

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIA DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

OTIMIZAÇÃO DA MACROGEOMETRIA E AVALIAÇÃO DA  
RESISTÊNCIA À TORÇÃO DE PARAFUSOS DE OSSO  
CORTICAL BOVINO DESPROTEINIZADO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

OCTAVIO MAGNANI RAMOS DE OLIVEIRA

Florianópolis  
2004

Octavio Magnani Ramos de Oliveira

OTIMIZAÇÃO DA MACROGEOMETRIA E AVALIAÇÃO DA  
RESISTÊNCIA À TORÇÃO DE PARAFUSOS DE OSSO  
CORTICAL BOVINO DESPROTEINIZADO

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em  
Odontologia, da Universidade Federal de Santa Catarina como  
requisito para obtenção do Título de Mestre em Odontologia,  
área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

Florianópolis  
2004

Octavio Magnani Ramos de Oliveira

“OTIMIZAÇÃO DA MACROGEOMETRIA E AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À  
TORÇÃO DE PARAFUSOS DE OSSO CORTICAL BOVINO DESPROTEINIZADO”

*Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.*

Florianópolis, 25 de fevereiro de 2004.

---

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFSC

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini – Orientador

---

Prof. Dr. Lorival Boehs – Membro

---

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia – Membro

## DEDICATORIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Octavio e Jeanette, que com sacrifícios e dedicação me proporcionaram as condições para que eu atingisse o objetivo final, qual seja, a conclusão deste mestrado. À eles meu muito obrigado!!

Eu tenho tanto pra lhe falar  
Mas com palavras não sei dizer  
E não há nada pra comparar  
Para poder lhe explicar  
Nem mesmo o céu, nem as estrelas  
Nem mesmo o mar e o infinito  
Não é maior que o meu amor  
Nem mais bonito  
Me desespero a procurar  
Alguma forma de lhe falar  
Nunca se esqueça nenhum segundo  
Que eu tenho o amor maior do mundo  
**Como é grande o meu amor por vocês**

Roberto Carlos



## DEDICATORIA

Dedico, também, ao Prof. Ricardo de Sousa Magini que, como Mestre, soube, com sabedoria, me repreender nos momentos em que era preciso abrir meus olhos e estender a mão nas horas em que tudo parecia sem solução, permitindo, desta forma que eu concluísse este trabalho, por acreditar em meu potencial.

Aquele que não sabe  
e sabe que não sabe  
é humilde.  
Ajuda-o!

Aquele que não sabe  
e pensa que sabe  
é ignorante.  
Evita-o!

Aquele que sabe  
E pensa que não sabe  
Está dormindo.  
Desperta-o!

Aquele que sabe  
e sabe que sabe  
é sábio!  
Siga-o.

(Provérbio Chinês)  
Por isso que lhe sigo, Mestre.

## DEDICATORIA

Dedico à Carla que, com a grandiosidade do seu espírito, compartilhou comigo seu vasto conhecimento cirúrgico e, num momento crucial, demonstrou sua enorme generosidade proporcionando a minha entrada neste mestrado. Que Deus ilumine sua alma.

Não sei... se a vida é curta  
ou longa demais pra nós,  
Mas sei que nada do que vivemos tem sentido,  
se não tocamos o coração das pessoas.  
Muitas vezes basta ser:  
Colo que acolhe, braço que envolve, palavra que conforta,  
silêncio que respeita, alegria que contagia, lágrima que corre,  
olhar que acaricia, desejo que sacia, amor que promove.  
E isso não é coisa de outro mundo, é o que dá sentido à vida.  
É o que faz com que ela não seja nem curta, nem longa demais;  
mas que seja intensa, verdadeira, pura.... enquanto durar!  
"Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que  
ensina."

(Cora Coralina)

## AGRADECIMENTO

À minha namorada Tatiana, a quem por inúmeras vezes não dei a devida atenção face o desenvolvimento deste trabalho, entendendo a importância das horas dedicadas a esta pesquisa.

Aos meus pais de coração, Alexandre e Sílvia que com o seu amor, carinho e dedicação me acalentaram nos momentos difíceis dessa minha jornada. Poucos têm a felicidade de ter duas famílias tão especiais na mesma vida.

À Carolina, minha cunhada, que dedicou muitas horas do seu dia a dia na digitação deste trabalho.

Aos meus colegas de mestrado, Adriana Parisotto Macedo, Cimara Fortes Ferreira, Dircilene Colares de Souza, Gustavo dos Santos Coura e Kávio Narciso de Oliveira Castro, e do doutorado, Alberto João Zortéa Junior, José Nilo de Oliveira Freire Marco Antonio B. Pontual e Marco Aurélio Bianchini que por inúmeras vezes me apoiaram colocando-se ao meu dispor, não me deixando desanimar em nenhum momento.

Às funcionárias Gisela, Dolores, Mirian e Roseli que, com sua dedicação ao CEPID bem como a seus alunos, me proporcionaram as condições básicas de trabalho para a realização de um bom estudo.

Ao Engenheiro Mecânico Fernando de Souza Pereira, do Grucon/UFSC, que com o seu empenho tornou possível a confecção dos parafusos de osso, fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

À empresa Rudolf de Timbó, em especial ao engenheiro Fernando Otávio Scolaro que dedicou parte de seu valioso tempo possibilitando a execução dos testes desta dissertação.

*A amizade é um sentimento mais nobre do que o amor, eis que permite que o objeto dela se divida em outros afetos, enquanto o amor tem intrínseco o ciúme, que não admite a rivalidade, e eu poderia suportar, embora não sem dor, que tivessem morrido todos os meus amores, mas enlouqueceria se morressem todos os meus amigos!*

*Garth Henrichs*

OLIVEIRA, Octavio Magnani Ramos de. **Otimização da macrogeometria e avaliação da resistência à torção de parafusos de osso cortical bovino desproteínizado**. 2004. 79f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – área Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

O presente estudo tem por finalidade a otimização da macrogeometria bem como a avaliação da resistência à torção do parafuso de osso cortical bovino desproteínizado para futuro uso clínico em substituição de enxertos ósseos. Os parafusos sugeridos neste trabalho tiveram como referência as dimensões (diâmetro e comprimento), dos implantes bucais do tipo Osseotite NT MicroMini de 3,25mm x 8,5mm da marca 3i. Assim, foram confeccionados e utilizados os parafusos com as seguintes dimensões: Área da cabeça de 4,0mm x 4,0mm; comprimento total de 10,0mm, sendo 5,0mm de rosca cônica trapezoidal possuindo diâmetro de 3,0mm no maior e 2,0mm no menor e passo de 0,8mm; e 5,0mm de comprimento da cabeça. Foi aplicado sobre 12 parafusos cônicos de material de osso bovino, um movimento de torção com o uso de torquímetro, objetivando avaliar sua resistência à fratura. Foi analisado o limite máximo de torque aplicado nos parafusos (até sua fratura), comparando-se com a média da força de torção manual aplicada com uma chave digital. O resultado do aplicativo deste material e desta conicidade para uso em parafusos, mostrou-se adequado e prático, atingindo as expectativas iniciais, quando se buscou a otimização da macrogeometria com o uso de parafusos osso cortical bovino desproteínizado em uso clínico. A média do valor de ruptura do parafuso foi de 41,7 Ncm contra uma média alcançada pelo torque manual, conseguido com a chave digital, de 20,6 Ncm, onde a Análise de Variância (ANOVA) mostrou um valor de significância de 0,0009, isto é, um nível inferior a 5% (0,05), constatando que há diferença estatística significativa entre os grupos. Observou-se que os resultados do material utilizado, isto é, osso bovino desproteínizado usinado na confecção do parafuso, resistirá ao torque manual mostrando-se um método de qualidade conforme se propõe o presente estudo.

Palavras-chaves: Parafusos ósseos. Torque. Fratura. Enxerto.

OLIVEIRA, Octavio Magnani Ramos de. **Otimização da macrogeometria e avaliação da resistência à torção de parafusos de osso cortical bovino desproteínizado**. 2004. 79f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – área Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

The present investigation aimed optimize the microstructure and assess the torsion of a cortical deprotenized bovine bone screw for future clinical use to replace bone grafts. The screws suggested in this investigation were compared to the size, diameter and height of the Osteotite NT MicroMini 3.75 x 8.5 mm oral implants, from International Implants Innovations (3i), used as references. These implants were machined with the following dimensions: 4.0 mm x 4.0 mm head; total length of 10.0 mm, with 5 mm of trapezoid conical threads with 3.0 mm thickness in the greatest diameter and 2.0 mm in the smallest diameter with, thread pitch of 0.8 mm; and 5.0 mm of head length. Torsion was applied to twelve conical bovine bone screws, by means of a wrench, to assess fracture resistance. The yield torque applied to the screws were analyzed (till fracture) and compared to the mean torque applied with a digital wrench. The result of the applicability of this material and of its conical format, showed to be adequate and practical, reaching the initial expectancies, when aiming optimization of the macrostructure using deproteinized bovine bone screws clinically. The mean rupture value of the screw was 41.7 Ncm, the mean value reached by manual torque, using a digital device, was 20.6 Ncm. When Variance Analysis (ANOVA) was applied, the results showed a significance value of 0.0009, namely, a value inferior to 5% (0.05), indicating that there is a statistical difference between the groups. Due to the above statistical analysis, and after the test phase, we concluded that the results of the material used, namely, machined bovine deproteinized bone screw for the attainment of the screw, will resist to manual torque showing better quality of the material as predicted in the beginning of this research.

Key-words: Bone screws. Torque. Fracture. Graft.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
<b>2.1 Enxertos</b> .....	20
<b>2.2 Fisiologia óssea</b> .....	23
<b>2.3 Procedência dos enxertos ósseos</b> .....	24
2.3.1 Enxerto autógeno.....	25
2.3.2 Substitutos de enxertos ósseos .....	27
2.3.2.1 Alógeno .....	27
2.3.2.2 Xenógeno.....	30
<b>2.4 Transmissão de doenças através dos enxertos ósseos</b> .....	33
2.4.1 AIDS.....	34
2.4.2 Encéfalopatia espongiforme bovina (BSE) ou doença da “vaca louca”.....	35
<b>2.5 A fixação rígida dos enxertos ósseos</b> .....	36
<b>2.6 Característica das fraturas ósseas</b> .....	37
<b>2.7 Parafuso de osso</b> .....	38
2.7.1 Propriedades mecânicas.....	41
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	44
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	45
<b>4.1 Material utilizado</b> .....	46
4.1.1 A usinagem dos parafusos.....	46
4.1.2 Ferramentas utilizadas.....	47
<b>4.2 Equipamentos utilizados</b> .....	49
<b>4.3 Metodologia utilizada para fabricação dos parafusos ósseos</b> .....	50
<b>4.4 Metodologia utilizada nos teste de resistência a torção</b> .....	52
<b>4.5 Metodologia utilizada nos teste de mensuração da força de torção manual</b> .....	58
<b>5 RESULTADOS</b> .....	59
<b>5.1 Avaliação estatística</b> .....	60
<b>5.2 Resultados do teste de ANOVA</b> .....	60
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	62
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	71
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	72

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diversos modos de propagação de fraturas em seções cilíndricas de ossos através da aplicação de diferentes tipos de tensões. ....	38
Figura 2 - Parafusos do osso bovino.....	47
Figura 3 - Torno CNC Cosmos 10U da marca ROMI, USICON – UFSC. ....	49
Figura 4 - Torquímetro da marca CDI – Dial Torque Wrench, modelo 301 LDIN.....	50
Figura 5 - Corpo de prova utilizando um anel de osso cortical bovino desproteínizado.	53
Figura 6 - Brocas <i>twist drill</i> de 2,0mm de diâmetro. ....	54
Figura 7 - Broca cônica para implantes Osseotite NT MicroMini de 3,25x 8,5mm. ....	54
Figura 8 - Macho de rosca para implantes Osseotite NT MicroMini, de 3,25x 8,5mm. .	55
Figura 9 - Afixação do modelo de prova em uma morça.....	55
Figura 10 - Parafusos ósseos com a chave digital curta.....	56
Figura 11 - Adaptador entre o torquímetro e a cabeça do parafuso ósseo.....	56
Figura 12 - Display do marcador do torquímetro Dial Torque Wrench, modelo 301. ....	57
Figura 13 - Torquímetro adaptado a chave digital através de um dispositivo metálico.	58



## 1 INTRODUÇÃO

Há aproximadamente 500 milhões de anos a era Paleozóica criou uma maravilha evolutiva: o esqueleto. O mais singular deste processo foi a habilidade de reparação, mais precisamente a renovação fisiológica de tecido embrionariamente derivado. A grande maioria dos componentes celulares e moleculares da reparação do osso já foram identificados, tais como, as proteínas ósseas morfogenéticas, as quais em pouquíssimo tempo farão parte de uma prática clínica comum. Ainda, neste mesmo seguimento é possível afirmar que os materiais sintéticos produzidos em laboratório, bem como outros e novos derivados, poderão ser utilizados com a finalidade de constatar a capacidade de reconstituição do esqueleto. (HOLLINGER et al., 1996)

Neste âmbito, a reconstituição, nada mais é do que a recuperação da forma e da função de tecidos ósseos defeituosos. Portanto, os materiais mais utilizados na reconstituição são os enxertos e substitutos de enxertos ósseos, os quais podem servir para suportar o potencial inerente do osso para se reparar ou, pelo menos, para manter o tecido no local de enxertia.

