009.</p> <p>64 p.</p> <p>Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em Implantodontia. Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro.</p> <p>1. Implantes dentários 2. Transplante homólogo 3. Osseointegração I. Título. II. Orientador</p>
-------	---

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2009.

Assinatura: \_\_\_\_\_

Dedico este trabalho,

A Deus, onde sempre busquei conforto, paz e forças para alcançar meus objetivos. A Ele que me faz forte nos momentos de desesperança e cansaço e me faz ter coragem nos momentos de fraqueza, a Ele toda honra e toda a glória.

Aos meus pais, Dora e Ribeiro, que com o calor de seus corações aquecem minha alma e que com o brilho de seus olhares iluminam o meu viver.

Ao meu marido Juarez por representar a compreensão, o ombro amigo e a paciência nos momentos de cansaço e desesperança.

Ao meu filhinho Gustavo, em especial, que aos 8 anos, me acalenta com seu sorriso e reconhece meu esforço para outras conquistas.

Ao meu irmão Paulo César que nunca negou uma palavra de força e apoio nas horas difíceis.

À minha profissão e aos meus colegas de trabalho por me incentivarem e me apoiarem na busca de maior conhecimento e compreender melhor minhas emoções. A eles que acreditaram em mim e que me animam constantemente nas pesquisas acadêmicas.

***“O conformismo é o carcereiro da liberdade e o inimigo do crescimento”***

**John F. Kennedy**

## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk** pela oportunidade de participar deste curso pelo incentivo, orientação, por sua característica questionadora e desafiadora que tanto tem me ajudado a crescer e ainda por todo o carinho, entusiasmo e confiança ao longo destes anos.

Ao grande amigo **Prof. Dr. Ricardo Schmitutz Jahn**, pela trajetória percorrida ao meu lado e, sobretudo, pela sabedoria e pelo rigor de suas intervenções. Agradeço, também, seu interesse e a confiança em mim depositada.

Ao **Ms. Augusto Ubirajara Santos e sua equipe**, pelas excelentes, essenciais e fundamentais contribuições oferecidas desde a obtenção do material homólogo, até o alojamento para permanência dos animais em todo trabalho, sem as quais seria impossível a concretização e finalização deste experimento.

A minha grande amiga-irmã **Erica H. Fraguas** que durante todos os momentos nesses dois anos me ajudou e apoiou de forma que pudéssemos concluir juntas essa extensa jornada.

Ao **Instituto de Medicina Tropical da Universidade de São Paulo** pela pessoa do **Prof. Dr. Flair Carrilho** que gentilmente criopreservou os enxertos.

Ao **Laboratório de Análises Clínicas Biesp do Hospital Oswaldo Cruz** pela realização das análises microbiológicas.

À **empresa Conexão** que forneceu o material primário para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus amigos **Antônio Flávio Ricco, Cristiane Polo, Isabella Bezerril, Edmar Aguiar, Ari Silva Júnior e Meire do Carmo** pelas horas de auxílio e contribuição nesta jornada.

Aos amigos **Alberto Blay, Samy Tunchel, Paulo Cosimato, Sérgio Quaresma, Fábio Gastaldo** agradeço imensamente pelo incentivo profissional.

Agradeço **a todos os professores e amigos de turma** que me acompanharam nesses dois anos de curso.

Ao profissional **Lauro Leite** que nos ensinou a lidar com coelhos.

A **Prof. Dra. Débora Pallos** pelo apoio com os dados estatísticos deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Ronaldo Picosse e Prof. Dr. Renato Paulo Chopard** por ter aberto as portas do Laboratório de Tecidos Mineralizados do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo.

Aos amigos de curso **Guilherme Carrilho, Nelson Levandowski** que proporcionaram grande troca de aprendizado e pelo convívio durante esses dois anos.

Aos meus eternos **amigos Carmem Luque, Rachel de Almeida César, Daniel Lowvzick, Eric Motta Peçanha e Cleber Kimura** pela inestimável ajuda e incentivo profissional.

A todos os **funcionários do biotério** da UNISA.

E a **todos** aqueles que colaboraram e que, porventura, não foram citados meu eterno agradecimento.



## RESUMO

O propósito deste trabalho foi avaliar a estabilidade de implantes instalados simultaneamente com enxertos autógenos e alógenos, tipo *onlay*, em tíbias de coelhos, através da análise de frequência de ressonância (AFR) e do torque de remoção. Doze coelhos da raça Nova Zelândia receberam dois implantes instalados com enxertos autógenos (Grupo 1) e dois com enxertos alógenos (Grupo 2). O sítio doador dos enxertos foi a crista ilíaca e a tíbia, a região receptora. No dia da instalação dos implantes (T 0), mediu-se a AFR nos implantes proximais à epífise superior e na 18ª semana (T 18), essa medida foi reavaliada. Nos implantes distais foi aplicada a análise do torque de remoção no T 18. A AFR revelou diferença estatisticamente significativa entre T 0 e T 18 de cada grupo tendo o grupo 1,  $p=0,024$  e o grupo 2,  $p=0,003$ . Já na análise entre os grupos, a AFR não demonstrou diferenças estatísticas entre as estabilidades primárias ( $p=0,44$ ) e as secundárias ( $p=0,79$ ). A análise do torque de remoção indicou que não existiu diferença significativa entre os dois grupos ( $p=0,47$ ). Concluiu-se que houve um aumento da estabilidade do T 0 ao T 18 nos implantes instalados simultaneamente com enxertos autógenos e alógenos, de acordo com a AFR. Tanto o torque de remoção quanto a AFR não demonstraram diferenças significativas da estabilidade nos grupos estudados.

**Descritores:** Implantes Dentários; Transplante Autólogo; Transplante Homólogo; Osseointegração; Bancos de Ossos; Enxertos

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the stability of implants installed simultaneously with autografts and allografts onlay type, in the tibia of rabbits, by analyzing the resonance frequency (ISQ) and the removal torque. Twelve New Zealand rabbits received two implants installed with autogenous grafts (Group 1) and two with allografts (Group 2). The donor site of the grafts was the iliac crest, and tibia was the recipient site. On the day of installation of implants (T 0) the ISQ was measured on the implants closer to the top epiphysis and 18 weeks (T 18), this measure was reassessed. At the distal implants analysis of the removal torque at T18 was applied. The ISQ revealed no statistically significant difference between T 0 and T 18 in each group with group 1,  $p = 0.024$  and group 2,  $p = 0.003$ . In the analysis between the groups, AFR showed no statistical differences between the primary stability ( $p = 0.44$ ) and secondary ( $p = 0.79$ ). The analysis of the removal torque indicates that there was no significant difference between the two groups ( $p = 0.47$ ). It was concluded that there was an increase in the stability of the T 0 to T 18 implants installed simultaneously with autografts and allografts, according to the AFR. Both the removal torque and ISQ showed no significant differences in the stability groups.

**Key-words:** Dental Implants; Transplantation, Autologous; Transplantation, Homologous; Osseointegration; Bone Banks; Grafts

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>15</b>
<b>2.1 TECIDO ÓSSEO.....</b>	<b>15</b>
<b>2.2 ENXERTO ÓSSEO.....</b>	<b>16</b>
<b>2.2.1 ENXERTO AUTÓGENO .....</b>	<b>17</b>
<b>2.2.2 ENXERTO ALÓGENO.....</b>	<b>22</b>
<b>2.3 AVALIAÇÃO DA OSSEOINTEGRAÇÃO.....</b>	<b>28</b>
<b>2.3.1 ANÁLISE DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA .....</b>	<b>29</b>
<b>2.3.2 ANÁLISE DE TORQUE DE REMOÇÃO.....</b>	<b>32</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>34</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>35</b>
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>48</b>
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>7. CONCLUSÃO .....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>56</b>
<b>ANEXO</b>	
<b>Anexo A - Registro CEP UNISA Nº 091/08 .....</b>	<b>62</b>
<b>APÊNDICES</b>	
<b>Apêndice A – Ficha Clínica.....</b>	<b>63</b>
<b>Apêndice B – Valores de conversão Kgf.cm para N.cm.....</b>	<b>64</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Ilustração 1</b>	<b>Biotério do IOT-FMUSP .....</b>	<b>36</b>
<b>Ilustração 2</b>	<b>Sala cirúrgica .....</b>	<b>37</b>
<b>Ilustração 3</b>	<b>Crista ilíaca osteomizada com trefina de 8 mm .....</b>	<b>38</b>
<b>Ilustração 4</b>	<b>Processamento do osso alógeno .....</b>	<b>38</b>
<b>Ilustração 5</b>	<b>Blocos acondicionados em invólucros triplos.....</b>	<b>38</b>
<b>Ilustração 6a</b>	<b>Crista Ilíaca exposta .....</b>	<b>40</b>
<b>Ilustração 6b</b>	<b>Crista Ilíaca trefinada.....</b>	<b>40</b>
<b>Ilustração 7a</b>	<b>Perfuração com broca esférica diamantada.....</b>	<b>41</b>
<b>Ilustração 7b</b>	<b>Perfuração com fresa cônica .....</b>	<b>41</b>
<b>Ilustração 8a</b>	<b>Área receptora.....</b>	<b>42</b>
<b>Ilustração 8b</b>	<b>Incisão inicial .....</b>	<b>42</b>
<b>Ilustração 8c</b>	<b>Área receptora exposta .....</b>	<b>42</b>
<b>Ilustração 9</b>	<b>Leito receptor preparado e descorticalizado.....</b>	<b>42</b>
<b>Ilustração 10a</b>	<b>Instalação com auxílio de catraca.....</b>	<b>43</b>
<b>Ilustração 10b</b>	<b>Término da instalação .....</b>	<b>43</b>

<b>Ilustração 11</b>	<b>Implantes sem os montadores .....</b>	<b>43</b>
<b>Ilustração 12</b>	<b><i>Smartpeg</i> instalado.....</b>	<b>44</b>
<b>Ilustração 13a e 13b</b>	<b>Frequência de ressonância sendo registrada .....</b>	<b>44</b>
<b>Ilustração 14</b>	<b>Parafusos de cobertura instalados antes da sutura.....</b>	<b>44</b>
<b>Ilustração 15</b>	<b>Sutura.....</b>	<b>44</b>
<b>Ilustração 16</b>	<b>Aparelho para análise de torque de remoção .....</b>	<b>45</b>
<b>Ilustração 17</b>	<b>Remoção da amostra.....</b>	<b>46</b>
<b>Ilustração 18</b>	<b>Amostra na morsa com torquímetro manual em posição ...</b>	<b>46</b>
<b>Ilustração 19</b>	<b>Enxerto autógeno após 18 semanas .....</b>	<b>48</b>
<b>Ilustração 20</b>	<b>Enxerto alógeno após 18 semanas .....</b>	<b>48</b>

## LISTA DE TABELAS

- TABELA 1** Estatística descritiva para análise de frequência de ressonância expressos em ISQ por grupos e tempos de observação..... 49
- TABELA 2** Estatística descritiva do ganho de estabilidade para análise entre grupos 1 e 2, expressos em ISQ ..... 50
- TABELA 3** Estatística descritiva para valores do torque de remoção, expressos em N.cm..... 50

## LISTA DE ABREVIATURAS E/OU SIGLAS

AFR .....	Análise de frequência de ressonância
AATB.....	Associação Americana de Banco de Tecidos
CEP .....	Comitê de Ética em Pesquisa
COBEA .....	Colégio Brasileiro de Experimentação Animal
EATB.....	Associação Européia de Banco de Tecidos
FMUSP.....	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HIV .....	Vírus da Imunodeficiência Humana
IM .....	Intramuscular
IOT .....	Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP
ISQ .....	Coeficiente de Estabilidade Implantar
J&J.....	Johnson & Johnson
kg .....	Kilogramas
Kgf.cm .....	Kilograma força vezes centímetro
mg.....	Miligramas
ml .....	Mililitros
mm.....	Milímetros
N.cm .....	Newton vezes centímetro
rpm .....	Rotações por minuto
SIDA.....	Síndrome da Imunodeficiência Adquirida
UI.....	Unidades Internacionais
UNISA .....	Universidade de Santo Amaro

## 1 INTRODUÇÃO

Os princípios de osseointegração definidos por Branemark na década de 1960 abriram uma nova possibilidade na reabilitação de desdentados totais. Posteriormente suas indicações foram estendidas para a reposição de dentes em desdentados parciais.

No início, limitava-se a colocação dos implantes em áreas com osso disponível, desprezando-se as regiões que não possuíssem quantidade óssea suficiente (altura e largura). Várias técnicas de reconstrução óssea, entre elas, a regeneração óssea guiada, enxerto autógeno em bloco, enxerto interposicional e distração osteogênica possibilitaram o aumento das indicações para a instalação de fixações em locais anteriormente inviáveis (BURCHARDT, 1983; JENSEN e SINDET-PEDERSEN, 1991; NYSTRON *et al.*, 2004) e com isso os aspectos estéticos e biomecânicos se tornaram mais favoráveis, condição já pleiteada por Breine e Branemark em 1980.