O esqueleto, além de se constituir na estrutura de sustentação do corpo, também armazena cálcio e outros minerais, exercendo o seu ofício juntamente com os pulmões e rins, colaborando com a manutenção do pH do corpo mediante a produção de fosfatos e carbonatos. As proteínas constante nas fibras de colágeno que formam a matriz óssea, possuem quantidades suficientes de proteínas e minerais na estrutura óssea normal (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1995; GARG, 1999).

As imperfeições esqueléticas significativas representam um grande desafio à implantodontia, cirurgia buco-maxilo-facial, periodontia e ortopedia. Os defeitos presentes no esqueleto facial normalmente são em consequência de exodontias, traumatismos, infecções, artroses ou recessões tumorais.

Freqüentemente, tais deformações estão presentes em maxilares edêntulas atroficos, posto que, a ausência dental, ou uso de próteses desajustadas em períodos de longa duração, desencadeiam a redução do osso alveolar. Durante o processo reconstrutivo, que envolve reabilitações bucais, referentes a defeitos faciais, surge a necessidade de formação de tecidos novos, ou melhor, a formação do tecido ósseo (LYNCH, 1999).

Neste sentido, os trabalhos existentes nesta área descrevem vários métodos para a formação óssea: *enxertos ósseos* através dos processos de osteogênese, osteoindução e osteocondução (URIST, 1965; REDDI; WEITROUB; MUTHUKUMARAN, 1987); *substitutos de enxertos ósseos* através dos processos de osteoindução e osteocondução (BURCHARDT, 1983; REDDI; WEITROUB; MUTHUKUMARAN, 1987); *regeneração óssea guiada* que se utiliza de membranas para exclusão tecidual, estabilização do coágulo e manutenção do espaço com conseqüente preenchimento ósseo (DAHLIN et al., 1995) e por último a *distração osteogênica* através da tração lenta e contínua de fragmento ósseo fraturado cirurgicamente (ILIZAROV, 1989a e b). Finalmente, cabe salientar que, existe ainda a possibilidade de combinação de técnicas.

O precursor clínico na enxertia óssea foi Macewen, em 1881, através da reconstrução do úmero de uma criança. Tinha convicção que o osso possuía células osteogênicas, as quais, após a transferência, resultariam em uma nova formação óssea (BURCHARDT, 1987).

Os defeitos de rebordos são, geralmente, corrigidos através da utilização de enxertos ósseos autógenos (retirado do próprio paciente), porém, há algumas desvantagens e limitações neste procedimento, eis que se torna necessária uma segunda cirurgia para a remoção do tecido doador e, apresenta ainda, níveis de reabsorção irregulares, os quais podem requerer uma nova intervenção cirúrgica para correção e conseqüentemente, novos sítios individuais de remoção de osso (KORLOF; NYLEN; RIETZ, 1973). Outra limitação é a quantidade de material disponível para enxertias de áreas mais extensas ou com maior volume.

O aumento do tecido ósseo pode ser obtido através de biomateriais. Um material para poder ser biocompatível, deve poder interagir com o tecido hospedeiro sem desencadear resposta imunológica. Assim, o implante, sob condições estéreis, quando for realizado através de uma técnica cirúrgica apropriada, propiciará a integração do mesmo nos tecidos receptores, podendo ainda, influenciar na reparação, vindo desta forma a comportar-se como osteogênico, osteoindutor ou osteocondutor (SALLES, 2002). Tais materiais podem ser alógeno (obtido e transplantado entre seres de mesma espécie, mas geneticamente diferentes), aloplástico (proveniente de material não-ósseo) e xenógeno (adquirido e transplantado entre seres de espécies diferentes).

No almejo de evitar uma cirurgia de remoção do tecido doador, houve um aumento no número de “enxertos” alógenos, principalmente de osso desmineralizado/congelado/desidratado, porém, surge um empecilho devido a probabilidade de transmissão de doenças através de sangue e tecidos contaminados. (KORLOF; NYLEN; RIETZ, 1973).

Sobre os materiais aloplásticos, pode-se afirmar que apresentam-se em quantidades ilimitadas e com estabilidade de volume, contudo não se incorporam ao

novo osso; estando ainda, associados a altos índices de infecção, sendo que a maioria deles, com exceção da hidroxiapatita, causa reação de corpo estranho e eventual encapsulamento (HOLMES, 1979; THALLER et al., 1990).

Logo, tem-se que o substituto ósseo ideal deveria ser biocompatível, ou seja, reabsorvível e substituído por novo osso (THALLER et al., 1994). Diversos estudos confirmam que, os materiais compostos de fosfato de cálcio são extremamente atraentes, apresentam similaridades químicas e físicas com o osso humano (HOLMES; HAGLER, 1988; OHGUSHI; GOLDBERG; CAPLAN, 1989; THALLER; KIM; KAWAMOTO, 1989; THALLER et al., 1990).

O osso bovino mineral desproteinizado (OBMD), entre outros materiais, apresenta-se com propriedades especialmente favoráveis (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998). Constitui-se de carbonato apatita (THALLER et al., 1994), naturalmente poroso, 100% cristalino (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998) e com módulo de elasticidade similar ao osso natural, descrito como hidroxiapatita derivada do boi (HÜRZELER et al., 1997). É comparável física e quimicamente à matriz óssea mineralizada humana, por causa de sua estrutura natural similar (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998).

O osso bovino é processado a fim de que seja removido todo o material orgânico e se preserve a microestrutura óssea (CALLAN; ROHRER, 1993). A desproteinização total torna esse material completamente destituído de antigenicidade (THALLER et al., 1994). O produto resultante é considerado biocompatível (HÜRZELER et al., 1997), e promove crescimento ósseo por dentro de suas cavidades naturais (FUKUTA et al., 1992; KLINGE et al., 1992; SCHLICKWEI et al., 1993; THALLER et al., 1993; WETZEL; STICH; CAFFESSE, 1995; BERGLUNDH; LINDHE, 1997; HÄMMERLE et al., 1998).

As partículas de OBMD são bem integradas ao osso reparado do hospedeiro (THALLER et al., 1993; HÄMMERLE et al., 1998), isto é, o material está em contato direto com o novo osso, não apresenta reação imunológica (COHEN et al., 1994) e depois sofre processo de reabsorção osteoclástica (HÄMMERLE et al., 1998).

A hidroxiapatita bovina apresenta muitas características e vantagens semelhantes as do osso desmineralizado/ congelado/desidratado - os pacientes não necessitam se submeter a procedimentos cirúrgicos para obtenção de material (enxertos autógenos); fonte ilimitada de material; facilidade no manuseio do material e confiabilidade nos resultados, quando aplicados os princípios cirúrgicos e de esterilização. A impossibilidade de transmissão de doenças é uma vantagem a mais oferecida pelo osso xenógeno mineral, devido a remoção completa dos elementos orgânicos (CALLAN; ROHRER, 1993).

O implante mais freqüentemente usado na ortopedia e na odontologia é o parafuso metálico. Atualmente, vem sendo utilizados diferentes materiais biodegradáveis para a construção destes parafusos visando eliminar uma série de complicações associadas ao uso de parafusos metálicos (MORA, 2000).

Neste sentido, Müller; Allgower; Schneider (1991) ressaltaram a necessidade da remoção dos parafusos metálicos utilizados na fixação ortopédica; eis que dependendo do tipo de metal utilizado podem causar reabsorção do osso cortical quando submetidos à tensão. Podemos estender esta preocupação para os parafusos utilizados para fixação (fraturas, enxertos aposicionais e membranas) em procedimentos odontológicos.

Desta forma, torna-se muito importante a retirada dos dispositivos implantados, uma vez que tenham cumprido a sua função. A referida remoção, exige

uma segunda intervenção cirúrgica, a qual possui um custo elevadíssimo. (BÖSTMAN et al., 1989).

Ainda, deve-se destacar que, as vantagens psicológicas, para o paciente ao poder executar seu tratamento de reparação óssea com uma única intervenção cirúrgica, são profundamente marcantes. Portanto, a busca por materiais absorvíveis que possam auxiliar na reparação de defeitos presentes no esqueleto facial é uma meta da pesquisa a curto prazo. O desenvolvimento de implantes absorvíveis é o caminho a ser seguido.

Alguns materiais desenvolvidos para construir parafusos implantáveis e absorvíveis apresentam alguns problemas, tais como, inflamação. Equiparado a equivalentes metálicos a principal desvantagem dos sistemas atuais de parafusos absorvíveis é o custo, eis que o preço de um parafuso de 4,5 X 50mm de material polimérico reforçado custa aproximadamente 15 vezes mais que aquele de metal com aplicações equivalentes e facilmente disponíveis no mercado (BÖSTMAN, 1991), diante disso, pesquisadores da Universidade Federal de Santa Catarina (CEPID e GRUCON) vêm tentando desenvolver parafusos de osso como material de implante (MORA, 2000; SALLES, 2002; SCHIOCHETT, 2002; BENTO, 2003).

Com estudos já realizados, tornou-se possível constatar que a usinagem de parafusos ósseos provém de inúmeros processos físicos, químicos e tecnológicos de natureza muito complexa. A manipulação do referido material detém algumas limitações, sendo muito importante a função para a qual se destina o parafuso em questão.

Os parafusos ósseos usinados a partir de osso cortical bovino desproteínizado, apresentam um potencial osteocondutor, na medida em que se constituí em matriz física e absorvível, podendo ser utilizados como material de

preenchimento em atrofia óssea, fixadores de enxertos em bloco, de membranas orientadoras na regeneração óssea guiada, concorrendo ainda, para um fim comum na terapia periodontal e na fixação de fraturas ósseas (SCHIOCHETT, 2002; SALLES, 2002).

É possível afirmar que, determinados processos biológicos, dentre eles a dinâmica óssea, são controlados através da influência recíproca de fatores mecânicos e biológicos onde estímulos funcionais desencadeiam respostas determinando o metabolismo do órgão ao qual esse estímulo foi dirigido.

Um dos objetivos do presente estudo é o de constatar que a utilização de parafuso absorvível de origem bovina com indicação específica pode garantir uma aplicação tão eficiente quanto os metálicos, lembrando, ainda, das vantagens obtidas pelo paciente, eis que o mesmo necessita de apenas uma intervenção cirúrgica devido a capacidade osseocondutora.

O osso selecionado para ser usinado foi o cortical bovino desproteínizado, uma vez que este apresenta melhores condições para o devido processo em virtude de suas características físicas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA<sup>1</sup>

A reconstrução de defeitos ósseos, como as seqüelas de perda de osso provocadas por exodontias, infecções induzidas, desenvolvimento de malformações, reações cirúrgicas dentre outras, levam os especialistas a procedimentos ortopédicos e odontológicos de grandes proporções. A necessidade de induzir a reparação do osso, com o objetivo de recuperar deficiências de estrutura, tem desenvolvido a aplicação de uma gama de materiais (HOLLINGER et al., 1996). Neste contexto, didaticamente, esta revisão será subdividida em: enxertos, fisiologia óssea, procedência dos enxertos ósseos, transmissão de doenças através dos enxertos ósseos, fixação rígida dos enxertos ósseos, características das fraturas ósseas, parafuso de osso.

### 2.1 Enxertos

O conhecimento científico obtido atualmente em relação a fisiologia óssea e biocompatibilidade possibilita o manuseio terapêutico de tecnologias reconstrutivas de áreas ósseas consideradas perdidas.

Tanto na medicina, quanto na odontologia tais procedimentos têm evoluído permitindo a utilização de diversos materiais biocompatíveis, contanto que o

---

<sup>1</sup> Baseado na NBR 10520:2002 da ABNT.



profissional utilize de forma correta os protocolos pré-estabelecidos, compreendendo suas indicações e limitações. (SALLES, 2002)

Os enxertos ósseos fazem parte dos mais antigos métodos reconstrutivos que se tem conhecimento para reconstituir o sistema músculo-esquelético, sendo todavia o procedimento mais comumente utilizado na ortopedia moderna (FRIEDLAENDER, 1987).

Após realização do enxerto ósseo, ocorrem algumas reações na região enxertada, sendo que, das reações a mais desejada é a sua integração ao sistema (LIND, 1998).

Na odontologia, os enxertos ósseos são utilizados no tratamento de defeitos ósseos periodontais e no restabelecimento da arquitetura perdida por processos de reabsorção óssea ou devido a traumas acidentais.

Quando o paciente não possui mais a dentição, o rebordo ósseo já não apresenta estímulos adequados de carga funcional, causando a perda de volume e forma originais. Os processos reconstrutivos, tanto estético quanto funcional, em virtude da quantidade, qualidade ósseas insuficientes, ou ambas, podem se tornar muito complicados. A condição de invalidez oral ocasiona sérios problemas na mastigação e fonação do indivíduo, além do impacto negativo nas atividades sociais.

Existem vários termos utilizados a respeito de enxerto ósseo, todavia não há um consenso sobre suas definições. (OUHAYOUN, 1997):

- a) osteogênese: diz respeito a todos os passos e processos que levam à formação óssea. Este termo define a capacidade dos enxertos ósseos de formar osso através de células osteoblásticas contidas no enxerto transplantado;

b) osteoindução: é um processo ou parte de um processo que inicia a osteogênese através de células originariamente não envolvidas na formação óssea.

Podemos denominar como osteoindutores, um enxerto, um biomaterial ou uma substância, quando colocados em um meio não ósseo (sítio ectópico<sup>2</sup>) provém a formação óssea.

O enxerto, o biomaterial ou a substância são capazes de recrutar células pré-osteogênicas, ou direcionar células mesenquimais indiferenciadas em uma diferenciação osteocondrogênica ou ainda, reverter células já comprometidas direcionando suas diferenciações para células formadoras de osso. Fatores como as Proteínas Ósseas Morfogenéticas (BMPs) encontram-se ligadas a este mecanismo.