A enxertia autógena intra-bucal é o procedimento mais utilizado na reconstrução tecidual para reabilitação com implantes (BREINE e BRANEMARK, 1980; TOLMAN, 1995). Nas regiões onde a quantidade e custo são fatores limitantes ao tratamento, os enxertos alógenos podem ser uma alternativa (COSMO, 2006; KEITH *et al.*, 2006; LEONETTI e KOUP, 2003; MACEDO, 2006).

Os enxertos ósseos alógenos frescos e congelados vêm sendo utilizados desde 1880 quando William MacEwen fez a reposição de um tecido humeral infectado por tecido ósseo tibial de outro indivíduo da mesma espécie (CHASE E HERNDON, 1955; DE BOER, 1988).

A partir da década de 1980, o aparecimento da Síndrome da Imunodeficiência Adquirida (SIDA) levanta discussão sobre a segurança no uso clínico dos enxertos alógenos. O risco biológico de transmissão de doenças entre doadores e receptores de tecidos é o tema de maior relevância no período. Os bancos de ossos existentes na época revisam suas normas de seleção dos doadores com o objetivo de minimizar estes riscos. Este fato propicia a elaboração de protocolos desenvolvidos pelas principais Associações de Bancos



de Tecidos ( AATB e EATB), o que contribui para o ganho de qualidade dos tecidos disponibilizados por estes bancos (GALEA e KEARNEY, 2005).

As reconstruções de atrofia dos maxilares com enxertos autógenos e alógenos para posterior reabilitação com implantes demandam muito tempo. Os resultados positivos obtidos quando esses tecidos são utilizados somados a necessidade de um maior entendimento relacionado ao prognóstico com os implantes motivou o estudo da estabilidade dos implantes instalados simultaneamente com enxertos autógenos e alógenos.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 TECIDO ÓSSEO**

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo formado por células e material extracelular calcificado, que tem duas funções básicas: suporte estrutural e metabolismo de cálcio (JUNQUEIRA, 2004). Pode ser categorizado em quatro componentes integrados ao osso cortical e medular: células, matriz orgânica, matriz inorgânica e fatores solúveis. A estrutura mineralizada do osso é revestida por envoltórios de perióstio e de endóstio. Os canais vasculares no interior do osso compacto são continuação dos envoltórios de perióstio ou endóstio (envoltório endocortical ou harvesiano). Todos esses envoltórios possuem dois fatores importantes: potencial osteogênico e vascularização (HOLLINGER e WINN, 1999).

As células ósseas são: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos (JUNQUEIRA, 2004). Os osteoblastos são derivados de uma linhagem de células mesenquimais indiferenciadas, que ocupam todos os locais ativos de formação óssea. A formação óssea é um processo de diferenciação específica de osteoblastos. Durante a osteogênese, células mesenquimais pluripotentes diferenciam-se em pré-osteoblastos que se diferenciam em osteoblastos maduros que depositam componentes necessários para formar a matriz óssea e subsequente mineralização.

O tecido ósseo exibe um bom potencial de regeneração e restaura perfeitamente sua estrutura original e suas propriedades mecânicas. Mas esta capacidade tem seus limites e também pode falhar, se certas condições não forem atingidas. Os fatores que podem impedir o reparo ósseo são: falhas de vascularização, instabilidade mecânica e tecidos competidores com uma alta atividade de proliferação. As falhas de vascularização e instabilidade resultam em desunião. Finalmente, as células dos tecidos moles adjacentes podem proliferar

mais rapidamente e ocupar o local do defeito mais rápido do que o crescimento ósseo (HOLLINGER e WINN, 1999; URIST, 1965).

A regeneração é a reposição de componentes no organismo por elementos iguais e altamente organizados. Muitos tecidos ou sistemas orgânicos suportam uma regeneração fisiológica, isto é, uma reposição contínua de células ou elementos teciduais. Porém, em alguns casos, defeitos ósseos, às vezes extensos, produzidos por traumatismos ou processos patológicos, não têm a capacidade de reparação espontânea, havendo necessidade de intervenções cirúrgicas para essa reparação. Para que se tenha a reconstrução tecidual é preciso que células e matriz extracelular estejam em uma correta e perfeita relação espacial e funcional, restabelecendo suas condições morfofuncionais (HOLLINGER e WINN, 1999).

## **2.2 ENXERTO ÓSSEO**

O termo transplante não é muito empregado pela comunidade científica para se referir ao uso do tecido ósseo. Comumente, usa-se o termo enxertia óssea.

O enxerto ósseo pode ser classificado dependendo da sua origem em: autógeno, proveniente do mesmo indivíduo; alógeno, derivado de indivíduos da mesma espécie, porém geneticamente distintos; xenógeno, procedente de espécie distinta do receptor; e material aloplástico, de origem mineral ou sintética (HOEXTER, 2002).

A utilização do enxerto ósseo, como terapêutica reparadora de áreas naturalmente atroficas ou atrofiadas por extrações traumáticas e patologias periodontais requerendo um aumento na espessura e altura do osso, tem sido o procedimento mais comum para reconstrução maxilo-mandibular com implantes, sendo que essa é uma condição essencial para tal reabilitação.

### **2.2.1 ENXERTO AUTÓGENO**

O osso autógeno é a primeira opção quando há necessidade de reconstruir um defeito ósseo alveolar. Este material oferece maior previsibilidade de resultado por ser o único que fornece ao leito receptor células com capacidade de neoformação óssea, fatores de crescimento e um arcabouço ósseo imunologicamente idêntico ao leito receptor. Por outro lado, deve-se considerar as desvantagens desse tipo de enxerto, como a limitação da quantidade intra-oral em grandes reconstruções maxilo-mandibulares e maior risco a morbidade (VACCARO, 2002).

Urist (1965) afirmou que onde quer que ocorra a indução óssea, existe um conjunto de células tronco, células osteoprogenitoras e pequenos capilares, que são circundados por grandes osteoblastos. Células indiferenciadas móveis são guiadas por fatores teciduais específicos que controlam a migração, agrupamento, indução e reagrupamento. O autor ainda mostrou que a formação óssea ocorreu em regiões que receberam implantes extraesqueletais de matriz óssea descalcificada no interior de perfurações, e os novos osteoblastos são derivados, não de elementos do tecido doado, mas da proliferação e desenvolvimento de células do hospedeiro. As características histológicas do osso neoformado, frente ao preenchimento do defeito ósseo com enxerto autógeno, mostram uma reparação rápida, em estágio de amadurecimento.

A reparação do enxerto ósseo é um processo sequencial que envolve inflamação, revascularização, osteogênese e incorporação ao osso hospedeiro formando uma estrutura mecanicamente eficiente e é determinada pela característica estrutural do osso, medular ou cortical (DATTA *et al.*, 2008). Histologicamente, enxertos de osso medular e cortical apresentam algumas diferenças. No caso de osso medular, inicialmente há reação inflamatória caracterizada pela formação de um coágulo, neovascularização e dilatação dos vasos sanguíneos adjacentes. Pode haver, inclusive, anastomose com os vasos do enxerto. Os osteoblastos provenientes da área receptora e também do enxerto, iniciam a secreção de matriz óssea, enquanto que a osteoindução, liberação de fatores de crescimento, age sobre as células favorecendo ainda mais a neoformação óssea. Em seguida, há a reabsorção do osso não vital e a substituição por osso novo que se completa após alguns meses. Quando osso é cortical, devido a sua arquitetura densa e pouco porosa, existe atividade

osteoclástica após a reação inflamatória inicial seguida de invasão por capilares sanguíneos e neoformação óssea. Dessa forma, a revascularização no osso cortical é mais lenta e áreas de osso não viável podem permanecer durante anos sem reparação, ao contrário do osso esponjoso que tende a apresentar reparo completo rapidamente. De um modo geral, a incorporação do enxerto ao leito receptor é um processo de crescimento vascular e de invasão de células matrizes provenientes do tecido receptor que se inicia na periferia do enxerto. Esse processo foi definido como *creeping substitution* (BURCHARDT, 1983).

Na tentativa de aumentar o estímulo ósseo e diminuir o tempo para reabilitação protética, em 1980, Breine e Branemark estudaram a utilização de enxertos autógenos com implantes osseointegráveis instalados simultaneamente em dezoito pacientes (14 em maxila e quatro em mandíbula). Os enxertos eram removidos da metáfise tibial através de moldes pré-formados que se adaptavam ao defeito ósseo residual e eram estabilizados com os implantes. Após três semanas a prótese era instalada. Os resultados mostraram estabilidade na reabilitação da mandíbula com acompanhamento entre três e nove anos, e dos nove casos em maxila, quatro falharam no período de seis a nove anos.

Jensen e Sindet-Pedersen (1991) avaliaram 26 pacientes submetidos à cirurgia com enxerto autógeno simultâneo a instalação de 107 implantes. Demonstraram entre seis e 32 meses de acompanhamento que sete implantes foram perdidos após a colocação de carga e que a reabsorção marginal foi menor que 15% no período estudado. Os resultados sugerem que a rápida reabsorção dos enxertos em bloco e a perda de implantes podem ser significativamente reduzidas quando o enxerto for fixado com implantes osseointegrados.

Shirota *et al.*(1991) estudaram, em coelhos, a integração de implantes com enxerto autógeno simultaneamente e tardiamente. Os autores concluíram que na instalação tardia é maior o contato entre osso e implante.

Nystrom, Kahnberg e Albrektsson (1993) autopsiaram um paciente que faleceu após quatro meses de cirurgia de enxerto com instalação simultânea de seis implantes. Os enxertos apresentavam sinais de reabsorção e também áreas de neoformação óssea na região receptora, contudo havia tecido mole na interface entre o enxerto e o implante. Os implantes osseointegrados se encontravam clinicamente estáveis.

Friberg em 1995 relatou técnica de enxerto autógeno combinada com a instalação imediata de implantes unitários. Em dois anos de acompanhamento, os cinco casos demonstraram condições estáveis tanto no nível da crista óssea e no volume do enxerto, quanto na estabilidade dos pilares. O autor cita como grande vantagem da técnica a redução do tempo total de tratamento. O procedimento oferece uma possibilidade para melhorar a estética em implantes unitários em curto prazo.

Triplett e Schow (1996) realizaram estudo retrospectivo em 99 pacientes com 129 enxertos autógenos da crista ilíaca, 70 foram levantamentos de seios maxilares e os demais, enxertos em bloco de diversos formatos. Tiveram por objetivo comparar a colocação imediata e tardia de implantes com enxerto. O índice total de sucesso dos enxertos ósseos foi de 90,7%. Os fracassos foram atribuídos a processos infecciosos no leito receptor, exposição precoce ao meio bucal ou carga prematura sobre os enxertos devido às próteses provisórias. Todos os implantes fracassados não comprometeram as estruturas remanescentes, o que permitiu a recolocação das fixações.

Verhoeven *et al.* (1997) realizaram um estudo em treze pacientes tratados com enxertos autógenos retirados de crista ilíaca para reconstrução de mandíbulas severamente atroficas simultaneamente a colocação de implantes. Após 877 dias, os enxertos se mostraram incorporados e nenhum implante foi perdido. A média de reabsorção dos enxertos foi de 36%, tendo a maior parte da reabsorção ocorrida no primeiro ano. Concluíram que a instalação simultânea de enxertos e implantes é viável, porém tem indicações precisas.

Rasmusson *et al.* (1998) trabalharam com enxerto autógeno e instalação imediata de implantes em dez coelhos. Histologicamente, os enxertos estavam bem incorporados e a histomorfometria revelou mais osso ao redor do grupo controle (sem enxerto). Seus resultados mostram que implantes instalados no mesmo tempo cirúrgico tem maior estabilidade tanto pela frequência de ressonância quanto ao torque de remoção. A integração dos implantes em enxertos autógenos resulta em um aumento de suporte biomecânico para as fixações.

Rasmusson *et al.* (1999) avaliaram a instalação de implantes imediata e tardia em enxerto autógeno em tíbias de coelhos. Acompanharam por oito, 16 e

24 semanas. Após avaliações por frequência de ressonância, contra torque e histomorfometria, concluíram que a estabilidade foi maior nos implantes tardios, porém o contato ósseo foi maior nos imediatos.

Neste mesmo ano, Ludgren *et al.* estudaram a interface entre o enxerto autógeno e microimplantes em dez pacientes com atrofia severa de maxila que foram assistidos por doze meses. Os microimplantes foram instalados simultaneamente e após seis meses da consolidação do procedimento de reconstrução. Os resultados histomorfométricos mostram que nos implantes tardios o contato foi quatro vezes maior que nos colocados imediatamente. Concluíram que seis meses é um período muito curto para integração desses enxertos e que nos dois grupos, após doze meses, a integração entre o osso e o implante aumentou, porém, foi maior no procedimento com dois estágios.

Verhoeven *et al.* (2000) estudaram por um ano, em oito pacientes a altura de enxertos autógenos fixados com implantes osseointegrados em mandíbula por densitometria óssea e radiografias extra-orais. Os resultados levaram a conclusão que a remodelação segue um padrão. Nos primeiros seis meses ocorre reabsorção principalmente da cortical do enxerto e nos últimos seis meses de acompanhamento, esta reparação é caracterizada pelo aumento da densidade óssea da cortical e da parte medular do enxerto.

Nystrom *et al.* em 2004 tiveram por objetivo acompanhar trinta pacientes que foram submetidos a reconstrução de enxerto autógeno, proveniente da crista ilíaca, com instalação imediata de implantes em região de maxila por dez anos. Os exames clínicos e radiográficos eram feitos a cada seis meses pós-cirurgia de reconstrução. Nos primeiros três anos, ocorreu reabsorção do osso marginal de quatro milímetros e a taxa de sucesso dos implantes foi de 83.1%, sendo que o maior índice de falha ocorreu durante os primeiros dois anos. Concluíram que apesar da reabsorção ao redor dos implantes, ocorreu uma estabilização óssea no período analisado.

Sjöstrom, Lundgren e Sennerby (2006) se propuseram a avaliar histomorfometricamente a interface entre osso e microimplantes instalados simultaneamente com enxertos autógenos após seis, 12 e 14 meses em 23 pacientes com atrofia maxilar. A integração dos minimplantes instalados com enxertos interposicionais em cirurgias de Le Fort I foram comparados a integração

dos implantes instalados com enxertos do tipo *inlay* e *onlay*. Concluíram que a osseointegração de microimplantes nos grupos de enxertos interposicionais e do tipo *onlay* eram similares; e que a instalação dos microimplantes após seis meses de reparação resulta em maior integração aos instalados simultaneamente.

Moses *et al.* (2007) acompanharam um caso clínico por dezessete anos de paciente com atrofia mandibular onde foram instalados quatro implantes juntamente com enxerto autógeno. Os controles clínicos e radiográficos não mostraram sinais de reabsorção neste período, concluindo que esta técnica pode ser viável em pacientes com atrofia severa dos maxilares.

Aghaloo e Moy em 2007 avaliaram em revisão sistemática quais as técnicas de enxertia óssea oferecem melhores resultados para o suporte de implantes. Selecionaram 90 estudos de um total de 335 que preencheram os critérios iniciais de seleção. Segundo os autores, a literatura sobre o aumento de rebordo residual não fornece documentação detalhada ou acompanhamentos suficientes, com exceção da técnica de regeneração óssea guiada. Entretanto, os trabalhos que preencheram os critérios de inclusão pareceram ser comparáveis e renderam resultados favoráveis com relação ao suporte de implantes em áreas enxertadas. Os procedimentos de enxertia parecem depender muito da técnica e da experiência do operador, e a sobrevivência de implantes pode ser mais dependente do osso residual que suporta o implante do que do próprio osso enxertado.

### **2.2.2 ENXERTO ALÓGENO**

O primeiro enxerto ósseo alógeno documentado foi realizado por William MacEwen, cirurgião escocês, que em 1880 tratou um paciente de quatro anos de idade, que apresentava um quadro de osteomielite humeral. O tratamento consistiu na remoção do tecido infectado. Diante da necessidade de reposição do mesmo, foi utilizado tecido ósseo de tíbia obtida de um menino com raquitismo. Este caso proporcionou reconhecimento internacional ao cirurgião e reacendeu o interesse pelo estudo dos enxertos ósseos (CHASE e HERNDON, 1955).

Casos bem sucedidos no início do século XX demonstraram a viabilidade de utilização do osso alógeno na área da ortopedia. Lexer, em 1925 relatou casos



de 34 transplantes ósseos alógenos totais ou parciais de joelho e, após acompanhamento por 17 anos, observou resultados satisfatórios em 50% dos casos (DE BOER, 1988).

Com objetivo de diminuir a resposta imune e a contaminação diversos métodos químicos e físicos foram empregados (INCLÁN, 1942). O uso do osso alógeno foi impulsionado após o trabalho de Wilson, em 1947, demonstrando que o congelamento não só poderia conservar o tecido ósseo, como também reduzir drasticamente a imunogenicidade dos enxertos.

O primeiro banco de tecidos a desenvolver uma metodologia de processamento e a disponibilizar osso alógeno em larga escala foi o Banco de Tecidos da Marinha Norte-Americana (United States Tissue Bank), em 1950, para tratar os feridos de guerra durante o conflito da Coréia (CARR e HYATT, 1955). Vários países europeus como Inglaterra, Polônia, Tchecoslováquia, entre outros, estabeleceram seus bancos de tecidos na década seguinte.

Antes do desenvolvimento das metodologias dos bancos de tecidos, o osso alógeno acarretava resultados insatisfatórios, pois além de maior risco de infecção, não eram raras complicações relativas à resposta imune de rejeição frente às células viáveis presentes neste tipo de enxerto (URIST *et al.*, 1974).

Kreuz *et al.* (1951) realizaram experimentos com enxertos ósseos em corticais de cães. Preencheram defeitos padronizados com cerca de seis a oito centímetros de osso alógeno congelado, liofilizado ou autógeno fresco e compararam com o grupo controle (sem enxerto). Os cães foram sacrificados para análise histológica em um período de oito, 14, 24, 35, 60, 90, 120 e 200 dias. Observaram que todos os enxertos foram incorporados de maneira semelhante ao osso autógeno, porém de forma mais lenta. No defeito sem preenchimento observaram predominância de tecido cartilaginoso após 142 dias. A neoformação óssea ocorreu de maneira concêntrica ao redor dos vasos sanguíneos. A luz destes vasos diminuía gradualmente na mesma proporção que novo osso era formado. Partes do enxerto não foram revascularizadas e permaneceram desvitalizadas por mais de 200 dias, inclusive no enxerto autógeno. Afirmaram que este osso seria eliminado lentamente pelo crescimento aposicional da mesma maneira em que o osso natural normalmente se sustenta (*creeping substitution*).

Campbell *et al.* (1953) avaliaram a incorporação óssea de 141 enxertos em cães e o potencial osteogênico destes materiais através da implantação intramuscular por oito semanas. Compararam espécimes de osso autógeno e alógeno frescos; autógeno e alógeno congelados (-30°C), osso alógeno fervido e *purum* (tratado com acetona e fervido com soluções concentradas de diferentes sais), enxertados em costelas de cães. O exame histológico dos enxertos *onlay* em duas semanas mostrou que havia união com o leito receptor em todos os tipos de enxertos e que o padrão de crescimento ósseo a partir do leito receptor em direção à porção medular do enxerto também era similar em todos os casos. Ao final do estudo, a substituição óssea era muito mais proeminente nos enxertos autógenos frescos, enquanto o osso alógeno ainda apresentava intensa fase de reabsorção osteoclástica. O exame histológico das espécies implantadas no músculo revelou que apenas a porção medular do osso autógeno fresco apresentou função osteogênica.

Chase e Herndon (1955) realizaram uma extensa revisão sobre os aspectos clínicos e biológicos da incorporação óssea. Nesta época, os autores relataram que havia um consenso de que o osso alógeno desvitalizado mostrava padrão de reabsorção e aposição menor que o osso autógeno. Concluíram que o osso alógeno era utilizado para reforçar a fusão da coluna vertebral, para estimular a união em fraturas com atraso de consolidação ou não consolidadas e para preencher defeitos ósseos, entretanto, quando se realizava grandes reconstruções ósseas, como a substituição de parte da diáfise de um osso longo ou um transplante total de articulação, o osso alógeno não era tão eficaz quanto o osso autógeno.

Através de avaliação histológica de enxertos corticais colocados em crista ilíaca de coelhos, Kingma e Hampe (1964) afirmaram que ocorria morte celular independentemente da origem ser autógena, alógena ou xenógena. O osso autógeno e o alógeno foram revascularizados e substituídos. O enxerto xenógeno permaneceu como um corpo estranho desvitalizado. O osso autógeno apresentou revascularização e neoformação óssea em três semanas e o osso alógeno em dez semanas. A incorporação final mostrou que o enxerto alógeno apresentou revascularização e formação óssea mais lenta, levando o dobro do tempo (50 semanas) para completa reparação.

Allard *et al.* (1987) utilizaram osso alógeno congelado e osso autógeno para reconstruções de maxila. Acompanharam 61 pacientes por um período que variou de um a seis anos. A observação clínica mostrou que com correta indicação e técnica cirúrgica adequada, o osso alógeno congelado pode ser uma boa alternativa ao osso autógeno nos procedimentos clínicos de enxerto.

Um dos primeiros a relacionar enxertos em bloco de osso alógeno congelado e implantes dentários de titânio em maxila e mandíbula foram Perrott *et al.* (1992). Dez pacientes receberam osso alógeno fresco congelado (com e sem combinação de osso autógeno) e foram acompanhados por um período médio de 26 meses. No momento da colocação dos implantes, os enxertos ósseos se mostraram consolidados, incorporados e vascularizados em todos os pacientes. Vinte e nove implantes foram instalados em uma média de oito meses após o enxerto. Um implante falhou e foi substituído e outro permaneceu sepultado, como um elemento não funcional. Todos os pacientes foram reabilitados proteticamente através dos 28 implantes. Os resultados preliminares deste estudo indicam que o enxerto alógeno fresco e congelado é um material que pode ser usado sozinho ou em combinação com osso autógeno para reconstrução dos maxilares e que suporta a instalação de implantes osseointegrados.

Simonds *et al.* (1992) descreveram um caso de transmissão do Vírus da Imunodeficiência Humana (HIV) de um doador que não havia sido diagnosticado portador do vírus da SIDA. Os receptores de órgãos e tecidos como, por exemplo, coração, rins, osso fresco e congelado foram identificados como soropositivos. Porém, os tecidos que sofreram o processo de liofilização obtiveram o teste negativo para o HIV.

Kondell, Mattsson e Astrand (1996) realizaram um estudo prospectivo envolvendo quatro pacientes que apresentavam reabsorção severa de maxila. Os pacientes receberam enxertos *onlay* de osso alógeno congelado, implantes de titânio e próteses fixas. Com a preocupação de eventuais reações imunológicas indesejáveis, monitoraram os anticorpos no sangue periférico e realizaram biópsias nos tecidos moles a cada seis meses. Em um caso os implantes foram inseridos no mesmo momento do enxerto, em três realizou-se cirurgia em dois estágios, com a colocação dos implantes aos seis e nove meses após a enxertia. Ao todo, foram inseridos 23 implantes, com um intervalo de sete meses em média

para o osseointegração. Foram realizadas biópsias dos enxertos na crista do rebordo no momento da reabertura do primeiro caso, na colocação dos implantes e na reabertura dos outros três casos. Após um período de observação de 19 meses, apenas um implante foi removido por falta de osseointegração (do grupo de dois estágios). Os resultados mostraram que todos os enxertos alógenos estavam bem incorporados, revascularizados e sem sinais de respostas imunológicas. Concluíram que o uso de enxerto ósseo alógeno em combinação com implantes osseointegrados pode ser usado na reabilitação de maxilas atróficas.

Leonetti e Koup (2003) avaliaram os resultados clínicos de quatro pacientes tratados com enxerto ósseo alógeno fresco e congelado na reconstrução de maxila ou mandíbula atróficas previamente a colocação de implantes dentários. Após um período de seis meses, os enxertos estavam incorporados, o volume ósseo foi suficiente para o tratamento com implantes e as biópsias da área não mostraram vestígios do enxerto.

Torrezan (2003) avaliou a utilização de enxertos alógenos frescos e congelados em bloco para reconstrução de rebordos atrofiados e de particulados, para cirurgias de levantamento de seio maxilar. Concluiu que a utilização de enxertos ósseos alógenos constitui uma alternativa viável, com as vantagens de não necessitar de duas áreas cirúrgicas e não haver diferenças clínicas e radiográficas quando comparados a enxertos autógenos.

Macedo (2006) avaliou o ganho em altura de rebordos ósseos atróficos utilizando enxertos ósseos alógenos frescos e congelados. Foram realizados dezesseis procedimentos, sendo dez em maxila e seis em mandíbula. Após sete meses de cicatrização, a formação óssea foi avaliada através da comparação dos mesmos cortes tomográficos antes e depois dos enxertos. Os dados obtidos revelaram um baixo índice de reabsorção do osso alógeno (média de 20%) e se concluiu que o osso alógeno fresco e congelado é um possível substituto ao enxerto autógeno.

Pelegrine (2006) comparou histomorfometricamente a utilização de osso autógeno e de osso alógeno fresco e congelado, associados ou não à medula óssea autóloga, em coelhos, durante um período de oito a 12 semanas. Não houve diferenças significativas entre os grupos quanto à quantidade de osso

neoformado. Entretanto, ocorreu uma maior porção de partículas ósseas residuais no grupo com osso alógeno fresco e congelado.