A implantação de material no interior de bolsas criadas no abdômen de animais, como ratos e coelhos, faz parte do modelo experimental mais utilizado para testar o potencial osteoindutivo de um enxerto, de um biomaterial ou de uma substância (OUHAYOUN, 1997);

c) osteocondução: faz parte do processo que possibilita a osteogênese quando células já comprometidas com a formação óssea fazem parte de um ambiente fechado.

Pode-se dizer que um material é osteocondutivo quando a estrutura e a composição química possibilitam uma nova formação óssea a partir de um osso pré-existente. Logo, o referido material deve ser introduzido em um sítio ósseo, ou seja, um sítio ortotópico<sup>3</sup>. Normalmente, o modelo

---

<sup>2</sup> Que se realiza ou funciona fora da localização normal.

<sup>3</sup> Que se realiza ou funciona em sítio idêntico.

experimental utilizado é um defeito cirúrgico na calvária de ratos ou coelhos (OUHAYOUN, 1997).

## **2.2 Fisiologia óssea**

As cirurgias reconstrutivas têm utilizado por repetidas vezes os enxertos ósseos. A diversidade de alternativas de reconstrução tem gerado avanços na cirurgia crânio-facial, pois aumentou a necessidade de doação de ossos, bem como das técnicas que permitam a transferência de material ósseo para áreas distantes.

Os resultados na aplicação clínica dependem do conhecimento da fisiologia de transferência e da cicatrização óssea, acompanhado da literatura experimental de sobrevivência do enxerto.

Os tecidos em geral apresentam uma capacidade limitada de regeneração e cicatrização através da formação de um tecido cicatricial, enquanto que o tecido ósseo encontra-se em estado constante de reparação e substituição (MANSON, 1994).

Nos últimos tempos têm-se discutido muito sobre a formação do osso, sendo que a literatura atual demonstra que ainda resta muito para ser desvendado sobre a fisiologia da cicatrização desse tecido (PROLO; RODRIGO, 1985).

O osso é composto por materiais orgânicos e inorgânicos (MARTIN; NG; SUDA, 1989), sendo que aproximadamente dois terços do peso ósseo é de material inorgânico (sais de cálcio), e o restante é basicamente matriz de proteína fibrosa (colágeno). Os osteócitos produzem o tecido osteóide que se mineraliza, e por esta

razão, as referidas células ficam rodeadas por lamelas ósseas concêntricas (THOMPSON; CASSON, 1970).

O osso é formado no momento em que osteoblastos, derivados do endóstio, perióstio ou fontes induzidas, são inculidos a produzir tecido osteóide, que é subseqüentemente mineralizado (FRIEDLAENDER, 1987). Os osteócitos continuam a existi como osteons, rodeados por osso e nutridos pelos sistemas haversianos (HOBAR; BYRD, 1990).

Os osteoclastos,ou células gigantes multinucleadas, são responsáveis pela absorção do osso, removendo parte do mineral e da matriz, desaparecendo posteriormente (HOBAR; BYRD, 1990).

### **2.3 Procedência dos enxertos ósseos**

Geralmente na terapia reconstrutiva são utilizados materiais de preenchimento. O biomaterial tem quatro possibilidades de obtenção, podendo assim, ser retirado do próprio paciente (enxerto autógeno intra ou extrabucal); ser obtido em bancos de ossos (material alógeno); derivar de material não-ósseo (materiais aloplásticos) ou ainda ter origem bovina (material xenógeno).

### 2.3.1 Enxerto autógeno

O enxerto ósseo autógeno é originário do próprio receptor. É possível constatar que dentre os vários tipos de enxertos existentes, este é considerado o que mais preserva células viáveis (ROSENBERG; ROSE, 1998). É composto por células tronco osteoprogenitoras e osteoblastos ativos, e a cicatrização provém da osteogênese.

Podem ser removidos de sítios intra ou extrabucais nas formas particuladas ou em blocos. Os sítios intrabucais mais freqüentemente empregados são áreas de tuberosidade maxilar, sítios de extração, rebordo edêntulo, tórus, corpo e ramo de mandíbula e área de sínfise mentoniana (ROSENBERG; ROSE, 1998).

Os dois sítios de extração óssea autógena necessitam de uma segunda intervenção cirúrgica, sendo que a remoção extrabucal apresenta um custo elevado, pois exige a internação hospitalar, o aumento da morbidade, e uma equipe multidisciplinar (TRIPPLET; SCHOW, 1998).

Cabe salientar que, é considerado o melhor material para reconstrução dos rebordos maxilares e mandibulares (OUHAYOUN, 1997).

Assim, o enxerto autógeno de áreas doadoras intrabucais é comprovadamente uma das técnicas mais realizadas atualmente em Implantodontia. As regiões mais utilizadas são a sínfise e o corpo/ramo mandibular. O uso dessas possibilidades cirúrgicas está crescendo entre cirurgiões buco-maxilo-faciais, periodontistas, implantodontistas e clínicos que praticam a reconstrução do rebordo visando a futura colocação de implantes (TRIPPLET; SCHOW, 1998).

O enxerto autógeno intrabucal, apesar da necessidade de um segundo sítio cirúrgico, se constitui um procedimento seguro e aplicável clinicamente e deve ser recomendado sempre que possível. Pacientes freqüentemente consentem a remoção do enxerto ósseo de sítios intrabucais. A quantidade limitada de osso para enxertia representa a única limitação deste procedimento. Nestas situações, torna-se necessário recorrer à áreas extrabucais, aos enxertos alógenos, enxertos xenógenos ou aos substitutos de enxertos ósseos derivados de material não-ósseo (POLIDO; MARINI, 2001).

Todavia deve-se destacar, que não apresenta problemas potenciais de diferença de histocompatibilidade <sup>4</sup> e nem risco de transferência de doenças (BRUNSVOLD; MELLONIG, 1993). É considerado, ainda, o melhor material para reconstrução dos rebordos maxilares e mandibulares (OUHAYOUN, 1997).

Todavia, podem ser removidos de sítios intra ou extrabucais nas formas particuladas ou em blocos. Os sítios intrabucais mais comumente utilizados são áreas de tuberosidade maxilar, sítios de extração, rebordo edêntulo, tórus, corpo e ramo de mandíbula e área de sínfise mentoniana (ROSENBERG; ROSE, 1998).

Os sítios de extração óssea autógena devem ser submetidos a um segundo campo cirúrgico, apresentando por este motivo um custo mais dispendioso, posto que a remoção extrabucal exige internação hospitalar, o aumento da morbidade, além de uma equipe multidisciplinar (TRIPPLET; SCHOW, 1998).

Apesar do custo elevado, em decorrência da segunda intervenção cirúrgica, pode-se considerar o enxerto autógeno intrabucal como um procedimento seguro e aplicável clinicamente, devendo assim, ser recomendado sempre que possível. A quantidade limitada de osso para enxertia representa a única limitação para este

---

<sup>4</sup> Capacidade de um tecido ou de um órgão de doador ser aceito por um receptor, permanecendo funcional.

procedimento, tornando-se, neste caso, necessário, recorrer à áreas extrabucais, aos enxertos alógenos, enxertos xenógenos ou aos substitutos de enxertos ósseos derivados de material não-ósseo (POLIDO; MARINI, 2001).

### 2.3.2 Substitutos de enxertos ósseos

Os materiais mais comumente usados como substitutos de enxertos ósseos são os alógenos e os xenógenos.

#### 2.3.2.1 Alógeno

Este tipo de enxerto ocorre através da retirada de osso de um ser humano para ser transplantado em outro, diferente geneticamente, sendo que tal retirada ocorre a partir da autópsia, de doadores humanos, realizada no período *pos mortem* durante o intervalo de 12 h. O material é liofilizado após uma série de passos para processamento físico e químico, de acordo com as diretrizes da Associação Americana de Bancos de Tecido, buscando a prevenção na transmissão de doenças (OUHAYOUN, 1997).

O “enxerto” alógeno apresenta uma grande vantagem para o paciente, posto que não necessita de uma cirurgia adicional (intra ou extrabucal).

Os bancos de tecidos são diretamente responsáveis pela comercialização deste material (OUHAYOUN, 1997).

O enxerto em questão pode se apresentar de duas maneiras:

a) **osso humano congelado/desidratado - freeze-dried bone (FDBA)** É um biomaterial mineralizado, o qual adentrou na terapia periodontal em 1976 (MELLONIG et al., 1976), sendo um material essencialmente osteocondutor, não ativando por este motivo crescimento ósseo, porém se comporta como estrutura, a fim de que o próprio osso natural do paciente cresça sobre ele. Normalmente, o enxerto é reabsorvido e substituído por um novo osso (BOYNE, 1993).

Diversas pesquisas puderam comprovar que o FDBA associado ao osso autógeno é mais eficaz no preenchimento ósseo do que quando utilizado de forma isolada. (MELLONIG, 1991)

b) **osso humano desmineralizado/congelado/desidratado - decalcified freeze-dried bone (DFDBA)** Este tipo de biomaterial passa por um processo de desmineralização, com ácido hidrocloreídrico, que expõem as proteínas ósseas morfogenéticas – BMPs<sup>5</sup> (SCHIOCHETT, 2002).

Restam todavia, dúvidas com relação a cicatrização dos enxertos DFDBA. Determinados autores acreditam que a cicatrização ocorra através da osteoindução (MELLONIG; BOWERS, 1990; BOYNE, 1993).

Esta fase da cicatrização envolve células pluripotenciais provenientes do osso do sitio receptor, que são recrutadas e diferenciadas em células formadoras de osso (osteogênica). Geralmente, o aloenxerto é reabsorvido pelo osso receptor. O

---

<sup>5</sup> Macromoléculas solúveis, localizadas na matriz extracelular do osso, que induzem células mesenquimais indiferenciadas a diferenciarem-se em células formadoras de osso.



processo regenerativo é induzido pelas BMP e quiçá por outros fatores de crescimento liberados pelo próprio enxerto (ELLIS, 1991; SPAMPATA; WERTHER; HAUSCHKA, 1992).

A incorporação dos enxertos alógenos difere, em vários pontos, da dos autógenos. O crescimento vascular e a formação óssea, nos aloenxertos, ocorrem de forma mais lenta e menos completa, caracterizado-se pela presença de maior atividade de reabsorção (GOLDBERG; LANCE, 1972; KING, 1976; BURCHARDT; ENNEKING, 1978).

Quando comparados aos auto-enxertos, a incorporação dos aloenxertos torna-se mais difícil e menos previsível sob dois fatores. A disparidade genética entre o doador e o hospedeiro causa uma maior resposta imunológica aos componentes do tecido transplantado. Em teoria, quanto maior a disparidade genética, maior é a resposta do hospedeiro e mais difícil é a incorporação e sobrevivência do enxerto. O outro fator está relacionado aos procedimentos de preservação do enxerto que alteram os elementos do mesmo. Estas alterações são causadas pelas técnicas de desmineralização, liofilização e esterilização, que causam a morte celular, reduzindo o poder do enxerto de agir em sua capacidade produtiva óssea normal (WATROUS; ANDREWS, 1989).

A imunogenicidade do osso é demonstrada em várias pesquisas quando ocorrem reações secundárias nos linfonodos, aumento da inflamação nos enxertos alógenos, reações inflamatórias prolongadas e modelos alterados de cicatrização do enxerto. (BONFIGLIO; JETER, 1972). Em resumo, as evidências experimentais sugerem que o osso é imunogênico, apesar de não serem identificados, ainda, os agentes imunógenos (BURCHARDT, 1983).

O osso liofilizado também é utilizado com freqüência como aloimplantes. Em geral o processo de liofilização pode diminuir a imunogenicidade, mas não sem afetar a eficácia do implante. A forma mais comum de liofilizar ossos consiste em resfriar as amostras a temperaturas entre  $-20^{\circ}\text{C}$  até  $-196^{\circ}\text{C}$  (armazenagem em nitrogênio líquido). A irradiação de osso tem sido tentada como meio de esterilização e de destruição dos antígenos contidos na matéria óssea a enxertar. Uma irradiação de 2 a 3 megarads é suficiente para esterilizar e destruir as propriedades antigênicas do osso, mas o efeito concorre com a capacidade de osteoindução que diminui no osso irradiado.

#### 2.3.2.2 Xenógeno

Ao contrário dos enxertos autógeno e alógeno, o “enxerto” xenógeno é adquirido e transplantado entre seres de espécies diferentes.

Há duas fontes disponíveis de xeno-enxertos que servem como substitutos ósseos: osso bovino e o coral natural. As técnicas de processamento das espécies são distintas, porém tanto uma quanto a outra fornecem produtos finais biocompatíveis e estruturalmente semelhantes ao osso humano (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998):

- a) osso bovino: habitualmente, nos procedimentos de enxertia o osso bovino é o material mais utilizado sendo, todavia, considerado alternativo ao FDBA ou ao DFDBA, devido ao decréscimo de indivíduos que aceitam receber enxertos alógenos em função da possibilidade de transmissão de

doenças. Os enxertos xenógenos são osteocondutores e são facilmente obtidos (OUHAYOUN, 1997).