Querido (2007) realizou um estudo comparativo em quinze coelhos, divididos em três grupos de cinco animais cada, utilizando enxertos ósseos autógenos no lado esquerdo da mandíbula e alógenos frescos e congelados do lado direito da mandíbula. Os animais do grupo I foram sacrificados após quatro semanas, os do grupo II, após oito semanas e os do grupo III, após doze semanas. Concluiu-se que clinicamente os enxertos alógenos frescos e congelados apresentaram menor taxa de reabsorção quando comparados aos autógenos e histologicamente somente os enxertos autógenos estavam povoados completamente por células ósseas viáveis no terceiro mês, permitindo que novo osso se formasse mais precocemente.

Contar *et al.* (2009) investigaram clinicamente e histologicamente o uso de osso alógeno fresco e congelado na reconstrução de rebordos alveolares para instalação de implantes osseointegráveis. Quinze pacientes com maxila atrófica foram submetidos à reconstrução com enxertos alógenos em bloco e particulado. Após nove meses, todos os enxertos se apresentaram firmes e histologicamente, bem incorporados e vascularizados. Não houve perda de nenhum dos 51 implantes durante o período de 24 a 35 meses. A análise histológica relevou um osso vital com características de tecido ósseo maduro e compacto circundado por espaços medulares. Os autores concluíram que com técnica cirúrgica adequada a enxertia alógena pode ser usada com sucesso em regiões atróficas como alternativa ao enxerto autógeno.

Os enxertos alógenos possuem um processo mais demorado, no que se refere à incorporação e remodelação óssea. Existe a resposta inflamatória inicial, sendo as células necróticas do tecido removidas por macrófagos. Essas células promovem lacunas e espaços facilitando a chegada de vasos sanguíneos. Os vasos recém-formados são suporte para os osteoclastos e osteoblastos. A substituição é progressiva, até que todo enxerto seja completamente remodelado. Porém, o tempo para que este processo tenha sucesso depende de alguns fatores como o tipo de enxerto usado e a vascularização do leito receptor (BURCHARDT, 1983; CHASE e HERDON, 1955; KINGMA e HAMPE, 1964). O atraso na incorporação é atribuído ao fato do osso alógeno não participar da fase

inicial da incorporação, por não possuir função osteogênica e depender totalmente da área receptora para fornecer os elementos vitais para esta fase (ALLARD *et al.*, 1987; BURCHARDT, 1983; NATHER, PHILIPS e MORALES, 2003).

O acompanhamento radiográfico da evolução da incorporação de enxertos alógenos *onlay* em maxila e mandíbula mostra que a borda que separa o enxerto do tecido ósseo receptor se torna menos nítida a partir de seis a oito semanas. Entre seis a doze meses, os enxertos geralmente não podem mais ser identificados como entidades separadas, sugerindo a simultânea reabsorção do enxerto e uma gradual substituição por novo osso (KEITH *et al.*, 2006; KRONBERG *et al.*, 2008).

### **2.3 AVALIAÇÃO DA OSSEOINTEGRAÇÃO**

A estabilidade implantar exerce um papel fundamental no sucesso da osseointegração (ESPOSITO *et al.*, 1998). É definida como ausência de mobilidade clínica (ALBREKTSSON e ZARB, 1993). Com o passar do tempo de reparação, ocorre um aumento da rigidez óssea ao redor da superfície do implante impedindo micro movimentações e consequente formação de tecido fibroso (SENNERBY e MEREDITH, 2008).

A estabilidade primária é a fixação que o implante atinge no momento da instalação, dependendo do embricamento mecânico entre o osso e o implante. Esta é o resultado da qualidade e densidade óssea, da geometria do implante (comprimento, diâmetro e tipo) e da técnica cirúrgica utilizada. Após a instalação do implante, um aumento na estabilidade deste resulta da regeneração e remodelação na interface entre o osso e o implante. Esta é conhecida como estabilidade secundária (MEREDITH, 1998).

Meredith, Alleyne, Cawley (1996) ressaltaram a importância de monitorar parâmetros na instalação de implantes e na osseointegração. Os autores relatam que dois parâmetros que precisam ser registrados, estabilidade do implante e o nível do osso marginal ao redor do implante.

Para a mensuração da estabilidade e osseointegração de implantes vários métodos têm sido propostos e podem ser divididos em métodos não invasivos e

invasivos. Entre os métodos clínicos não-invasivos disponíveis para avaliar a osseointegração encontra-se a percussão do implante, radiografia, análise da frequência de ressonância. Entre os métodos invasivos temos o teste de torque de remoção e a avaliação histomorfométrica (MEREDITH, ALLEYNE E CAWLEY, 1996).

A histomorfometria é outro método invasivo, sendo considerado mais preciso para avaliar as alterações morfológicas ao redor dos implantes. É um processo quantitativo para estabelecer o percentual de contato ósseo, área de osso ao redor das espiras e número de osteócitos (ALBREKTSSON e SENNERBY, 1991).

### 2.3.1 ANÁLISE DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

A análise de frequência de ressonância (AFR) mensura a estabilidade implantar e por ser uma técnica não invasiva não causa dano à interface entre o osso e o implante (MEREDITH, ALLEYNE e CAWLEY, 1996). Essa análise tem sido utilizada nos últimos dez anos em estudos clínicos e experimentais (SENNERBY E MEREDITH, 2008).

A AFR é medida através de um aparelho (Osstell<sup>®1</sup>) que tem sido aperfeiçoado desde a sua criação. As primeiras gerações do aparelho para medir AFR eram eletrônicas e possuíam uma conexão direta por fio entre o transdutor e o analisador de frequência de ressonância. A versão mais recente, quarta geração, utiliza-se de uma conexão magnética e sem fio entre o analisador de frequência e o pino de alumínio (*smartpeg*) que é rosqueado ao implante. Este pino vem pré-calibrado e cada sistema e modelo de implante possui um tipo correspondente. Um computador de mão é aproximado gerando pulsos magnéticos que faz o pino vibrar em duas direções perpendiculares entre si originando dois valores de frequência de ressonância: um mais alto e um mais baixo. Os valores são expressos em um coeficiente de estabilidade do implante (*ISQ- Implant Stability Quocienty*) que varia de um a 100. Quanto maior for o ISQ, maior a estabilidade do implante (SENNERBY e MEREDITH, 2008).

---

<sup>1</sup> Osstell AB, Gamlestadsvägen, Sweden

Os valores da frequência de ressonância estão relacionadas com a comprimento do implante acima do nível ósseo e a rigidez da interface entre osso e o implante (GLAUSER *et al.*, 2004; MEREDITH, ALLEYNE e CAWLEY, 1996; MEREDITH *et al.*, 1997a; MEREDITH *et al.*, 1997b). A AFR determina a estabilidade necessária para que o implante receba a restauração protética, auxilia na identificação do prognóstico (MEREDITH *et al.*, 1997a; MEREDITH *et al.*, 1997b) e *in vitro* monitora as variações da densidade dos tecidos ao redor das fixações (MEREDITH, ALLEYNE e CAWLEY, 1996).

Meredith, Alleyne, Cawley (1996) em estudo *in vitro* simularam o processo de reparação em implantes utilizando um modelo em resina acrílica autopolimerizável. Estudaram as mudanças na estabilidade medindo a AFR em vários períodos durante a polimerização da resina. Foi observado significância nesta análise em relação ao aumento da rigidez da interface entre a resina e o implante.

Meredith *et al.* (1997b) avaliaram a AFR de implantes instalados em tíbias de coelhos e observaram que houve um aumento expressivo desses valores entre 14, 28 e 42 dias após a instalação. Nas avaliações subsequentes os valores tiveram pequenas mudanças. No mesmo ano, os autores citados estudaram a AFR em humanos e concluíram que este método pode monitorar mudanças na densidade da interface entre o osso e o implante auxiliando clinicamente o diagnóstico de sucesso ou falha dos implantes (MEREDITH *et al.*, 1997a).

Os resultados da pesquisa de Friberg *et al.* (1999) corroboram a teoria de que um aumento adicional no contato entre o osso e o implante pode ser mais ou menos relevante para a estabilidade do implante, e esta relação parece depender da densidade óssea e da estabilidade inicial. Se a estabilidade inicial for alta, parece que o processo de reparação tem pouca influência na estabilidade futura do implante. Segundo relato dos autores, isso poderia ser explicado pelo fato de que a maior parte da superfície do implante podia estar em contato com osso denso imediatamente após a instalação, e que um contato adicional entre o osso e o implante resultante da osteogênese pode não aumentar consideravelmente a estabilidade do implante. Portanto, um aumento de 10% para 30% no contato entre o osso e o implante pode ter um grande impacto na estabilidade do implante, enquanto um aumento de 70% para 90%, não. Os autores também



observaram que em osso denso a estabilidade não aumentava durante o período de osseointegração.

Nkenke *et al.* (2002) avaliaram, em cadáveres, a frequência de ressonância e análise histomorfométrica de 48 implantes instalados em mandíbulas. Concluíram que esses dois parâmetros têm correlação e que o aumento da estabilidade implantar dada pela AFR pode ser modificado por características ósseas.

Nedir *et al.* (2004), avaliaram a capacidade do Osstell<sup>®</sup> como ferramenta de diagnóstico para diferenciar a estabilidade primária e mobilidade de implantes ITI em humanos e concluíram que a estabilidade implantar pode ser confiável se o valor de ISQ for  $\geq 47$ , e quando este valor for  $\geq 49$  prediz a osseointegração.

Pattijin *et al.* (2006) avaliaram o comportamento do aparelho Osstell<sup>®</sup> por meio da análise de elementos finitos. A influência de diferentes parâmetros foi analisada: o tipo de ancoragem do implante (trabecular, cortical, unicortical ou bicortical); o diâmetro e o comprimento do implante e a rigidez do tecido ósseo. Concluíram que um aumento no diâmetro ou no comprimento do implante em contato com o osso resulta em frequências de ressonâncias mais elevadas. As ancoragens unicortical e trabecular são mais sensíveis às mudanças da rigidez óssea do que o bicorticalismo e a ancoragem cortical.

Valderrama *et al.* (2007) avaliaram em humanos as mudanças da estabilidade dos implantes ocorridas durante a reparação, e concluíram que esta diminui após a instalação das fixações, porém ocorre aumento da estabilidade após seis semanas.

Ito *et al.* (2008) fizeram um estudo onde foram instalados 24 implantes em tíbias de quatro mini porcos. Os animais foram sacrificados em uma, duas e quatro semanas pós-cirurgia. Cada implante foi medido AFR e em seguida os blocos ósseos contendo os implantes foram seccionados e preparados para histomorfometria. Concluíram que não houve correlação entre AFR e o contato entre o osso e implante.

Turkyilmaz *et al.* (2009) estudaram em cadáveres a correlação entre a qualidade óssea e a estabilidade implantar por meio da AFR. Instalaram 24 implantes em três mandíbulas e determinaram a densidade óssea por meio de

tomografia computadorizada. Observaram que houve correlação estatisticamente significativa entre os dois parâmetros estudados.

### 2.3.2 ANÁLISE DE TORQUE DE REMOÇÃO

A análise do torque de remoção é um teste invasivo que fornece informações importantes em relação à rigidez do implante no osso, em determinado período do processo de osseointegração (ALBREKTSSON e SENNERBY, 1991). Por ser destrutivo só é utilizado em estudos experimentais, embora, tenha sido aplicado em estudos clínicos em humanos (IVANOFF *et al.*, 1997) Foi proposto inicialmente por Roberts *et al.* em 1984, e desenvolvido por Johansson e Albrektsson, em 1987.

O contra-torque é uma medida que avalia a força de cisalhamento na interface entre o osso e o implante, esse rompimento depende da geometria apical, tipo de superfície, espessura, tamanho do implante, bem como a densidade óssea (MEREDITH, 1998; SULLIVAN *et al.*, 1996), e é utilizado para análise biomecânica em estudos experimentais em animais

Johansson e Albrektsson (1997) estudaram a força de contra-torque e histomorfometria de 50 implantes instalados em tíbias de coelhos. O sacrifício ocorreu nos períodos de três semanas, um, três, seis e 12 meses pós-cirurgia. Observaram que após três semanas a força de cisalhamento teve uma média de 10,8 N.cm; com um mês, 16,8 N.cm; em três meses foi maior que 68 N.cm. Já em seis meses obtiveram um valor médio de 77,6 N.cm e para doze meses, a média de torque de remoção foi de 88 N.cm. Concluíram que a osseointegração é um processo contínuo após a instalação das fixações.

Ueda *et al.* (1991) demonstraram em cadáveres, que os valores de contra torque foram maiores em implantes instalados em osso bicortical do que os instalados em osso monocortical.

Estudos em coelhos em diferentes tempos de avaliação utilizando o torque de remoção indicaram que implantes de superfície tratada apresentam maiores valores da força de cisalhamento quando comparados aos de superfície lisa (CARLSSON *et al.*, 1988; CHO e PARK, 2003; FERNANDES *et al.*, 2007; KLOKKEVOLD *et al.*, 1997; KLOKKEVOLD *et al.*, 2001; YANG *et al.*, 2008).

Já Ivanoff *et al.* (1997) estudaram a influência do diâmetro do implante na osseointegração em tíbias de coelhos, através do torque de remoção. Concluíram que havia um aumento dos valores de torque na medida em que se aumentava o diâmetro dos implantes.