Cross (1957) já levantara em sua obra a questão referente a um antigo esforço na utilização de osso bovino em defeitos ósseos ou no tratamento bucal. Em 1934, pela primeira vez foi relatado o uso do referido material, que foi cozido e transformado em pó, para efetuar experimentos em animais. O produto resultante foi inserido em defeitos periodontais, confeccionados cirurgicamente. No ano anterior (1956) verificou-se a indicação do uso dos *purum*, osso bovino tratado de onde se removiam os lipídios, o tecido conjuntivo e as proteínas. Ainda em 1957, Cross relatou 4 casos em que foi utilizado osso bovino tratado com etileno-diamino, semelhante ao *os purum*;

b) coral natural - carbonato de cálcio (derivado de material não-ósseo).

Um substituto de enxerto ósseo pode ser o esqueleto de Coral Natural, do gênero Porites, obtido do Grande Recife de Barreira de Coral na Nova Caledônia. O material é coletado e deixado secando ao sol por alguns dias. Com um tratamento ultra-sônico é eliminada a porção orgânica e, posteriormente, esterilizado em autoclave durante 60 min em temperatura de 131° C (OUHAYOUN, 1997).

Com uma composição de 99% de carbonato de cálcio, na forma de aragonita e 1% composto de material orgânico (aminoácidos), o esqueleto de Coral (OUHAYOUN, 1997) possui uma estrutura porosa com o diâmetro dos poros variando entre 100 µm e 200 µm, similar à porosidade do osso esponjoso (GUILLEMIN et al., 1987). O coral é biocompatível, reabsorvível, apresenta um alto potencial osteocondutor (PIATTELI; PODDA; SCORANO, 1997) e nenhum potencial indutor (OUHAYOUN, 1997). Quando comparado a outros substitutos ósseos,

produz resultados clínicos similares (MORA; OUHAYOUN, 1995; KIM et al., 1996; GAO et al., 1997).

O osso bovino mineral desproteínizado (OBMD), entre outros materiais, apresenta-se com propriedades especialmente favoráveis (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998). Constitui-se de carbonato apatita (THALLER et al., 1994), naturalmente poroso, 100% cristalino (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998) e com módulo de elasticidade similar ao osso natural, descrito como hidroxapatita derivada do boi (HÜRZELER et al., 1997). É comparável física e quimicamente à matriz óssea mineralizada humana, por causa de sua estrutura natural similar (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998).

O osso bovino é processado a fim de que seja removido todo o material orgânico e se preserve a microestrutura óssea (CALLAN; ROHRER, 1993). A desproteínização total torna esse material completamente destituído de antigenicidade (THALLER et al., 1994). O produto resultante é considerado biocompatível (HÜRZELER et al., 1997), e promove crescimento ósseo por dentro de suas cavidades naturais (FUKUTA et al., 1992; KLINGE et al., 1992; SCHLICKWEI et al., 1993; THALLER et al., 1993; WETZEL; STICH; CAFFESSE, 1995; BERGLUNDH; LINDHE, 1997; HÄMMERLE et al., 1998).

As partículas de OBMD são bem integradas ao osso regenerado do hospedeiro (THALLER et al., 1993, HÄMMERLE et al., 1998), isto é, o material está em contato direto com o novo osso, não apresenta reação imunológica (COHEN et al., 1994) e depois sofre processo de reabsorção osteoclástica (HÄMMERLE et al., 1998).

A hidroxapatita bovina apresenta muitas características e vantagens semelhantes as do osso desmineralizado/ congelado/desidratado - os pacientes não

necessitam se submeter a procedimentos cirúrgicos para obtenção de material (enxertos autógenos); fonte ilimitada de material; facilidade no manuseio do material e confiabilidade nos resultados, quando aplicados os princípios cirúrgicos e de esterilização. A impossibilidade de transmissão de doenças é uma vantagem a mais oferecida pelo osso xenógeno mineral, devido a remoção completa dos elementos orgânicos (CALLAN; ROHRER, 1993).

A osseointegração dos implantes não é ameaçada pela presença do OBMD, uma vez que este não impede a migração de células ósseas junto à superfície dos mesmos. Estudos realizados constataram não existir contato entre as partículas do material e a superfície do implante (BERGLUNDH; LINDHE, 1997; HÄMMERLE et al., 1998).

A hidroxiapatita bovina deve ser considerada como alternativa de enxerto para o material alógeno congelado/desidratado, uma vez que é cada vez maior o número de pessoas que não aceitam receber material alógeno face ao risco de transmissão de doenças (SCHIOCHETT, 2002).

#### **2.4 Transmissão de doenças através dos enxertos ósseos**

A utilização de enxertos ósseos alógenos e xenógenos é motivo de preocupação face á possibilidade de transmissão de doenças através do sangue e tecidos contaminados, ainda que remota (SCHIOCHETT, 2002).

Na utilização de enxertos não-autógenos podemos considerar o risco de transmissão, principalmente, de duas doenças: AIDS, na transplantação alógena e encéfalopatia espongiforme bovina (BSE), na transplantação de osso xenógeno.

#### 2.4.1 AIDS

A síndrome da imuno deficiência adquirida pode ser transmitida para pacientes receptores de transplantes de rins, coração e fígado, assim como, enxertos de pele (ANGERMAN; JEPSEN, 1991) e enxertos ósseos contaminados (SIMONDS et al., 1992).

Na expectativa de evitar-se a contaminação é necessária uma seleção rigorosa dos doadores potenciais, através de: revisão médica, teste de anticorpo e antígeno ao vírus do HIV, autópsia, exame acurado dos linfonodos (janela imunológica). Se esses procedimentos forem rigorosamente aplicados, o risco de contaminação é de, aproximadamente, 1 indivíduo para 6 milhões (BUCK; MALININ; BROWN, 1989).

#### 2.4.2 Encéfalopatia espongiforme bovina (BSE) ou doença da “vaca louca”

Quando da realização do processo de enxertia, devemos observar as mesmas considerações feitas ao material de origem humana quando o mesmo for proveniente de bovinos, com pequenas diferenças:

a) os animais devem ser selecionados de rebanhos não expostos à encéfalopatia espongiforme bovina desde 1980 e ter comprovada a não utilização de alimentação com carne infectada ou com ossos (OUHAYOUN, 1997).

Em novembro de 1986, um rebanho Inglês foi exposto ao agente causador da doença pela administração de alimentos derivados de ruminantes e carne com osso. Esta foi a primeira vez em que a doença (BSE) foi identificada em bovinos.

A contaminação se deu de forma alarmante, tanto que de 9 casos (em junho de 1987) evoluiu para 138.359 casos (novembro de 1994) de BSE confirmados e registrados (OUHAYOUN, 1997).

Existem relatos que indicam a ocorrência de encéfalopatia espongiforme em fazendeiros que tiveram contato com rebanhos afetados com a doença da vaca louca. No entanto não se verifica, até a presente data, nenhum caso de contaminação da doença pela utilização de material derivado de osso bovino (OUHAYOUN, 1997).

Deve-se lembrar ainda, que o osso bovino mineral inorgânico oferece a vantagem da impossibilidade de transmissão de doença devido a remoção completa dos elementos orgânicos do material (CALLAN; ROHRER, 1993).

## 2.5 A fixação rígida dos enxertos ósseos

São largamente utilizados na reconstrução e aumento de rebordos do sistema esqueleto crânio-facial, os enxertos ósseos aposicionais. Estudos clínicos e experimentais demonstram, porém, que freqüentemente existe perda considerável e imprevisível do volume do enxerto causado pela reabsorção óssea. Este fenômeno tem levado á muitas investigações, e desconfia-se que vários fatores sejam responsáveis pela sobrevivência do enxerto (HARDESTY; MARSH, 1987; PHILLIPS; RAHN, 1988; LIN et al., 1990).

O resultado da fixação rígida na sobrevivência do enxerto ósseo foi pesquisado por Philips e Rahn (1988). Mandíbulas de ovelhas foram utilizadas como sítio para o processo de enxertia, demonstrando uma melhor sobrevivência dos enxertos fixos sobre os sem fixação. Enxertos membranosos fixos tiveram 85% de sobrevivência, 10% a mais que os enxertos sem fixação. Os enxertos endocondrais fixos sobreviveram com 75% de seus volumes, enquanto os sem fixação mantiveram somente 17% do volume. A indução a um aumento da reabsorção é causada por movimentos entre os ossos.

La Trenta et al. (1989) em modelo com cães determinaram que enxertos ósseos “inlays” sobreviviam 10% melhor que os enxertos “onlays”, e que a fixação rígida aumentava a sobrevivência sobre aqueles fixos com sutura. A sobrevivência do osso endocondral foi aumentada em 50% e a do osso membranoso foi aumentada em 10%. A origem embriológica foi o único fator determinante da manutenção do volume nos ossos sobreviventes. Foram demonstradas em análises



histológicas uma união óssea nos enxertos fixos rigidamente, ao passo que prevaleceu uma união fibrosa nos enxertos com fixação não-rígida.

Os autores acreditam que os efeitos da fixação rígida na sobrevivência do enxerto ósseo pode ser explicada de três maneiras: 1) a imobilização favoreceu a vascularização mais rápida; 2) a compressão permitiu maior superfície de contato entre o sítio do enxerto e o enxerto, permitindo melhor *creeping substitution*, minimizando a fase reabsortiva e estimulando mais cedo o aparecimento da fase aposicional de cicatrização óssea; 3) a consolidação antecipada do enxerto e o sítio receptor permitiram o aparecimento mais cedo da fase aposicional e um crescimento mais eficiente de células osteogênicas. Neste estudo, o sítio receptor foi considerado como não tendo influência na sobrevivência dos enxertos ósseos.

## **2.6 Característica das fraturas ósseas**

Exposto a tensões, o osso exibe comportamento estrutural, seja de natureza experimental ou fisiológica. Esta resposta depende da massa do tecido, das propriedades do material e da sua geometria. No entanto, sob tensões muito fortes ele fraturará, como qualquer outro material sólido. Uma fratura é um evento que uma vez iniciado em nível do material (fibra, matriz, ou ambos) progride em nível estrutural (celular) até esgotar a capacidade do osso como um todo de suportar a carga a que está submetido. A FIG 1 apresenta tipos de falhas de estruturas ósseas observadas em estudos experimentais. Falhas nos ossos compridos do corpo

geralmente ocorrem por uma combinação de compressão, flambagem e torção (MORA, 2000).

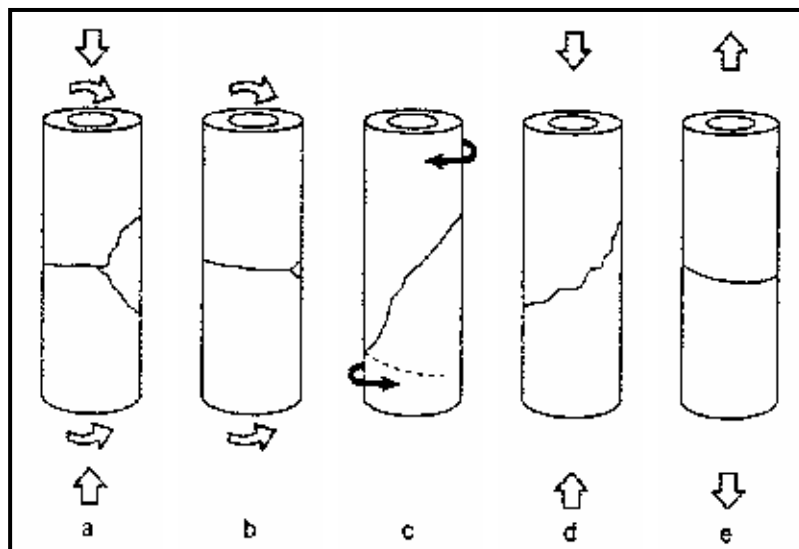


Figura 1 - Diversos modos de propagação de fraturas em seções cilíndricas de ossos através da aplicação de diferentes tipos de tensões: a) uma combinação de compressão axial e flexão causa uma fratura transversa com um fragmento tipo “borboleta” (triangular); b) flexão pura causa uma fratura predominantemente transversa com um fragmento tipo borboleta bem pequeno; c) torção pura causa uma fratura espiral; d) compressão pura causa uma fratura oblíqua; e) tração pura causa uma fratura puramente transversal.

Fonte: Einhorn; Aziar; Goldstein, 1992.

## 2.7 Parafuso de osso

Atualmente estão sendo utilizados diferentes materiais bioabsorvíveis em substituição aos parafusos metálicos empregados na odontologia, com fixação de enxertos ósseos, ou na ortopedia, como sistema de fixação de fraturas. A construção

desses parafusos, objetiva eliminar uma gama de complicações associadas ao uso do metal. A principal desvantagem dos parafusos metálicos é a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica para remoção dos mesmos após terem cumprido suas funções (MORA, 2000). Para os parafusos metálicos utilizados na fixação de fraturas e enxertos ósseos, recomenda-se que os mesmos sejam removidos, pois podem causar reabsorção óssea dependendo do material utilizado (MÜLLER; ALLGOWER; SCHENEIDER, 1991). A necessidade deste procedimento implica em desconforto físico e psicológico para o paciente e no aumento do seu custo.

Uma vez que não necessitam de remoção e oferecem maiores vantagens clínicas, o desenvolvimento de implantes absorvíveis é uma meta de pesquisa a ser perseguida a curto prazo (BÖSTMAN, 1991).

A reconstrução anatômica de defeitos ósseos causados por exodontias, infecções, remoção de cistos e tumores, malformações e outros, conduzem os profissionais da área a uma tarefa de grandes dimensões. O desenvolvimento e a aplicação de um grande número de materiais tornaram-se indispensáveis ante a necessidade de induzir a reparação óssea, com o fim de se recuperar deficiências estruturais (HOLLINGER et al., 1996).

A usinagem de parafusos ósseos constitui-se em uma série de procedimentos físicos, químicos e tecnológicos de natureza complexa. Devem ser consideradas limitações quanto ao manuseio desse tipo de material, com vista ao que se destina o parafuso em questão. Osso é um tecido vivo com uma matriz de colágeno impregnado com sais minerais, fosfato de cálcio (85%), carbonato de cálcio (10%) e pequenas quantidades de fluoreto de cálcio e fluoreto de magnésio (GARG, 1999).

Por apresentar especificidades de resistência, o tecido ósseo cortical é suscetível de usinagem. Em geral, as corticais com maior espessura encontram-se em ossos de extremidade. Sabe-se que em regiões de maior concentração de tensão, o osso cortical responde com alinhamento de suas fibras na direção da carga, produzindo material em maior quantidade e mais resistência às forças mecânicas (MULLENDER; HUISKES; WEINANS, 1994).

Parafusos usinados em osso cortical bovino desproteínizado, podem ser classificados como biomaterial com características osseocondutora, na medida em que se constitui em matriz física e absorvível, propriedades facilitadoras na recuperação de áreas ósseas perdidas. (SALLES, 2002)

Vários são os requisitos necessários para a fixação inicial de implantes metálicos ou de parafusos ósseos. Dentre eles destacamos o preparo ósseo sem traumas; o maior contato entre o osso vivo e a superfície do implante; a ausência de movimento na interface durante a cicatrização; e a densidade óssea. Esta última é, provavelmente, o parâmetro mais importante para a ancoragem primária e a ausência de movimento durante a primeira etapa da cicatrização. Também pode influenciar no preparo da osteotomia resultando em excesso de calor e conseqüente dano ao tecido, o que vai depender da habilidade do profissional (ALBRECKTSSON, 1983).

### 2.7.1 Propriedades mecânicas

Pesquisas desenvolvidas no decorrer dos últimos anos têm levado os fabricantes de parafusos ortopédicos e de implantodontia a projetar geometrias especiais. Estas modificações, tanto no corpo quanto nas roscas, devem cumprir com as exigências de trabalhar como um parafuso ou rosca comum promovendo a união mecânica e que ao mesmo tempo provoque a consolidação do osso ou osseointegração. Por este motivo que a distinção das geometrias entre os parafusos de uso comum em engenharia e os utilizados em tecidos vivos está no fato que os perfis de roscas destes últimos são previstos tanto para otimizar uma função mecânica quanto uma biológica.(MORA, 2000)

Composto, aproximadamente, de 70% mineral, 22% de proteínas e 8% de água,o tecido ósseo é fortemente viscoelástico e anisotrópico. Comparado com outros materiais, apresenta propriedades mecânicas muito interessantes. Em relação com o ferro fundido, o osso é 3 vezes mais leve (em relação ao peso específico) e 10 vezes mais flexível, mas ambos apresentam uma resistência a tração similares. (MORA, 2000)

Faz-se necessário estabelecer uma forma de se reconhecer algumas propriedades relevantes a usinabilidade do osso, quando utilizado como matéria prima, tais como, dureza, resistência mecânica e outras. Estas informações foram pesquisadas e registradas no trabalho de Mora (2000), na UFSC, sendo considerada uma das poucas referências encontradas na literatura.

As propriedades biomecânicas de um aloimplante podem ser modificadas pelos métodos selecionados para preparar e conservar este material. Os efeitos são

mínimos quando se utiliza alto grau de congelamento e baixo nível de radiação. Estudos demonstraram que a liofilização diminui marcadamente a resistência torsional e à flexão de aloimplantes ósseos, mas não afeta seriamente a resistência à compressão e à tração. É notada a expressiva redução da resistência mecânica quando utilizada uma irradiação maior que 3,0 megarads ou a irradiação combinada com a liofilização (PELKER et al., 1983). A radiação excessiva reduz as propriedades mecânicas uma vez que provoca o aumento da solubilidade do colágeno e de outras proteínas próprias da estrutura orgânica óssea, além de destruir o sistema fibrilar da matriz (MORA, 2000).

Trabalhos apresentados por Pelker et al. (1983) relataram as mudanças nas propriedades mecânicas após a hidratação de ossos de tíbias e fêmures que foram desproteinizados, até ficarem com um teor de umidade inferior a 5%. Imediatamente reidratados por sucessivos períodos de tempo antes de serem testados, verificaram que após 1h de reidratação ao ambiente o módulo elástico voltou ao normal. Depois de 4h, a resistência mecânica à tração e o limite de fluência foram restaurados, e a deformação máxima recuperou os valores originais, em relação ao controle, em 8h. Entretanto, em espécimes que foram irradiados e logo liofilizados com posterior reidratação por 24h, concluíram que a resistência à fluência e a deformação final foram diminuídas significativamente e o módulo de plasticidade foi aumentado (MORA, 2000).

Trabalhar o tecido cortical na usinagem dos parafusos, é o objetivo do presente estudo. Este tipo de osso, como “material de engenharia”, apresenta-se como mais resistente e mais usinável que o tecido trabecular. Encontra-se, geralmente, nos ossos longos (terço mediano do osso) as corticais com maior espessura onde existe maior quantidade de material e de maior resistência (MORA,

2000). Segundo autores relacionados abaixo, aceita-se que onde as tensões são mais fortes o osso cortical sadio responde com uma tendência ao alinhamento de suas fibras na direção da carga, produzindo um material mais resistente e, em geral, dispondo de maior quantidade dele no local de maior exigência mecânica (EINHORN; AZRIA; GOLDSTEIN, 1992; MULLENDER; HUISKES; WEINANS, 1994; PETRÝL; HERT; FIALA, 1996).

### 3 PROPOSIÇÃO

Otimizar a macrogeometria e avaliar a resistência à torção de parafusos de osso cortical bovino desproteínizado para futuro uso clínico.

Desenvolver um parafuso de osso bovino liofilizado para aplicação em defeitos ósseos, que tenha uma macrogeometria alternativa capaz de propiciar um aumento na sua resistência a torção de modo que esse possa ser inserido no receptor com o mínimo risco de fratura.

#### Objetivo Geral

Confeccionar parafusos de osso cortical bovino desproteínizado por usinagem, para uso clínico em implantodontia.

#### Objetivo Específicos

1. Determinar a força média de resistência a torção aplicada, para fixação de parafuso.
2. Determinar a resistência à torção de parafuso experimental usinado em osso cortical bovino desproteínizado.
3. Comparar a força de torção para fixação do parafuso com a força de torção manual para fratura.



## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a usinagem dos parafusos ósseos experimentais, objeto deste trabalho de pesquisa, foi utilizado osso cortical bovino desproteínizado de onde foram usinados 12 parafusos cônicos, sugeridos nesta pesquisa. Releve-se que esta pesquisa consiste em duas partes: analisar a resistência do material e utilizar como referencia os estudos realizados anteriormente. Estes parafusos foram testados quanto a sua resistência a forças de torção. Esta etapa - de produção experimental dos parafusos foi realizada no laboratório de usinagem da Universidade Federal de Santa Catarina (USICON - Laboratório de Usinagem e Comando Numérico), CENTRO TECNOLÓGICO, DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA ficando a operação dos equipamentos e tornos sob orientação e responsabilidade do Engenheiro Mecânico Fernando de Souza Pereira. Após a conclusão desta pesquisa, os parafusos serão utilizados em trabalhos subseqüentes, onde será analisado, microscopicamente, o comportamento tecidual do parafuso de osso em mandíbula de cachorros da raça Beagles, nos quais serão enxertados.

Para a usinagem dos parafusos cônicos de 10,0mm de comprimento com 3,0mm no maior diâmetro e 2,0mm no menor em osso cortical bovino desproteínizado, aplicaram-se as mesmas diretrizes utilizadas na fabricação de parafusos de osso humano alógeno, do trabalho de Mora (2000).

O osso bovino utilizado é proveniente da divisão de Biomateriais da Baumer SA.<sup>6</sup>, empresa produtora de materiais para enxertos, estabelecida em Mogi Mirim-

---

<sup>6</sup> Av. Arnolfo de Azevedo, 210. Pacaembu – 01236-030. São Paulo/SP. Brasil. Fone: (11) 263 8555. E-mail: baumer@baumer.com.br.

SP. (CNPJ: 61.374.161/0001-30). Os animais doadores das estruturas ósseas, são de uma mesma raça, sexo e idade e originários do rebanho da própria empresa, que os cria com alimentação à base de matéria verde (pasto) e ração obtida de fornecedor, cujo credenciamento se baseia na qualidade de carne tipo exportação. O processo de abate, corte e embalagem da carne, está de acordo com as normas sanitárias nacionais estabelecidas por órgãos competentes, como Vigilância Sanitária e Ministério da Saúde, de acordo com as exigências internacionais. Os ossos inicialmente foram submetidos a remoção de resíduos de carne, veias e tendões, desengorduramento e liofilização.

#### **4.1 Material utilizado**

##### **4.1.1 A usinagem dos parafusos**

A usinagem dos 12 parafusos de osso cortical bovino desproteínizado, realizada no USICON - Laboratório de Usinagem e Comando Numérico do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC, observou os parâmetros utilizados na confecção dos parafusos cilíndricos estabelecidos no trabalho de Salles (2002).(FIG. 2.a)

Os parafusos sugeridos neste trabalho tiveram como referência as dimensões (diâmetro e comprimento), dos implantes bucais do tipo Osseotite NT MicroMini de 3,25mm x 8,5mm da marca 3i, sendo confeccionados com as seguintes

dimensões: Área da cabeça de 4,0mm x 4,0mm; comprimento total de 10,0mm, sendo 5,0mm de rosca cônica trapezoidal possuindo diâmetro de 3,0mm no maior e 2,0mm no menor e passo de 0,8mm; e 5,0mm de comprimento da cabeça. (FIG. 2.b)

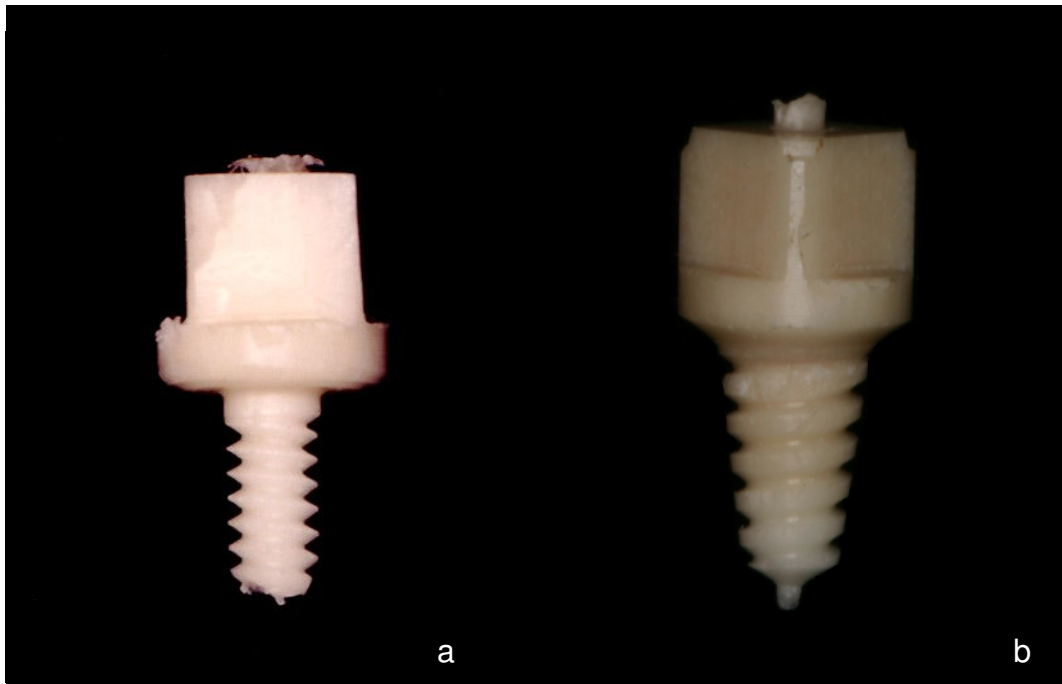


Figura 2 - Parafusos de osso bovino desproteínizado obtido por usinagem. a) Parafuso preconizado por Salles(2002) medindo 7,0mm. b) Parafuso cônico desenvolvido nesta pesquisa medindo 10,0mm.

#### 4.1.2 Ferramentas utilizadas

Para a usinagem dos parafusos de osso foram utilizadas ferramentas de corte de metal duro da Marca Sandvik Coromant, fornecidas pela empresa THIJAN Comércio e Representações Ltda de Joinville-SC (Quadro 1), e para a abertura da rosca métrica e corte do cilindro ósseo, confeccionadas no Laboratório de Usinagem e Comando Numérico do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC pelo

Engenheiro Mecânico Fernando de Souza Pereira, ferramentas de aço rápido (bits com 10% de Co.) ajustadas na função acabamento, prática comum na usinagem de vários tipos de materiais. A afiação das ferramentas corresponde às condições normais de afiação com rebolos de óxido de alumínio.

Operação	Ferramenta	Classe	Suporte	Fabricante
Desbaste	VBMT 110202-UF	H13A	SVJBR2020K11	SANDVIK
Rosqueamento	Ferramenta de Rosca de Aço Rápido confeccionadas no USICON			
Corte	Bedame de Aço Rápido confeccionadas no USICON			

Quadro 1 - Ferramentas de metal duro e aço rápido utilizadas para usinagem dos parafusos de osso

## 4.2 Equipamentos utilizados

Para a fabricação dos parafusos de osso utilizou-se um torno CNC Cosmos 10U da marca ROMI (FIG. 3), com potencia instalada de 10 KVA, dotada de um magazine com capacidade para 8 ferramentas e dispositivo para medição automática dessas ferramentas.