Rasmusson *et al.* (1998) avaliaram a força de cisalhamento de implantes instalados nas tíbias de coelhos com e sem enxertia óssea autógena, após 24 semanas. Os autores observaram maiores valores de contra torque nas tíbias enxertadas.

De Riu *et al.* (2007) avaliaram o torque de remoção de 12 implantes, sendo seis deles instalados simultaneamente com enxertos autógenos e seis sem enxerto, em tíbias de ovelhas. Demonstraram que a força de cisalhamento foi maior nos implantes colocados com os enxertos.

De acordo com Brouwers *et al.* (2009) que avaliaram 32 implantes instalados em mandíbulas de cadáveres, os implantes cilíndricos tiveram maior torque de remoção que os cônicos.

### **3. PROPOSIÇÃO**

- Analisar e comparar a estabilidade primária e secundária de implantes de superfície tratada instalados simultaneamente com enxertos ósseos autógenos e alógenos em tíbias de coelhos, por meio da análise da frequência de ressonância.
- Comparar a resistência à força de cisalhamento de implantes instalados simultaneamente com enxertos ósseos autógenos e alógenos, por meio do torque de remoção.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Aspecto ético da pesquisa

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade de Santo Amaro (UNISA) sob o nº 053/2008 no CEP UNISA nº 091/08, que segue as diretrizes estabelecidas pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA). Este projeto seguiu os princípios que regem o código de ética experimental e as leis de proteção aos animais, Lei nº 6.638, que estabelece as Normas para a Prática Didático-Científica de Vivissecção de Animais e os princípios Internacionais para a pesquisa Biomédica envolvendo Animais (Anexo A).

### 4.2 Material

Foram utilizados 18 coelhos, da raça Nova Zelândia, machos, pesando entre 3,5 a 4,5 kg, idade entre 11 e 15 meses, provenientes do biotério do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-FMUSP). Para obtenção do material alógeno foram usados seis animais dos 18 utilizados nesta pesquisa. Todos os animais foram identificados por números tatuados nas orelhas e alojados no biotério do IOT-FMUSP (**Ilustração 1**), sendo assistidos e medicados por um médico veterinário. Foram inicialmente mantidos em observação por um período de sete dias para que fossem descartadas quaisquer anomalias no estado geral de saúde. Durante todo o experimento foram alimentados igualmente com ração balanceada<sup>2</sup> e água a vontade.

---

<sup>2</sup> Nutriara, Arapongas, PR, Brasil



## **Ilustração 1 - Biotério do IOT-FMUSP**

### **4.3 Delineamento Experimental**

#### **4.3.1 Constituição dos grupos**

Cada coelho recebeu quatro enxertos, sendo dois autógenos e dois alógenos, que foram fixados na região receptora por implantes de superfície tratada. Estes foram classificados como proximais e distais conforme localização nas tíbias. As tíbias dos animais foram aleatoriamente divididas em dois grupos:

#### **Grupo 1 (n=12): Tíbias “Autógenas”**

Consiste nas tíbias que receberam os enxertos autógenos.

#### **Grupo 2 (n=12): Tíbias “Alógenas”**

Consiste nas tíbias que receberam os enxertos alógenos frescos e congelados.

---

## 4.4 Métodos

### 4.4.1 Captação e processamento dos enxertos alógenos frescos e congelados

Para a obtenção do enxerto alógeno foram usados seis coelhos da raça Nova Zelândia. O procedimento de sacrifício aplicado neste estudo seguiu os critérios estabelecidos pela Associação Americana de Medicina Veterinária<sup>3</sup>. Segundo as normas consideradas aceitáveis, os animais receberam uma sobredosagem anestésica de cloridrato de quetamina<sup>4</sup> e cloridrato de xilazina 2 %<sup>5</sup>, e uma vez anestesiados, foi administrado cloreto de potássio<sup>6</sup> (2 mg/kg, intravenoso).

Os protocolos de captação, processamento e criopreservação dos aloenxertos captados de coelhos doadores foram os mesmos empregados pelo Banco de Tecidos Musculoesqueléticos do IOT-FMUSP. Estes seguem as diretrizes estabelecidas pela legislação brasileira (Portaria n.1686 de 20 de setembro de 2002) e pelo “*European Association of Tissue Banks*<sup>7</sup> e *American Association of Tissue Banks*<sup>8</sup>”

No pré-operatório os animais foram tricotomizados na área da crista ilíaca e encaminhados à sala cirúrgica do Laboratório de Biomecânica do IOT-HCFMUSP (LIM-41/FMUSP) (**Ilustração 2**).

---

<sup>3</sup> AVMA Guidelines on Euthanasia, junho 2007

<sup>4</sup> Ketamin –S<sup>®</sup>, Crisfarma, Aracajú, Sergipe

<sup>5</sup> Xilasin<sup>®</sup>, Syntec, Hortolândia, São Paulo, Brasil

<sup>6</sup> Ariston, São Paulo, Brasil

<sup>7</sup> European Association of Tissue Banks. Common Standards for Tissues and Cells Banking: Berlin: European Association of Tissue Banks; 2004.

<sup>8</sup> American Association of Tissue Banks. Standards for Tissue Banking. 10th ed. McLean : American Association of Tissue Banks; 2005.



**Ilustração 2** - Sala cirúrgica

Para captação do tecido ósseo, a região do tecido que reveste a crista ilíaca foi degermada com clorexidina à 2%<sup>9</sup>. Campos fenestrados foram dispostos sobre animal. Foi realizada uma incisão retilínea na crista ilíaca com lâmina de bisturi n°. 11<sup>10</sup>, os tecidos descolados e afastados. Os blocos ósseos foram coletados sob irrigação constante de soro fisiológico 0,9% e com auxílio de uma trefina<sup>11</sup> de oito mm de diâmetro conectada a um contra-ângulo redutor<sup>12</sup> 16:1 acoplado a um motor elétrico<sup>13</sup> a 1500 rpm (**Ilustração 3**) e acondicionados em pacotes estéreis, seguindo para o processamento (**Ilustração 4**).



**Ilustração 3** - Crista ilíaca osteomizada com trefina de 8 mm

<sup>9</sup> Riohex®, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil.

<sup>10</sup> Medgoldman, São José, Santa Catarina, Brasil

<sup>11</sup> Neodent,, Curitiba, Paraná Brasil

<sup>12</sup> W & H, 975 AE, Bürmoos, Austria

<sup>13</sup> Driller BLM 600 plus, São Paulo, Brasil





**Ilustração 4** - Processamento do osso alógeno



**Ilustração 5** - Blocos acondicionados em invólucros triplos

De cada animal doador foram obtidas amostras de medula e espécimes, as quais foram preservadas em frascos, no primeiro contendo meio *Brain Heart Infusion* para a pesquisa de bactérias aeróbias e anaeróbias e no segundo contendo o meio *Agar Sabouraud* para a pesquisa de fungos. As análises microbiológicas foram realizadas pelo Laboratório de Análises Clínicas Biesp do Hospital Oswaldo Cruz. Mediante o resultado negativo da análise microbiológica, os tecidos foram mantidos criopreservados.

A seguir, os tecidos de cada animal foram processados separadamente e passaram por lavagem com solução fisiológica estéril a 0,9%. Amostras deste líquido foram adicionadas aos meios de cultura. Os blocos corticais foram armazenados de dois em dois (**Ilustração 5**), identificados em triplos invólucros estéreis resistentes a baixas temperaturas. Logo após, foram encaminhados à sala de criopreservação do Instituto de Medicina Tropical do HCFMUSP, onde permaneceram em quarentena. Durante esta etapa os tecidos foram mantidos em *ultrafreezer* a - 80 °C.

#### 4.4.2 Procedimento cirúrgico

Os animais foram pesados para que fosse utilizada a quantidade de droga anestésica ideal. Os

dados coletados foram devidamente registrados em fichas criadas especialmente para esse fim (Apêndice A). A anestesia foi realizada via intramuscular (IM) na parte posterior da coxa, seguindo o protocolo veterinário:

- Cloridrato de quetamina 50 mg/ml - 40 mg/kg / IM
- Cloridrato de xilazina 2% - 8mg/Kg/ IM

Todos os animais recebiam anestesia infiltrativa com cloridrato de prilocaína a 3% com felipressina 0,03 UI<sup>14</sup> aplicadas com auxílio de seringa carpule e agulha gengival curta.

Para verificação anestésica foram avaliados os seguintes parâmetros:

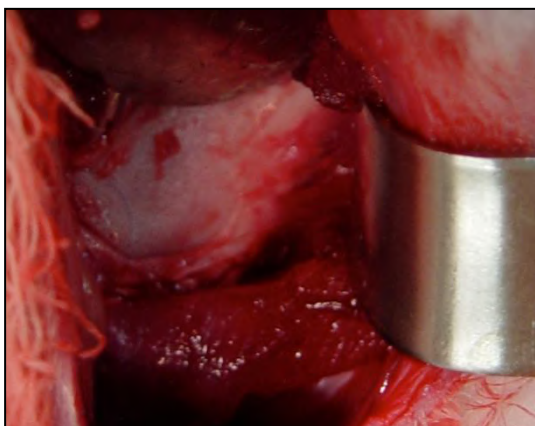
- a) Relaxamento muscular;
- b) Reflexo podal – ausência de reflexo de retirada ao estímulo doloroso realizado pelo pinçamento da membrana interdigital.

Após anestesia, foram realizadas tricotomia e antissepsia com solução degermante de clorexidina nas áreas a serem operadas: região da crista ilíaca e das duas tíbias. Para a manutenção da assepsia durante a cirurgia, foram colocados campos estéreis sobre o coelho, expondo apenas as áreas de interesse.

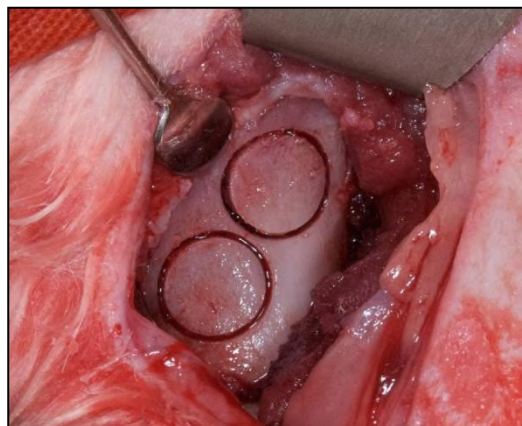
---

<sup>14</sup> Prilocaína® 3% com felipressina, DFL Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro, Brasil

Depois de identificada a porção superior da crista íliaca por palpação, foi feita incisão de quatro cm de extensão na pele do animal. A divulsão muscular foi realizada com tesoura romba até ser atingido o periósteo. A partir daí o periósteo foi incisado, descolado e afastado com descoladores mantendo a área doadora visível. Para a obtenção dos dois blocos de osso autógeno, foi utilizado com o auxílio de trefina com oito mm de diâmetro conectada a um contra-ângulo redutor 16:1 acoplada a um motor elétrico regulado a 1500 rpm. Este procedimento foi realizado sob abundante refrigeração com soro fisiológico (**Ilustração 6a e 6b**). O contorno do tecido ósseo foi mantido para que a região doadora não ficasse fragilizada. As suturas<sup>15</sup> do plano muscular e pele foram realizadas.



**Ilustração 6a** - Crista Íliaca exposta trefinada



**Ilustração 6b** - Crista íliaca

Neste momento, o bloco ósseo removido do íliaco foi preparado para inserção do implante de hexágono externo e superfície tratada<sup>16</sup> medindo 3,3 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento. Para isso utilizou-se a seguinte sequência: broca esférica diamantada n° 3, seguida de fresa cônica de 3,25 mm

<sup>15</sup> Vicryl 2-0, Ethicon®, Johnson & Johnson , São Paulo, Brasil

<sup>16</sup> Master Porous Nano®, Conexão Sistema de Prótese , Arujá, São Paulo, Brasil

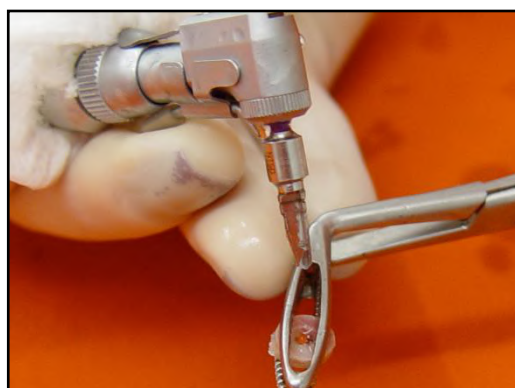
de diâmetro por 8,5 mm de comprimento (**Ilustração 7a e 7b**). O implante foi instalado no bloco e permaneceu em solução salina, dentro do recipiente de titânio, tempo suficiente para que fosse preparado o leito receptor. Sorteou-se a tíbia que receberia o enxerto autólogo e iniciou o seu preparo (**Ilustração 8a**).