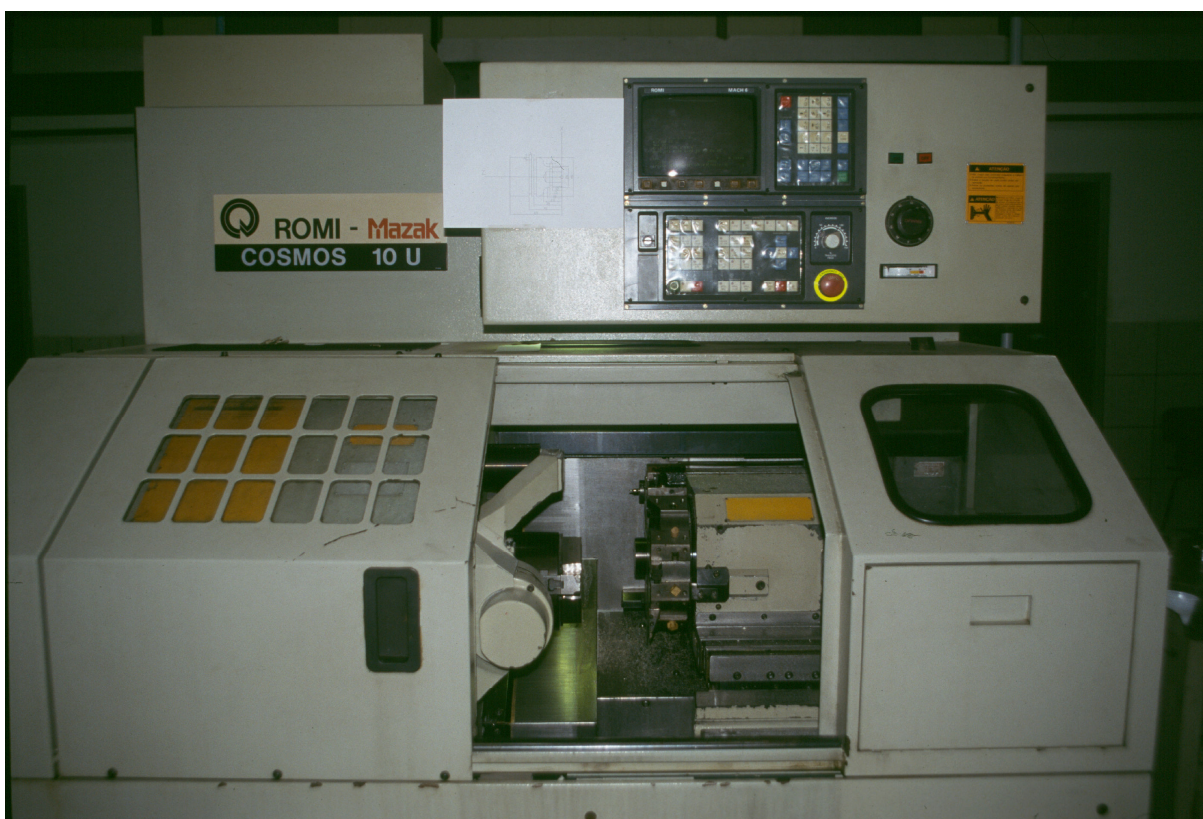


Figura 3 - Torno CNC Cosmos 10U da marca ROMI, USICON – UFSC, utilizado para a fabricação dos parafusos de osso.

Nos testes de resistência à torção, foi usado um torquímetro da marca CDI – Dial Torque Wrench, modelo 301 LDIN, com capacidade de leitura de torque entre 0 e 350 Ncm. (FIG. 4)

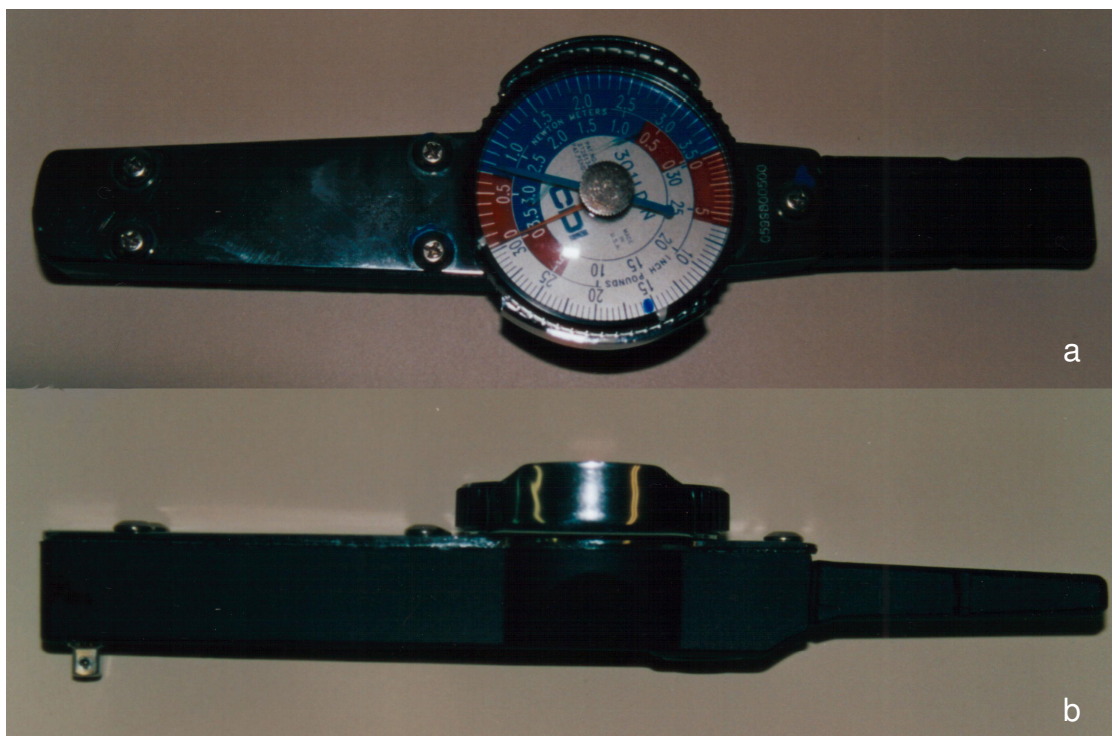


Figura 4 - Torquímetro da marca CDI – Dial Torque Wrench, modelo 301 LDIN (torque entre 0 e 350 Ncm), usado nos testes de resistência à torção: (a)visão superior, (b)visão lateral.

### 4.3 Metodologia utilizada para fabricação dos parafusos ósseos

A fabricação dos parafusos teve início na preparação do osso para usinagem, progrediu com a montagem do torno e posterior usinagem dos parafusos em osso de cortical bovino. A seguir descrevemos as etapas necessárias para a produção dos parafusos de osso:

- a) corte e lixamento do osso: nesta primeira etapa cortou-se o osso no sentido transversal, com o objetivo de se retirar pedaços de forma prismática para posterior transformação em pequenos cilindros;
- b) torneamento do prisma: devido as irregularidades do osso, obtido através da utilização da serra manual, e também a dificuldade de fixação deste na placa do torno, foi necessária a utilização de um torno convencional com vistas a obtenção de pequenos tarugos cilíndricos que foram torneados no CNC, na forma do parafuso fabricado;
- c) torneamento do cilindro: para ser possível sua fixação na placa de três castanhas do torno CNC, foi necessária a fabricação de uma pinça em aço onde se introduz o cilindro de osso. Não foi utilizado fluido de corte na usinagem;
- d) verificada a fixação da pinça na placa, levou-se a efeito as próximas etapas de fabricação que envolveram os seguintes processos: torneamento externo, rosqueamento, e sangramento;
- e) através da utilização de uma fresadora-ferramenteira, foi realizada a usinagem da cabeça do parafuso na forma quadrada, com 4,0x 4,0mm de medida , para adaptação a instrumentos cirúrgicos utilizados para sua implantação;
- f) a superfície do parafuso tem formato de rosca, para se possibilitar o aumento da área de interface osso/implante, e propiciar estabilidade primária).

#### 4.4 Metodologia utilizada nos teste de resistência à torção

Para viabilizar a realização dos testes de resistência ao torque, alguns procedimentos tiveram que ser tomados:

- a) utilização do anel de osso cortical bovino desproteínizado, para a confecção do corpo de prova, que é fundamental para a realização dos testes pretendidos (FIG. 5a e 5b);
- b) realização de perfurações iniciais no corpo de prova, com brocas tipo lança. Com as brocas *twist drill* de 2,0mm de diâmetro (FIG. 6), do Kit Cirúrgico para colocação de implantes do Sistema Conexão, foram levadas a efeito perfurações, executadas em alta velocidade (1600 rpm), de 5,0mm de profundidade;
- c) na etapa subsequente, foi utilizada broca cônica para implantes Osseotite NT MicroMini de 3,25x 8,5mm, da marca 3i (FIG. 7), para dar forma cônica à perfuração. Na confecção das roscas, foi empregado macho de rosca para implantes Osseotite NT MicroMini, de 3,25x 8,5mm, da marca 3i (FIG. 8);
- d) preparado o corpo de prova, foi o mesmo, afixado numa morça, a fim de imobilizá-lo (FIG. 9);
- e) nas perfurações produzidas no corpo de prova, foram inseridos os parafusos ósseos usinados, aparafusados manualmente até ser alcançada a estabilidade primária, utilizando-se chave digital curta do Sistema Conexão (FIG. 10);



f) foi acoplado um adaptador<sup>7</sup> entre o torquímetro e a cabeça do parafuso ósseo (FIG. 11). A seguir, foi aplicado ao conjunto com o auxílio do torquímetro, um movimento (força) de torção até ocorrer a fratura do parafuso, o que possibilitou a observação do display do marcador do torquímetro, podendo-se estabelecer o limite máximo de torque aplicável que virá a provocar a fratura do parafuso (FIG. 12).

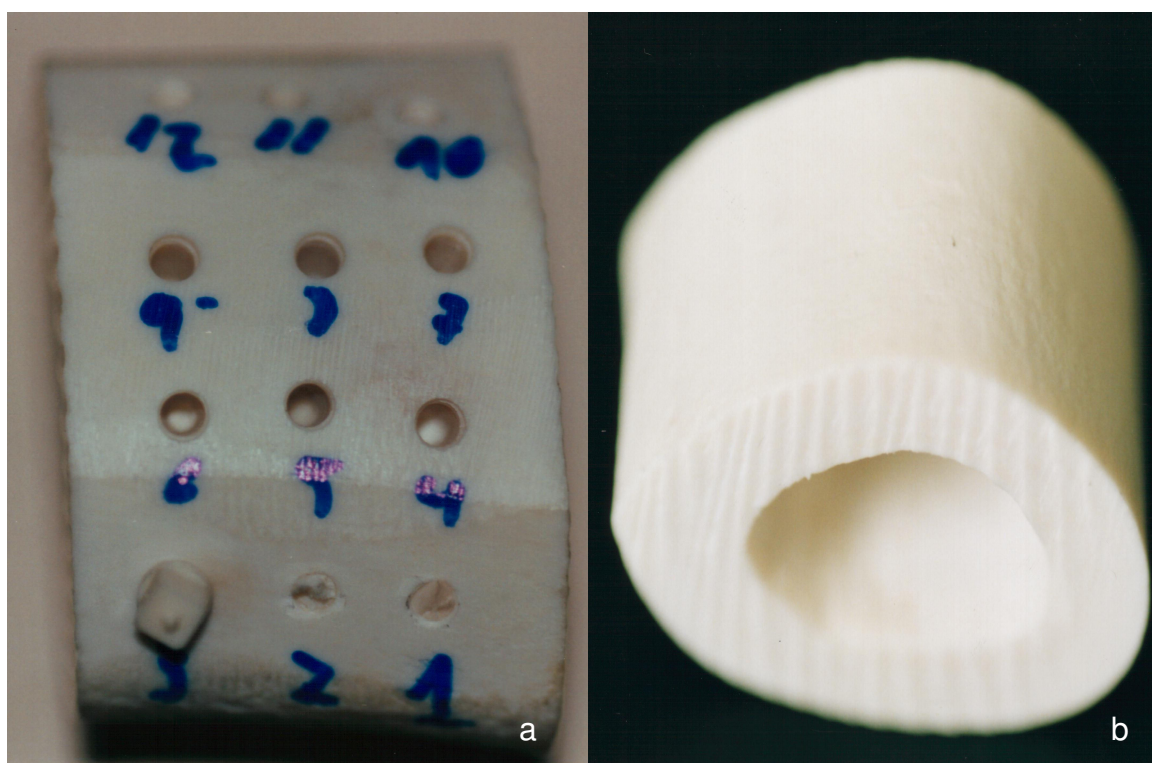


Figura 5 – (a) Corpo de prova perfurado para introdução dos parafusos, utilizando um anel de osso cortical bovino desproteinizado(b).

---

<sup>7</sup> Produzido na empresa Rudolph Usinados de Precisão Ltda, Rod.SC 416, Km 1,5 – 88120-000 Timbó – SC  
Fone 55-047-2812848 – [www.rudolph.com.br](http://www.rudolph.com.br)



Figura 6 - Broca *twist drill* de 2,0mm de diâmetro utilizada na perfuração do corpo de prova.



Figura 7 - Broca para implantes Osseotite NT MicroMini de 3,25x 8,5mm, da marca 3i, utilizada para formação cônica das perfurações do corpo de prova.