**Ilustração 7a** - Perfuração com

**7b** - Perfuração com

broca esférica diamantada



**Ilustração**

fresa cônica

A incisão foi realizada na pele da região proximal da tíbia, expondo o tecido muscular (**Ilustração 8b**). Com auxílio de tesoura foi divulsionado até o perióstio. Este foi incisado para que o tecido ósseo fosse visualizado (**Ilustração 8c**). Um contra-ângulo redutor 16:1, com irrigação de solução salina estéril, foi acoplado a um motor elétrico regulado para realizar as perfurações com velocidade de 1500 rpm.



**Ilustração 8a**

Área receptora

**Ilustração 8b**

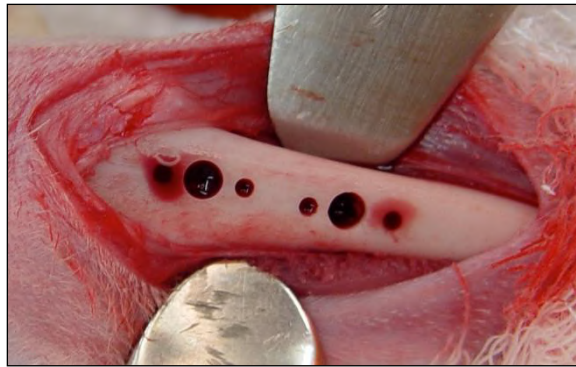
Incisão inicial

**Ilustração 8c**

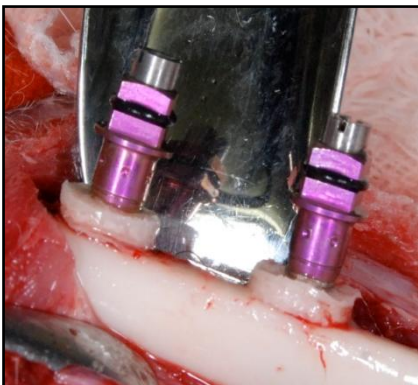
Área receptora exposta

O preparo do leito receptor foi iniciado com broca lança de 2,0 mm de diâmetro, seguida da sequência de fresas helicoidais de 2,0 mm; 2,8 mm; 3,0 mm; 3,15 mm. As três primeiras fresas helicoidais alcançavam as duas corticais, visando o bicorticalismo. A última fresa não foi usada nas duas corticais para que o implante fosse instalado de forma autorosqueante para não fragilizar o leito receptor. Foram realizadas pequenas perfurações na cortical (**Ilustração 9**) com a broca esférica carbide 1/2 para aumentar a nutrição sanguínea para o enxerto, sendo a área refrigerada com o uso abundante de irrigação com solução salina estéril durante todas as perfurações. Os implantes juntamente com os enxertos foram instalados na tíbia com auxílio de catraca, e o término da instalação ocorreu quando o bloco assentava-se na cortical

óssea externa (**Ilustração 10a e 10b**). Iniciamos primeiramente pelo enxerto autógeno para aumentar a viabilidade celular. Toda a sequência de incisão, descolamento e cuidados realizados na tíbia autógena foi feita na outra que recebeu o enxerto alógeno.



**Ilustração 9** - Leito receptor preparado e descorticalizado



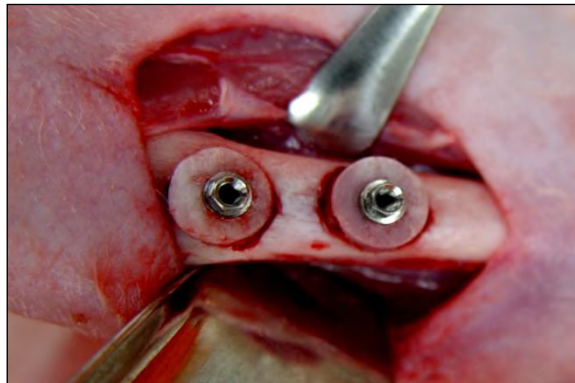


## Ilustração 10b

### Instalação com auxílio de catraca

### Término da instalação

Depois dos blocos ósseos adaptados ao leito receptor, os montadores dos implantes foram removidos (**Ilustração 11**) e o *smartpeg*<sup>17</sup> do Osstell® parafusado no implante (**Ilustração 12**). Foram então colhidas e registradas as frequências de ressonância dos implantes proximais à epífise superior nas quatro posições, a saber: superior em direção a cabeça do animal, inferior em direção ao pé do animal, proximal em direção a outra tíbia e medial em direção ao operador (**Ilustração 13a e Ilustração 13b**). Os parafusos de cobertura foram posicionados (**Ilustração 14**).



**Ilustração 11** - Implantes sem os montadores

<sup>17</sup> Type 2, Ref: 100355, Osstell AB, Gamlestadvägen, Sweden



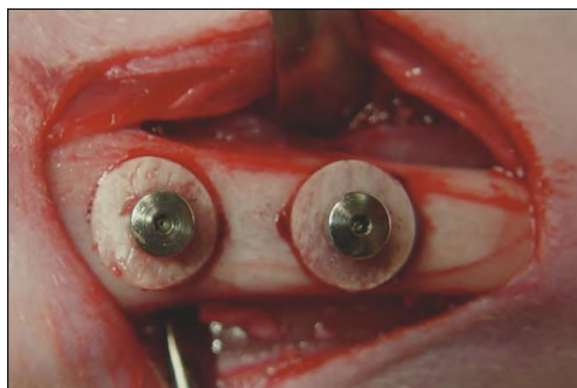
### Ilustração 12

13a e 13b

*Smartpeg* instalado  
ressonância sendo registrada

### Ilustração

Frequência de



**Ilustração 14** - Parafusos de cobertura instalados  
antes da sutura

Antes da sutura, foi verificada a passividade para o fechamento do retalho e, nos casos onde houve



tensão realizou-se incisões de alívio no periósteo. A síntese das feridas cirúrgicas feita por planos (**Ilustração 15**).



**Ilustração 15** - Sutura

As drogas pós-operatórias administradas foram: Enrofloxacino 2,5%<sup>18</sup> injetável (0,4ml/Kg Sub-Cutâneo/dia por sete dias) e Meloxicam 2,0%<sup>19</sup> injetável (0,01ml/Kg /IM/dia por sete dias). Os animais permaneceram em gaiolas individuais por 18 semanas.

---

<sup>18</sup> Flotril®, Schering Plough, Cotia, São Paulo, Brasil

<sup>19</sup> Maxicam®, Ouro Fino, Cravinhos, São Paulo, Brasil

### 4.4.3 Sacrifício

O segundo procedimento cirúrgico aconteceu 18 semanas após o primeiro. Os animais foram novamente anestesiados com mesmo protocolo descrito anteriormente. Em seguida, as duas tíbias foram reabertas cirurgicamente para que se reavaliasse a frequência de ressonância e depois o torque de remoção nos implantes que foram instalados na porção distal da epífise superior da tíbia. A análise de frequência de ressonância foi feita exatamente como na cirurgia de instalação e os dados foram registrados. Já para a análise do torque de remoção, foi utilizado um torquímetro<sup>20</sup> com giro reverso ao de implantação (movimento anti-horário) (**Ilustração 16**). O pico máximo de torque necessário para o rompimento da interface entre o osso e o implante foi registrado.

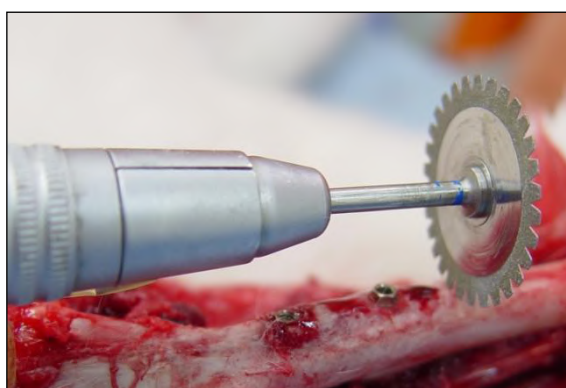
<sup>20</sup> 20 STC, Tonichi, Japão



## **Ilustração 16** - Aparelho para análise de torque de remoção

Os animais foram sacrificados antes da remoção das amostras.

Os enxertos instalados na porção distal da epífise superior da tíbia foram removidos com auxílio de um disco adaptado<sup>21</sup> em peça reta<sup>22</sup> para baixa rotação (**Ilustração 17**).



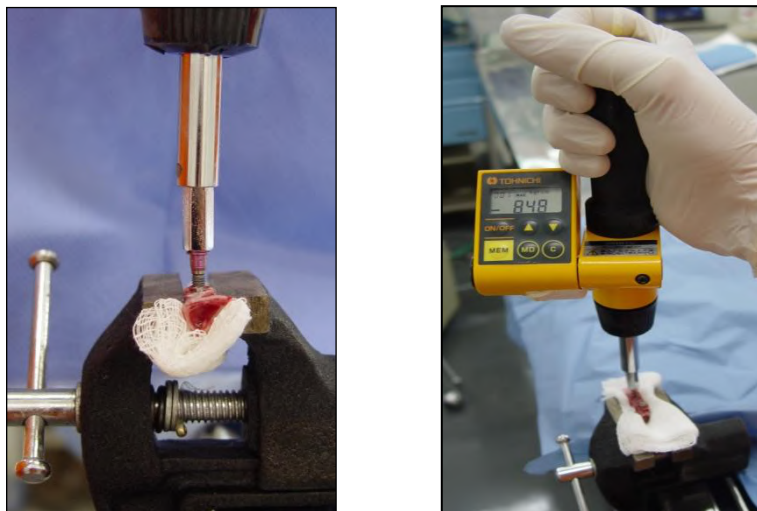
**Ilustração 17** - Remoção da amostra

---

<sup>21</sup> Komet®, 946, Santo André, São Paulo, Brasil

<sup>22</sup> Kavo®, 10 ABN, Joinville, Santa Catarina, Brasil

As amostras foram colocadas em uma morsa presa a mesa cirúrgica, os parafusos de cobertura foram removidos para que os montadores do implante fossem reinstalados. Esses montadores foram torqueados a 5 Kgf.cm e a partir daí o torquímetro foi posicionado e os dados obtidos (**Ilustração 18**).



**Ilustração 18** - Amostra na morsa com o torquímetro manual em posição

#### **4.4.4 Análise de frequência de ressonância**

Para verificar a estabilidade do implante utilizamos o aparelho Osstell<sup>®</sup> que visa avaliar a estabilidade primária e secundária do implante no leito ósseo, por meio da análise da frequência de ressonância.

O valor da frequência de ressonância é expresso num valor numérico, que varia de 0 a 100, denominado pelo fabricante valor ISQ (*Implant Stability Quotient*).

O ISQ foi avaliado em quatro posições descritas anteriormente e uma média foi tirada desses valores, obtendo um valor por implante.

#### **4.4.5 Análise de torque de remoção**

Registrou-se o torque de remoção por intermédio de um torquímetro

manual digital. O aparelho é de alta de precisão (acurácia de  $\pm 1\%$ ) e possibilita avaliação da força de cisalhamento da interface entre o osso e o implante com giro reverso ao de implantação (movimento anti-horário). O modelo é graduado com escala de 1 a 20 Kgf.cm, correspondente a 9,8 a 196 N.cm.

#### 4.4.6 Análise estatística

As análises dos dados obtidos foram realizadas utilizando o programa SPSS 13.0<sup>23</sup>. O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para testar a normalidade dos dados. Para variáveis com distribuição normal foi aplicado o teste *T Student*. Para verificar a correlação entre análise de freqüência de ressonância e torque de remoção utilizou-se o teste de *Pearson*. O nível de significância estabelecido foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ).

### 5. RESULTADOS

#### 5.1 Observações clínicas

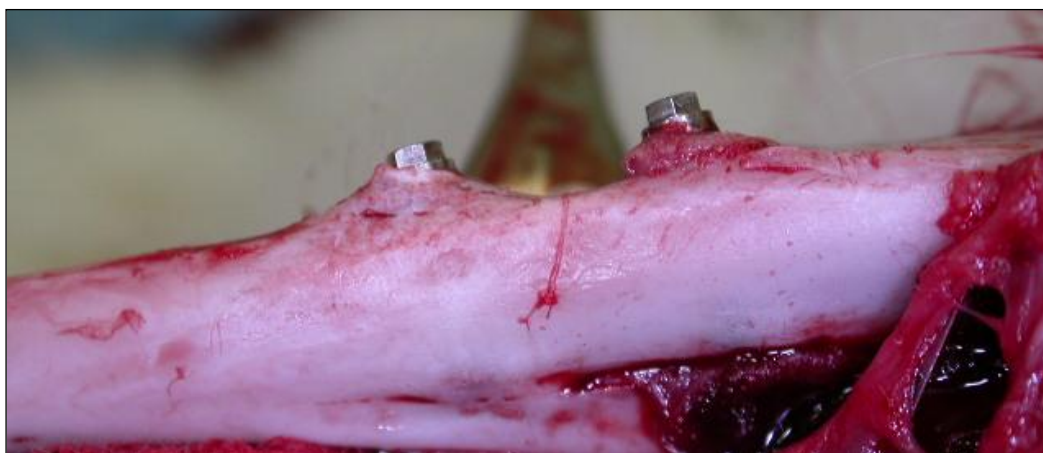
A reparação após os procedimentos cirúrgicos aconteceu sem sinais de infecção.

No sacrifício, 18 semanas após as cirurgias, os enxertos ósseos estavam bem incorporados ao leito receptor e nenhum deles foi perdido. O enxerto autógeno mostrou-se bem remodelado, sendo difícil a distinção entre enxerto e leito receptor (**Ilustração 19**). Já o enxerto alógeno apresentou-se sem perda de volume e com remodelação inicial, sendo nítida diferença entre enxerto e leito



receptor (**Ilustração 20**).

**Ilustração 19** - Enxerto autógeno após 18 semanas



**Ilustração 20** - Enxerto alógeno após 18 semanas

## 5.2 Análise de frequência de ressonância

Os valores médios das frequências de ressonância, expressos em ISQ, obtidos estão listados no Apêndice B.

A **Tabela 1** apresenta as médias, desvio padrão, mínimos, medianas e máximos de ISQ nos grupos 1 e 2, nos tempos inicial (T 0) e 18 semanas (T 18).

**Tabela 1**- Estatística descritiva para análise de frequência de ressonância expressos em ISQ por grupos e tempo de observação.

Grupo	Tempo	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo	$p$
1	0	12	49*	6,94	36	48	62	0,024
	18	12	57,9**	9,46	40	58,5	74	
2	0	12	50*	7,19	38	51	61	0,003
	18	12	58,5**	5,76	51	57,5	71	

$p^* = 0,44$

$p^{**} = 0,79$

Pode-se observar que houve um aumento nos valores das médias de ISQ na data inicial de instalação até a 18ª semana, tanto no grupo 1 quanto no grupo

2. O teste *T Student* demonstrou que os dois grupos tiveram diferença estatisticamente significativa tendo o grupo 1  $p= 0,024$  e o grupo 2  $p= 0,003$ . Quando foi avaliada a estabilidade primária entre os grupos 1 e 2, o teste *T Student* não demonstrou diferença estatisticamente significativa ( $p^*=0,44$ ). O mesmo teste foi aplicado para estabilidade secundária entre os grupos 1 e 2 e também não demonstrou diferença estatisticamente significativa ( $p^{**}=0,79$ ).

Para análise intergrupo do ganho da estabilidade, foi realizada uma média das diferenças dos valores brutos de cada grupo (**Tabela 2**).

**Tabela 2-** Estatística descritiva do ganho de estabilidade nos grupos 1 e 2, expressos em ISQ.

<b>Grupo</b>	<b>N</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Mediana</b>	<b>Máximo</b>
<b>1</b>	12	8,9*	11,8	-8	9	32
<b>2</b>	12	7,9*	7,53	-2	9	25

$p^*= 0,78$

O teste *T Student* não demonstrou diferença estatisticamente significativa na análise entre grupos 1 e 2 ( $p^*= 0,78$ ).

### 5.3 Análise de contra torque

Os valores do torque de remoção obtidos em Kgf.cm foram convertidos para N.cm (1Kgf.cm = 9,80N.cm) (Apêndice B). A **Tabela 3** representa as médias, desvios padrão, mínimos, medianas e máximos dos torques obtidos nos grupos 1 e 2, no T 18.

**Tabela 3** - Estatística descritiva dos valores do torque de remoção, expressos em N.cm

Grupo	Tempo	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1	18	12	85,19*	25,62	40,8	90,26	111,8
2	18	12	91,80*	28,25	48,05	101,49	125,13

$p^* = 0,47$

O teste *T Student* mostrou que não há diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos ( $p^* = 0,47$ ).

#### **5.4 Correlação entre análise de frequência de ressonância final e contra torque**

O coeficiente de *Pearson* para o grupo 1 foi de  $r = - 0,24$  e  $p = 0,44$ ; e para o grupo 2 foi de  $r = - 0,03$  e o  $p = 0,92$ . Sendo assim, não se pode assumir correlação entre os métodos utilizados porque os dados não foram estatisticamente significantes.



## 6. DISCUSSÃO

Existem situações em que a reconstrução óssea é um verdadeiro desafio para a reabilitação de pacientes desdentados parciais ou totais.

O enxerto autógeno é o único que possui as características de osteogênese, osteoindução e osteocondução. Para que seja conseguido, o paciente deve ser submetido a duas áreas cirúrgicas, aumentando desta forma a morbidade. Outro fato a ser levado em consideração é que, muitas vezes, os sítios doadores intra-orais não fornecem quantidade óssea suficiente para a reconstrução desejada.

O enxerto alógeno fresco e congelado tem sido utilizado como alternativa aos autógenos. A instituição de normas e protocolos de captação, processamento, armazenamento e distribuição para os bancos de tecidos músculo esqueléticos contribuiu para minimizar a resposta imune do hospedeiro e oferecer maior segurança no seu uso (NATHER *et al.*, 2003).

Neste trabalho, não ocorreu perda de nenhum dos enxertos avaliados, corroborando com os resultados da pesquisa de Contar *et al.* (2009). Já Keith *et al.*, 2006 e Macedo, 2006 demonstraram que os enxertos alógenos apresentam uma taxa de sucesso menor que os enxertos autógenos. Segundo esses autores, traumas e exposição dos enxertos podem ser a causa desta diferença e não à natureza alógena dos mesmos. As suturas realizadas em dois planos (muscular e pele) nas tíbias dos coelhos contrastam com a fina mucosa que reveste o tecido

bucal, fato este que pode ter colaborado para o alto índice de êxito dos enxertos.

O primeiro passo para sucesso da osseointegração é a obtenção da estabilidade primária do implante (ALBREKTSSON e ZARB, 1993; ESPOSITO *et al.*, 1998; MEREDITH *et al.*, 1998; SENNERBY e MEREDITH, 2008). A ausência de mobilidade é influenciada por propriedades do tecido ósseo, geometria e técnica de instalação dos implantes (MEREDITH *et al.*, 1997a; MEREDITH, 1998). Por este motivo, durante o preparo para instalação dos implantes osseointegrados, teve-se o cuidado de aumentar gradativamente o diâmetro das perfurações com fresas novas e farta irrigação. Glauser *et al.*(2003) demonstraram que o preparo do tecido ósseo por subfresagem traz alta estabilidade primária. Todavia, a utilização de fresas de diâmetro menor e a posterior instalação do implante pode trazer compressão óssea lateral excessiva, mostrando falsa estabilidade primária, e consequente necrose óssea, impossibilitando a proliferação de osteoblastos viáveis (ESPOSITO *et al.*, 1998). Assim sendo, a técnica para instalação dos implantes é fundamental para alcançar a estabilidade primária, por isso foi preconizado o bicorticalismo. Neste estudo, este foi alcançado através das perfurações do leito receptor com as três primeiras fresas helicoidais alcançando a cortical oposta. Pelo fato do diâmetro do implante ser menor na porção apical, a fresa de 3,15mm foi utilizada em subfresagem longitudinal diminuindo o risco de fratura óssea e assegurando o travamento implantar. Segundo o estudo de Pattijn *et al.* (2006), a ancoragem bicortical leva a maiores valores de AFR, o que é facilmente entendido já que esta mede a flexão do pino transdutor quando uma força magnética é aplicada. Desta forma, justificamos os valores tão próximos do ISQ nos dois grupos estudados.

Em todos os implantes instalados foi observado um aumento da estabilidade após dezoito semanas, tanto no grupo autógeno quanto no grupo alógeno, o que está de acordo com Friberg *et al.* (1999), Meredith *et al.* (1997a), Meredith *et al.* (1997b), Rasmusson *et al.*(1999) e Sjöstrom *et al.*(2005).

Quando se analisou a estabilidade primária, a secundária e o ganho de estabilidade não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Este fato pode ser explicado com o trabalho de Friberg *et al.* (1999) que relata que quando a estabilidade primária é alta o processo de reparação tem pouca influência na estabilidade futura do implante.

Mais um assunto a ser abordado a respeito da estabilidade primária e, principalmente, a secundária é o tipo de superfície dos implantes. As fixações utilizadas nesta pesquisa foram com superfície tratada. É indiscutível que o tratamento de superfície melhora o potencial biomecânico do implante, aumentando o contato da interface entre o osso e o implante (ALBREKTSSON e SENNERBY, 1991; CARLSSON *et al.*, 1988; KLOKKEVOLD *et al.*, 1997). Por este motivo, altos valores de frequência de ressonância foram obtidos em ambos os grupos no tempo inicial e na 18ª semana.

A média dos resultados de análise de torque de remoção foram 85,19 N.cm com mínimo 40,8 N.cm e máxima de 111,8 N.cm e 91,80 N.cm com mínima de 48,05 N.cm e máxima de 125,13 N.cm para enxertos autógenos e alógenos respectivamente, não produzindo diferenças estatísticas entre os dois grupos. Esses valores foram obtidos em dezoito semanas e são semelhantes aos resultados adquiridos por Johansson e Albrektsson (1987), onde a média de torque de remoção dos implantes em tibia de coelhos após seis meses de acompanhamento foi de 88 N.cm, com mínimo de 68 N.cm e máxima de 115 N.cm. Podemos explicar a média dos resultados no presente trabalho pelo bicorticalismo confirmando os achados de Ueda *et al.* (1991), pela geometria cilíndrica dos implantes comprovando os resultados de Brouwers *et al.* (2009) e ainda pela superfície tratada do implante que fortalece as conclusões dos estudos de Carlsson *et al.* (1988), Cho e Park (2003), Fernandes *et al.* (2007), Klokkevold *et al.* (1997), Klokkevold *et al.* (2001) e Yang *et al.* (2008).

A falta de correlação estatística entre os métodos de análise utilizados foi observada neste estudo e no trabalho de Brouwers *et al.* (2009) demonstrando que estas duas formas de análise não apresentam uma relação linear.

Os dois métodos de avaliação utilizados neste estudo não conseguiram esclarecer o que aconteceu nos enxertos instalados na parte superior dos implantes, já que ambos os métodos não produziram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Duas hipóteses podem ser formuladas em relação ao que ocorreu na intimidade da interface entre o enxerto e o implante. Na primeira suposição, nem o enxerto autógeno e nem o alógeno se uniram biologicamente aos implantes. Na segunda, todos os enxertos se osseointegraram aos implantes. Diante da existência de trabalhos na literatura,

em coelhos, comprovando que os implantes instalados simultaneamente com enxertos autógenos após doze semanas se osseointegram (Rasmusson *et al.*, 1998; Rasmusson *et al.*, 1999; Shirota *et al.*, 1991), há uma grande possibilidade da segunda teoria ser a mais provável. Com isso, as análises histológicas e histomorfométricas podem elucidar esta questão demonstrando se houve ou não contato na interface entre o osso e o implante.

## 7. CONCLUSÃO

- As estabilidades primárias e secundárias medidas por meio da análise da frequência de ressonância tiveram diferenças significativas nos implantes instalados simultaneamente com enxertos ósseos autógenos e alógenos em tíbias de coelhos.
- A comparação das medidas da análise da frequência de ressonância entre o tempo inicial dos grupos autógeno e alógeno não tiveram diferenças estatisticamente significantes. O mesmo pode ser dito em relação às medidas da análise da frequência de ressonância entre o tempo final dos grupos autógeno e alógeno.
- Não ocorreram diferenças significativas nos valores referentes à força de cisalhamento nos implantes instalados simultaneamente com enxertos ósseos autógenos e alógenos em tíbias de coelhos.

## REFERÊNCIAS

AGHALOO, T. L. e MOY, P. K. Which hard tissue augmentation techniques are the most successful in furnishing bony support for implant placement? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.22 Suppl, p. 49-70, 2007.

ALBREKTSSON, T. e SENNERBY, L. State of the art in oral implants. **J Clin Periodontol**, v.18, n.6, Jul, p.474-81, 1991.

ALBREKTSSON, T. e ZARB, G. A. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. **Int J Prosthodont**, v.6, n.2, Mar-Apr, p.95-105, 1993.

ALLARD, R. H. *et al.* Autologous versus homologous bone grafting in osteotomies, secondary cleft repairs and ridge augmentations: a clinical study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.64, n.3, Sep, p.269-74, 1987.

BRANEMARK, P. I. *et al.* Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.3, n.2, p.81-100, 1969.

BREINE, U. e BRANEMARK, P. I. Reconstruction of alveolar jaw bone. An experimental and clinical study of immediate and preformed autologous bone grafts in combination with osseointegrated implants. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.14, n.1, p.23-48, 1980.

BROUWERS, J. E. *et al.* Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. **J Oral Rehabil**, v.36, n.4, Apr, p.279-83, 2009.

BURCHARDT, H. The biology of bone graft repair. **Clin Orthop Relat Res**, n.174, Apr, p.28-42, 1983.