Figura 8 - Macho de rosca para implantes Osseotite NT MicroMini, de 3,25x 8,5mm, da marca 3i, para confecção das roscas das perfurações do corpo de prova.

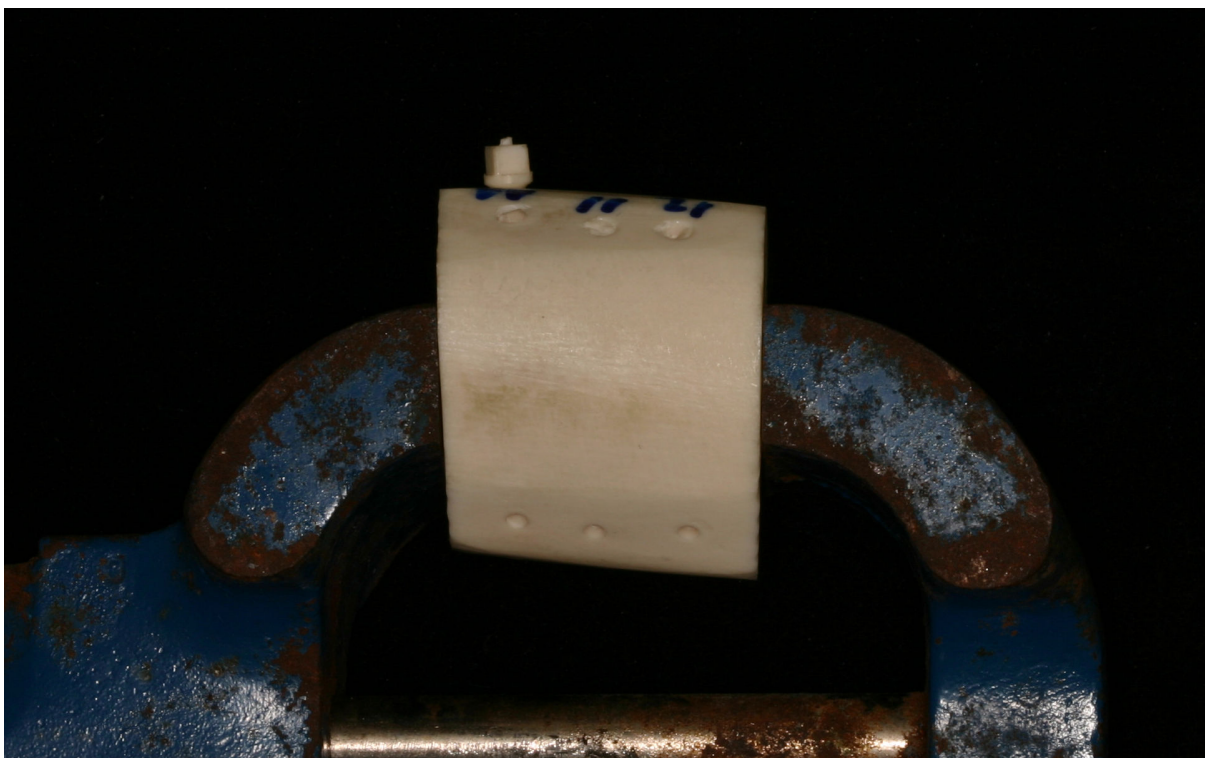


Figura 9 - Afixação do corpo de prova em uma morça objetivando a estabilidade no momento da torção do parafuso.



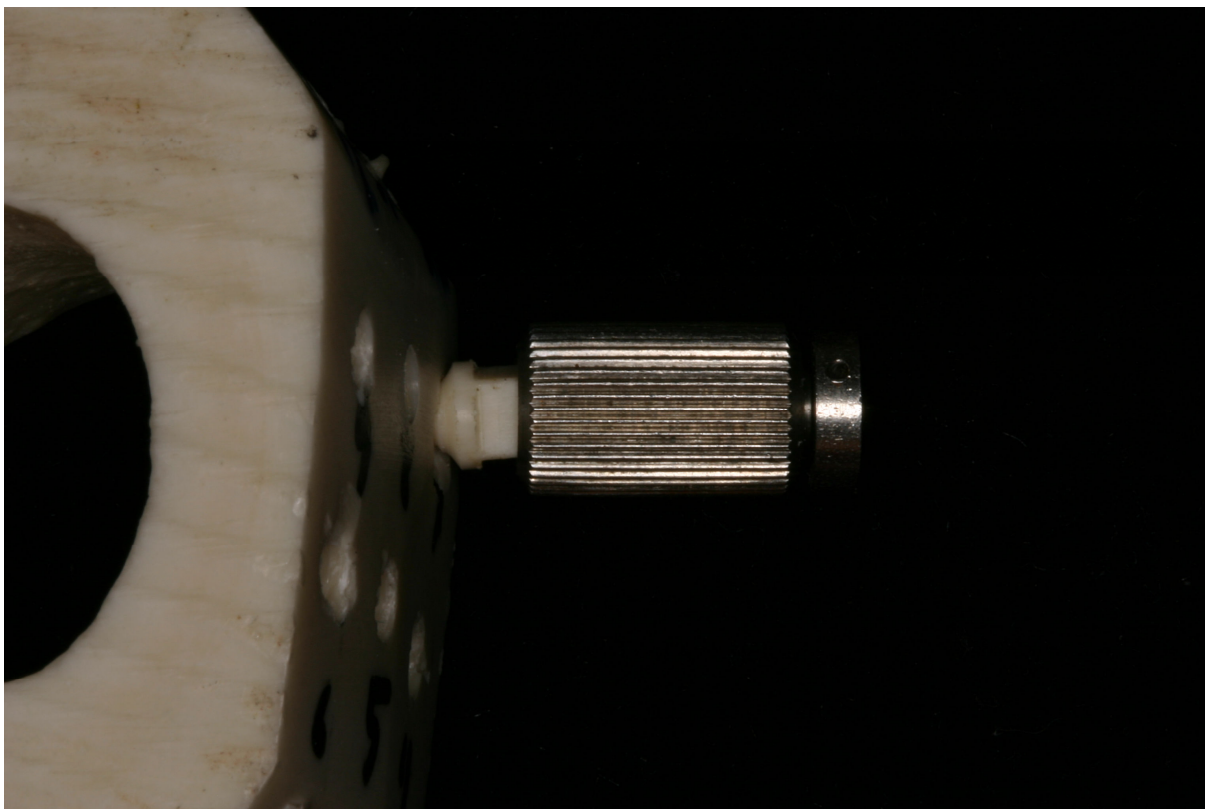


Figura 10 - Parafusos ósseos com a chave digital curta no corpo de prova.

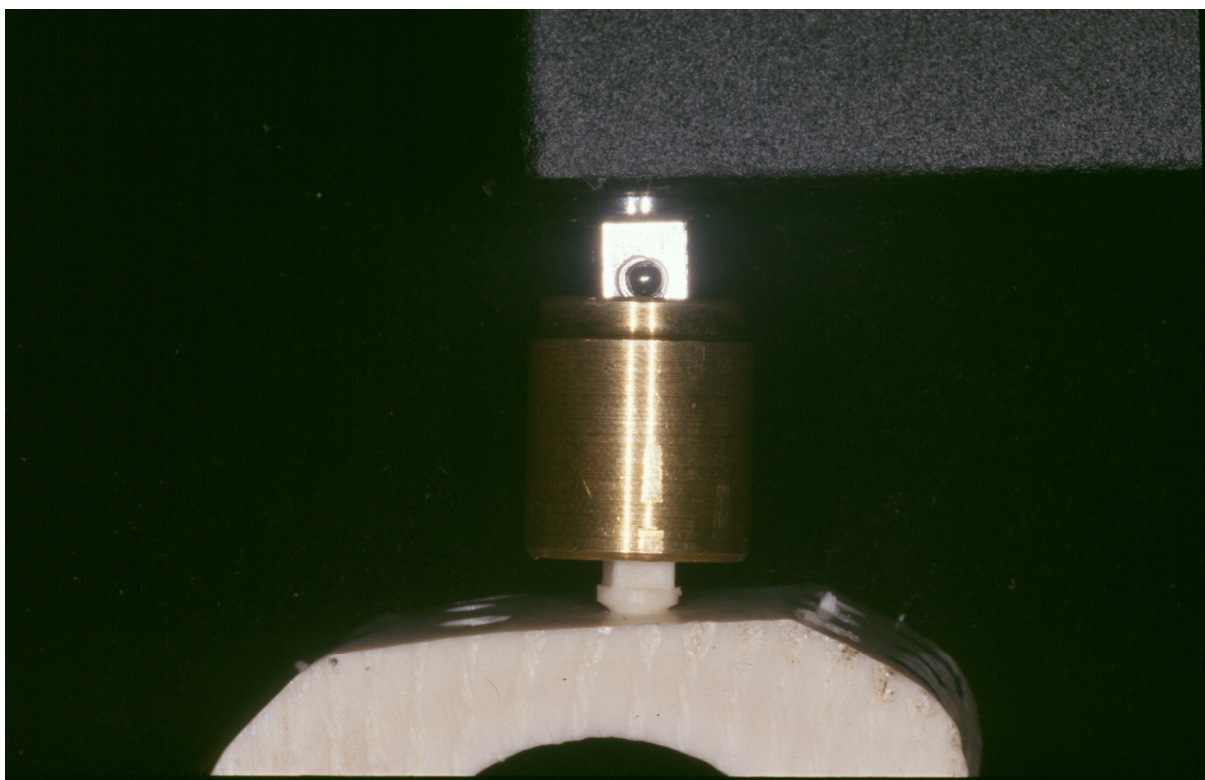


Figura 11 - Adaptador metálico colocado entre o torquímetro e a cabeça do parafuso ósseo no momento da torção.

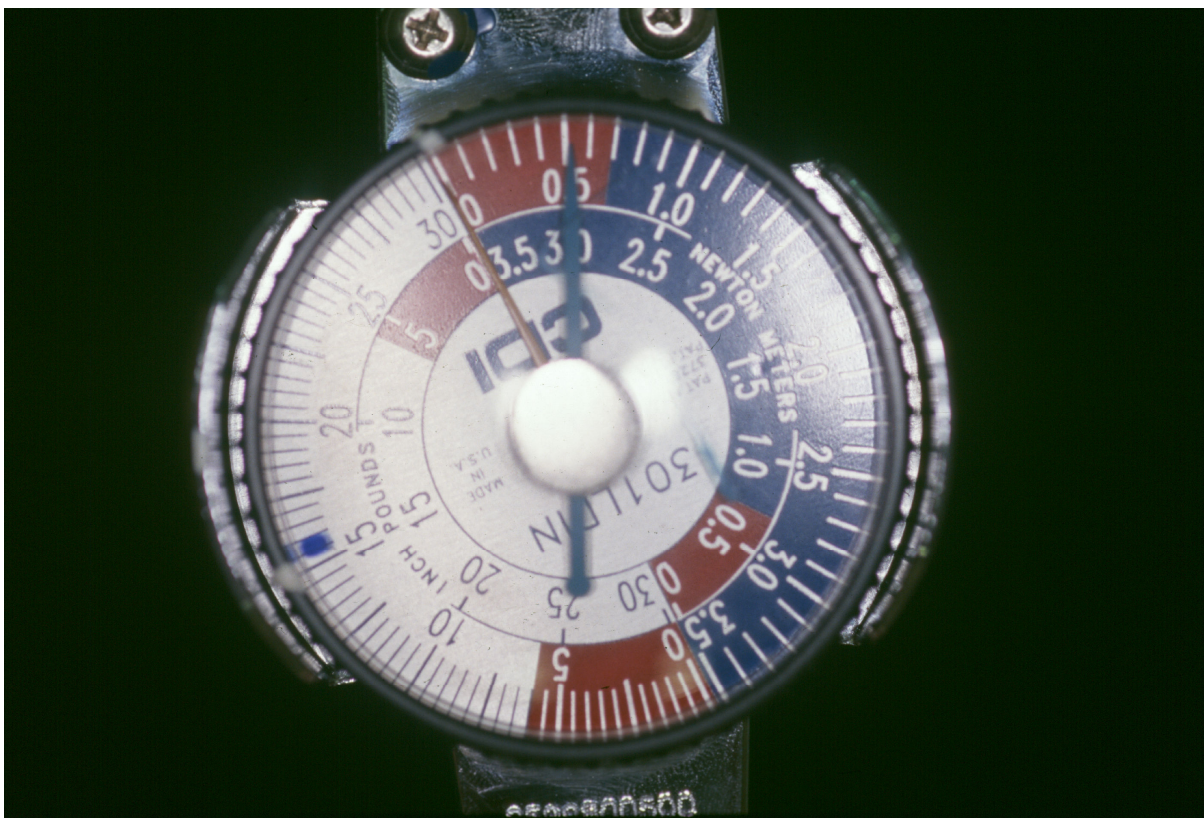


Figura 12 - Display do marcador do torquímetro Dial Torque Wrench, modelo 301 LDIN, onde será registrados os valores no momento da fratura do parafuso de osso.



#### 4.5 Metodologia utilizada nos teste de mensuração da força de torção manual

Adaptando-se ao torquímetro uma chave digital através de um dispositivo metálico (FIG. 13), foi possível testar a força de torção manual de 5 pessoas aleatoriamente (homens e mulheres), registrando-se os valores máximos alcançados.

Esses valores serão comparados com os obtidos da fratura do parafuso de osso, analisando sua resistência para o uso clínico.



Figura 13 - Torquímetro adaptado a chave digital através de um dispositivo metálico.