CAMPBELL, C. J. *et al.* Experimental study of the fate of bone grafts. **J Bone Joint Surg Am**, v.35-A, n.2, Apr, p.332-46, 1953.

CARLSSON, L. *et al.* Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.3, n.1, p.21-4, 1988.

CARR, C. R. e HYATT, G. W. Clinical evaluation of freeze-dried bone grafts. **J Bone Joint Surg Am**, v.37-A, n.3, Jun, p.549-66, 1955.

CHASE, S. W. e HERNDON, C. H. The fate of autogenous and homogenous bone grafts. **J Bone Joint Surg Am**, v.37-A, n.4, Jul, p.809-41, 1955.

CHO, S. A. e PARK, K. T. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. **Biomaterials**, v.24, n.20, Sep, p.3611-7, 2003.

CONTAR, C. M. *et al.* Maxillary ridge augmentation with fresh-frozen bone allografts. **J Oral Maxillofac Surg**, v.67, n.6, p. 1280-5, 2009.

COSMO, L. A. M. **Avaliação do uso de enxerto de osso homogêneo fresco congelado particulado em cirurgias para levantamento do assoalho do seio maxilar em humanos. Estudo clínico e histomorfométrico.** 2006. 83f. Mestre - Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2006.

DATTA, H. K. *et al.* The cell biology of bone metabolism. **J Clin Pathol**, v.61, n.5, May, p.577-87, 2008.

DE BOER, H. H. The history of bone grafts. **Clin Orthop Relat Res**, n.226, Jan, p.292-8, 1988.

DE RIU, G. *et al.* Histology and stability study of cortical bone graft influence on titanium implants. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.103, n. 4, Apr, p.e1-7, 2007.

ESPOSITO, M. *et al.* Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. **Eur J Oral Sci**, v.106, n.3, Jun, p.721-64, 1998.

FERNANDES, E.L. *et al.* Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants: a removal torque and histomorphometric study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.22, n.6, Nov-Dec, p.886-92, 2007.

FRIBERG, B. Bone augmentation at single-tooth implants using mandibular grafts: a one-stage surgical procedure. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.15, n.5, Oct, p.436-45, 1995.

FRIBERG, B. *et al.* Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.28, n.4, Aug, p.266-72, 1999.

GALEA, G. e KEARNEY, J. N. Clinical effectiveness of processed and unprocessed bone. **Transfus Med**, v.15, n.3, Jun, p.165-74 ,2005.

GLAUSER, D. A. *et al.* Resonance frequency analyses of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. **Clin Oral Impl Res**, v.15, n.4, Aug 16, p.428- 434 , 2004.

HOEXTER, D. L. Bone regeneration graft materials. **J Oral Implantol**, v.28, n.6, p. 290-4, 2002.

HOLLINGER, J. O. E. WINN S. R. Tissue engineering of bone in the craniofacial complex. **Ann N Y Acad Sci**, v.875, Jun 18, p.379-85, 1999.

INCLÁN, A. The Use of Preserved Bone Graft in Orthopaedic Surgery. **J. Bone and Joint Surg**, v.24, p.81-96, 1942.

ITO, Y. *et al.* Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. **Clin Oral Implants Res**, v.19, n.1, Jan, p.9-14, 2008.

IVANOFF, C. J. *et al.* Influence of implant diameters on integration of screw implants. An experimental study in rabbits. **Int J Maxillofac Surg**, v.26, n.2, Apr, p.141-8, 1997

JENSEN, J. e SINDET-PEDERSEN, S. Autogenous mandibular bone grafts and osseointegrated implants for reconstruction of the severely atrophied maxilla: a preliminary report. **J Oral Maxillofac Surg**, v.49, n.12, Dec, p.1277-87, 1991.

JOHANSSON, C. e ALBREKTSSON, T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.2, n.2, Spring, p.69-75, 1987.

JUNQUEIRA, L. C. C., Tecido ósseo. In: **Histologia Básica**. Rio de Janeiro Guanabara Koogan, 2004

KEITH, J. D. *et al.* Clinical and histologic evaluation of a mineralized block allograft: results from the developmental period (2001-2004). **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.26, n.4, Aug, p.321-7, 2006.

KINGMA, M. J. e HAMPE, J. F. The Behaviour of Blood Vessels after Experimental Transplantation of Bone. **J Bone Joint Surg Br**, v.46, Feb, p.141-50, 1964.

KLOKKEVOLD, P. R. *et al.* Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. **Clin Oral Implants Res**, v.8, n.6, Dec, p.442-7, 1997.

KLOKKEVOLD, P. R. *et al.* Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in rabbit. **Clin Oral Implants Res**, v.12, n.4, Aug, p.350-7, 2001.

KONDELL, P. A., MATTSSON, T. e ASTRAND, P. Immunological responses to maxillary on-lay allogeneic bone grafts. **Clin Oral Implants Res**, v.7, n.4, Dec, p.373-7, 1996.

KREUZ, F. P. *et al.* The preservation and clinical use of freeze-dried bone. **J Bone Joint Surg Am**, v.33-A, n.4, Oct, p.863-72, 1951.

KRONBERG, M. F. *et al.* Modelling the freezing response of baker's yeast prestressed cells: a statistical approach. **J Appl Microbiol**, v.104, n.3, Mar, p.716-27, 2008.

LEONETTI, J. A. e KOUP, R. Localized maxillary ridge augmentation with a block allograft for dental implant placement: case reports. **Implant Dent**, v.12, n.3, p.217-26, 2003.

LUNDGREN, S. *et al.* Simultaneous or delayed placement of titanium implants in free autogenous iliac bone grafts. Histological analysis of the bone graft-titanium interface in 10 consecutive patients. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.28, n.1, Feb, p.31-7, 1999.

MACEDO, L. G. S. **Avaliação do grau de formação e reabsorção do osso alógeno fresco congelado em procedimento de aumento vertical de rebordo.** (Dissertação). 104 p. Mestrado em implantodontia, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2006.

MEREDITH, N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. **Int J Prosth**, v.11, n.5, p.491-501, 1998.

MEREDITH, N., ALLEYNE, D. e CAWLEY, P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.7, n.3, Sep, p.261-7, 1996.

MEREDITH, N. *et al.* 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. **Clin Oral Implants Res**, v.8, n.3, Jun, p.226-33, 1997a.

MEREDITH, N. *et al.* The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. **Clin Oral Implants Res**, v.8, n.3, Jun, p.234-43, 1997b.

MOSES, O. *et al.* Severely resorbed mandible treated with iliac crest autogenous bone graft and dental implants: 17-year follow-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.22, n.6, Nov-Dec, p.1017-21, 2007.



NATHER, A., PHILIPS, G.O. e MORALES, J. IAEA/NUS Distance Learning Diploma Training Course for Tissue Bank Operators - Past, Present and Future. **Cell Tissue Bank**, v.4, n.2-4, p.77-84, 2003.

NEDIR, R. *et al.* Predicting osseointegration by means of implant primary stability. **Clin Oral Implants Res**, v.15, n.5, Oct, p.520-8, 2004.

NKENKE, E. *et al.* Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique. **Clin Oral Implants Res**, v.13, n.6, Dec, p.595-602, 2002.

NYSTROM, E. *et al.* 10-year follow-up of onlay bone grafts and implants in severely resorbed maxillae. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.33, n.3, Apr, p.258-62, 2004.

NYSTROM, E., KAHNBERG, K. E. e ALBREKTSSON, T.. Treatment of the severely resorbed maxillae with bone graft and titanium implants: histologic review of autopsy specimens. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.2, p.167-72, 1993.

PATTIJN, V.C. *et al.* The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behavior versus bending behavior. A numerical approach. **J Biomech**, v.39, n.5, p.939-47, 2006.

PELEGRINE, A. A. **Análise comparativa entre enxerto ósseo autógeno fresco e homogêneo fresco congelado, associados ou não à medula óssea autóloga: estudo clínico e histomorfométrico em coelhos.** 2006. 117f. Mestrado - Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2006.

PERROTT, D. H. *et al.* The use of fresh frozen allogeneic bone for maxillary and mandibular reconstruction. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.21, n.5, Oct, p.260-5, 1992.

QUERIDO, M. R. M. **Avaliação clínica e histológica da formação óssea na área enxertada com bloco de osso autógeno de crista ilíaca e osso alógeno fresco congelado em coelhos.** (Dissertação). 79 p. Mestrado em Implantodontia, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2007.

RASMUSSEN, L. *et al.* The influence of simultaneous versus delayed placement on the stability of titanium implants in onlay bone grafts. A histologic and biomechanic study in the rabbit. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.28, n.3, Jun, p.224-31, 1999.

RASMUSSEN, L. *et al.* Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.27, n.3, Jun, p.229-35, 1998.

ROBERTS, W. E. *et al.* Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. **Am J Orthod**, v.86, n.2, Aug, p.95-111, 1984.

SENNERBY, L. e MEREDITH, N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. **Periodontol** 2000, v.47, p.51-66, 2008.

SHIROTA, T. *et al.* An experimental study of healing around hydroxylapatite implants installed with autogenous iliac bone grafts for jaw reconstruction. **J Oral Maxillofac Surg**, v.49, n.12, Dec, p.1310-5, 1991.

SIMONDS, R. J. *et al.* Transmission of human immunodeficiency virus type 1 from a seronegative organ and tissue donor. **N Engl J Med**, v.326, n.11, Mar 12, p.726-32, 1992.

SJÖSTROM, M., LUDGREN, S. e SENNERBY, L. A histomorphometric comparison of the bone graft-titanium interface between interpositional and onlay/inlay bone grafting techniques. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.21, n.1, Jan-Feb, p.52-62, 2006.

SULLIVAN, D. Y., *et al.* The reverse-torque test: a clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.2, Mar-Apr, p.179-85, 1996.

TORREZAN, P. R. E. C. Utilização de homoenxerto congelado para reconstrução em áreas atróficas pré-implante: um relato de caso clínico. **Rev Bras Implantodont Protése Implant**, v.10, n. 39, p.201-207, 2003.

TRIPLETT, R. G. e SCHOW S. R. Autologous bone grafts and endosseous implants: complementary techniques. **J Oral Maxillofac Surg**, v.54, n.4, Apr, p.486-94, 1996.

TURKYILMAZ, I. *et al.* Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.11, n.2, Jun, p.113-9, 2009.

UEDA, M. *et al.* Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.4, p.442-7, 1991.

URIST, M. R. Bone: formation by autoinduction. **Science**, v.150, n.698, Nov, p.893-9, 1965.

URIST, M. R. *et al.* Bone morphogenesis in implants of residues of radioisotope labelled bone matrix. **Calcif Tissue Res**, v.15, n.4, p.269-86, 1974.

VACCARO, A. R. The role of the osteoconductive scaffold in synthetic bone graft. **Orthopedics**, v.25, n.5 Suppl, May, p.s571-8, 2002.

VALDERRAMA, P. *et al.* Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. **J Periodontol**, v.78, n.2, Feb, p.262-72, 2007.

VERHOEVEN, J. W. *et al.* The combined use of endosteal implants and iliac crest onlay grafts in the severely atrophic mandible: a longitudinal study. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.26, n.5, Oct, p.351-7, 1997.

VERHOEVEN, J. W. *et al.* Onlay grafts in combination with endosseous implants in severe mandibular atrophy: one year results of a prospective, quantitative radiological study. **Clin Oral Implants Res**, v.11, n.6, Dec, p.583-94, 2000.

WILSON, P. D. Experiences with a bone bank. **Ann Surg**, v.126, n.6, Dec, p.932-46, 1947.

YANG, G. L. *et al.* Bone responses to titanium implants surface-roughened by sandblasted and double etched treatments in a rabbit model. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.106, n.4, Oct, p.516-24, 2008.

### APÊNDICE A: Ficha clínica

Coelho: \_\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_

Data da Cirurgia (T 0): \_\_\_\_\_

Data do Sacrifício (T 18): \_\_\_\_\_

Tibia direita: \_\_\_\_\_

Tibia esquerda: \_\_\_\_\_

A: Autógeno  
H: Homóloga

Frequência de

		P r o x i m a l	I n f e r i o r	M e d i a l	S u p e r i o r	M e d i a
T 0	1					
	3					
T 18	1					
	3					

Ressonância

1						
8						

Torque de remoção

T 18	2	4

OBS: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

APÊNDICE B: Valores de conversão Kgf.cm para N.cm

Coelho	Kgf.cm		N.cm	
	1	3	1	3
1	5,28	4,16	51,78	40,80
2	4,84	11,18	47,46	109,64
3	11,44	7,10	112,18	69,63
4	9,52	9,82	93,35	90,30
5	7,30	7,06	71,59	69,23
6	11,14	7,06	109,24	74,53
7	12,52	11,12	122,78	109,04
8	11,18	9,20	109,63	90,22
9	11,38	12,76	111,60	125,13
10	6,66	6,82	65,31	66,89
11	10,74	4,90	105,32	48,05
12	12,08	11,40	118,47	111,80

1Kgf.cm = 9,80 N.cm