## 5 RESULTADOS

Os resultados foram obtidos através da análise do torque aplicado sobre os parafusos de osso e também nos índices alcançados pelo torque manual dados pelos profissionais da área. Os valores originais individuais em Ncm, da resistência à torção obtido por torque manual ou digital estão descritos respectivamente nos quadro 2 e 3.

Amostra	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Ncm	50	50	62	40	40	45	30	30	32	40	52	30

Quadro 2 - Valores originais obtidos no momento da fratura dos parafusos.

Amostra	1	2	3	4	5
Ncm	18	25	10	28	22

Quadro 3 - Valores originais obtidos pelo torque máximo aplicados com a chave digital.

## 5.1 Resultado Estatístico

Tabela 1 - Estatísticas descritivas por grupos, forças de torque em Ncm:

Grupo	Total Amostra	Média (em Ncm)	Desvio Padrão	Mínimo (em Ncm)	Máximo (em Ncm)	CV <sup>(1)</sup>
Parafusos cônicos	12	41,7	10,36	30,0	62,0	24,81%
Manual	5	20,6	6,99	10,0	28,0	33,91%

<sup>(1)</sup> Coeficiente de Variação é uma medida de dispersão que calcula o quanto a dispersão (desvio padrão) é muito grande em relação à média. É o valor do desvio padrão dividido pela média.

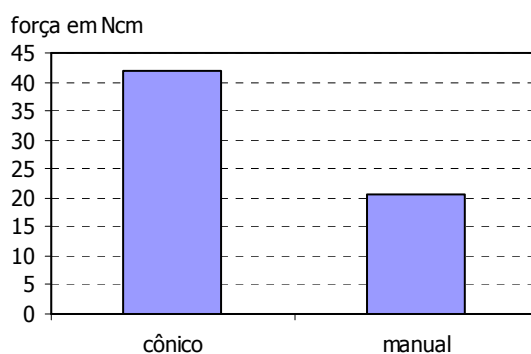


Gráfico 1 - Médias dos grupos estudados descritos na Tabela 1.

### 5.1.1 Resultados do teste de ANOVA

O teste de ANOVA é aplicado a um nível de 5% de significância (p-value). Assim, se o valor de significância (p-value) for menor que 5% (0,05) a hipótese inicial será rejeitada, ou seja, a probabilidade de rejeitarmos a hipótese inicial, sendo ela verdadeira (causando um erro na decisão de hipótese chamado “erro tipo I”), deve ser menor que 5%.

Hipótese a ser testada:



$H_0$ : Não há diferença entre as forças médias, medidas nos grupos estudados

$H_1$ : Existe diferença entre os grupos estudados

Tabela 2 – Médias, medidas nos grupos estudados.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade	Soma de Quadrados	Soma de Quadrados Médios	F	p-value	resultado
Modelo	1	1578,79	1578,79			
Erro	15	1375,45	91,69	17,22	0,0009	Rejeita $H_0$
Total	16	2954,24				

**Conclusão estatística do teste ANOVA:** rejeita a hipótese de igualdade entre os grupos.

**Conclusão estatística:** Existe diferença entre os grupos. O grupo dos parafusos cônicos mostrou uma média maior que o grupo do torque manual.

## 6 DISCUSSÃO

As imperfeições esqueléticas significativas representam um grande desafio à implantodontia, à cirurgia buco-maxilo-facial, à periodontia e à ortopedia. Esta reconstituição nada mais é do que a recuperação da forma e da função de tecidos ósseos defeituosos. Os defeitos presentes no esqueleto facial, normalmente são em consequência de exodontias, traumatismos, infecções, artroses ou recessões tumorais.

Durante o processo reconstrutivo, que envolve reabilitações bucais referentes a defeitos faciais, surge a necessidade de formação de tecidos novos, ou melhor, a formação do tecido ósseo (LYNCH, 1999). Geralmente, a reconstrução é realizada pelos enxertos ósseos autógenos intra ou extrabucal. Contudo, estes procedimentos necessitam de uma área doadora que acarretam uma segunda cirurgia para retirada do tecido doador.

Sabemos que todo paciente é refratário a necessidade de uma segunda cirurgia odontológica, pois além do custo financeiro adicional, acarreta em morbidade inerente à extensão do procedimento, bem como o sofrimento psicológico do mesmo. Outra limitação é a quantidade de material disponível para enxertias de áreas mais extensas ou com maior volume.

Os enxertos extrabucais podem ser uma alternativa para a limitada quantidade de enxertos autógenos intrabucais. Podemos citar como principais fontes de obtenção desses enxertos a crista ilíaca e a calota-craniana. Entretanto, podemos destacar algumas desvantagens dessas regiões doadoras.

Tanto na região da crista íliaca como da calota-craniana, há a necessidade de anestesia geral e internação hospitalar. A presença de cicatriz e possíveis deformidades aparentes estão presentes nas cirurgias para obtenção de osso proveniente de crista íliaca. Uma maior morbidade pós-operatória e a dificuldade de locomoção também contam como ponto negativo para esse tipo de procedimento. Existe ainda o fato de que o osso removido da crista íliaca é de origem endocondral, propiciando uma maior tendência à reabsorção. (NARY FILHO; ILG, 2001)

Nos enxertos provenientes da calota-craniana, podemos destacar como desvantagem a preocupação do paciente em realizar uma cirurgia deste porte, onde o procedimento de manipulação é muito delicado, elevando o potencial para complicações severas. Outro fato é o de existir uma pequena quantidade de osso medular nesta região. (NARY FILHO; ILG, 2001)

A retirada de tecido ósseo do próprio paciente, isto é material autógeno através de uma cirurgia, nem sempre é a alternativa mais aceita. Em razão desta situação, houve um aumento no número de “enxertos” alógenos, principalmente de osso desmineralizado/congelado/desidratado. Entretanto, devemos considerar que este material poderá trazer alguns inconvenientes bem importantes como, por exemplo, a transmissão de doenças através da contaminação do sangue e dos tecidos contaminados (KORLOF; NYLEN; RIETZ, 1973; SCHIOCHETT, 2002).

Logo, tem-se que o substituto ósseo ideal deveria ser biocompatível, inerte, absorvível e substituído por novo osso (THALLER et al., 1994). O osso bovino mineral desproteínizado, entre outros materiais, apresenta-se com propriedades especialmente favoráveis (AICHELMANN-REIDY; YUKNA, 1998).

A hidroxiapatita bovina deve ser considerada como alternativa de enxerto para o material alógeno congelado/desidratado, visto que é cada vez maior o

número de pessoas que não aceitam recebe-lo (material alógeno) face ao risco de transmissão de doenças (SCHIOCHETT, 2002).

Deve-se lembrar ainda, que o osso bovino mineral inorgânico oferece a vantagem da impossibilidade de transmissão de doença devido a remoção completa dos elementos orgânicos do material (CALLAN; ROHRER, 1993).

O osso bovino é processado a fim de que seja removido todo o material orgânico e se preserve a microestrutura óssea (CALLAN; ROHRER, 1993). A desproteinização total torna esse material completamente destituído de antigenicidade (THALLER et al., 1994). O produto resultante é considerado biocompatível (HÜRZELER et al., 1997), e promove crescimento ósseo por dentro de suas cavidades naturais (FUKUTA et al., 1992; KLINGE et al., 1992; SCHLICKEWEI et al., 1993; THALLER et al., 1993; WETZEL; STICH; CAFFESSE, 1995; BERGLUNDH; LINDHE, 1997; HÄMMERLE et al., 1998).

A partir destas considerações, percebe-se que com o uso dos parafusos ósseos usinados provenientes do osso cortical bovino desproteinizado, apresentam um potencial osteocondutor, podendo ser utilizados como material de preenchimento em atrofias ósseas, fixadores de enxertos em bloco, de membranas orientadoras na regeneração óssea guiada, concorrendo, ainda, para um fim comum na terapia periodontal e na fixação de fraturas ósseas. (SCHIOCHETT, 2002)

A inexistência quase absoluta de trabalhos nesta linha de pesquisa impossibilita, até mesmo, um dos objetivos da discussão que é o de comparar os resultados encontrados com outros estudos pertinentes e relevantes.

Os trabalhos existentes, com parafuso de osso, na atualidade são:

- a) fabricação de implantes ortopédicos a partir de usinagem de osso humano, de Mora (2000). Seu trabalho foi precursor no desenvolvimento das técnicas e ferramentas usadas na usinagem de peças ósseas;
- b) usinagem de parafuso de osso cortical bovina liofilizado, por Salles (2002). Com o intuito de desenvolver um parafuso com utilidades mais direcionadas com as necessidades da área odontológica, o autor conduziu seu trabalho para auxiliar nas cirurgias corretivas ósseas;
- c) análise microscópica do comportamento tecidual de parafusos de osso bovino instalados em tíbia de coelho, por Schiochett (2002). Utilizando o parafuso desenvolvido por Salles (2002), este trabalho mostra o comportamento histológico da osteocondução do osso bovino, comprovando sua viabilidade clínica;
- d) análise de resistência mecânica em implantes de osso – um enfoque numérico e experimental, por Bento (2003). Com um enfoque mais voltado para a ortopedia, na redução de fraturas, esta pesquisa mostra uma comparação entre parafusos de osso e de titânio.

Os trabalhos apresentados, guardam suas especificidades, o que não retira dos mesmos a alta qualidade científica, porém não são similares a este estudo que apresenta inovações.

A macroestrutura anteriormente desenvolvida no trabalho de Salles (2002) e que foi usada, *in vivo*, por Schiochett (2002) apresentou como deficiência, fratura. Este fato foram detectado também, por aplicações clínicas em pacientes.

Em quase todo trabalho científico se constata suas limitações. Este estudo, por sua vez, também apresenta as suas, conforme se verá.

Uma forma de eliminar organismos infecciosos de enxertos ósseos é o da irradiação por raios gama, sendo que dosagens de 30 a 60 kGy são usados para este tipo de tratamento. Estudos mostram que o uso correto de liofilização e irradiação provocam um acréscimo no módulo de plasticidade e redução nas tensões de escoamento e ruptura. (BENTO, 2003)

Significa dizer que, radiação entre 10 a 30 kGy não apresenta alterações importantes e representativas no que se busca; entretanto, acima deste valor foram observadas reduções significativas na resistência de cerca de 35% à torção e 30% à flexão. São resultados positivos, principalmente se levarmos em conta que estas dosagens são utilizadas no tratamento de enxertos ósseos congelados. (BENTO, 2003)

O presente estudo demonstrou que após a usinagem, o parafuso de osso apresenta algumas impurezas provenientes desta operação. Estas impurezas, em virtude do processo de usinagem ficariam nas bordas e nas ranhuras do parafuso podendo trazer alterações discretas. Tais impurezas são óleo e poeira, provenientes do material trabalhado e polido. Para que se possa usá-lo clinicamente, há necessidade de que seja procedida uma limpeza de superfície e posterior esterilização. Este processo pode modificar algumas propriedades físicas do parafuso.

Entretanto, face às limitações inerente, os parafusos utilizados neste trabalho não foram limpos e esterilizados. Uso de parafusos esterilizados, (um estudo complementar seria pertinente) possibilitaria a comparação com os resultados do presente trabalho, como forma de perceber-se se tais alterações teriam um caráter significativo ou não no uso deste material. A grosso modo, diríamos que as alterações não seriam significativas pois o torque faria o papel de

correção de eventuais folgas uma vez que o índice de fratura é superior ao torque aplicado com a chave digital. Esta diferença entre a resistência do parafuso esterilizado para o que não sofreu este processo, provavelmente não acarretaria maiores problemas na aplicação clínica, até porque a estrutura original seria mantida.

O trabalho pioneiro de Mora (2000) utilizou o osso cortical humano na usinagem de parafusos. Ocorre que o osso cortical bovino, principalmente da região da tíbia e do fêmur, apresenta propriedades estruturais superiores ao humano (COWIN, 2001). Embora não apresentem a mesma resistência dos parafusos metálicos, os elaborados em osso podem concorrer com estes e com os polímeros, em procedimentos como a fixação de fraturas em regiões anatômicas onde as cargas sobre os parafusos não são elevadas. No entanto, haveria a necessidade da realização de novas pesquisas que avaliassem outras propriedades físicas do parafuso de osso, tal como sua resistência ao cisalhamento, que poderia ser tida para o futuro como uma próxima pesquisa.

Das observações obtidas durante o decorrer deste trabalho, foi constatada a necessidade de algumas modificações que trariam benefícios e facilidades nos procedimentos clínicos quando da utilização do parafuso de osso bovino sugerido. A atual macroestrutura apresenta um *stop* entre o término da rosca e a cabeça do parafuso.

Este *stop* pode interferir no rosqueamento do parafuso, pois a broca utilizada no preparo das perfurações é na verdade utilizada em implante cônicos de titânio do tipo Osseotite NT MicroMini de 3,25mm x 8,5mm da marca 3i. Uma vez que o comprimento da rosca do parafuso aqui proposto é de 5,0mm, pode ocorrer um aprofundamento excessivo do preparo ocasionando o contato do *stop* do parafuso

com sua borda, impedindo o perfeito travamento do parafuso. Como sugestão de melhoria, poderia ser utilizada uma macrogeometria onde a rosca terminasse na cabeça do parafuso, sem a presença de *stops*.

O presente trabalho apresentou os seguintes resultados. A media do valor de ruptura do parafuso foi de 41,75 Ncm contra uma media alcançada pelo torque manual, dado com a chave digital, de 20,60 Ncm, onde a Análise de Variância (ANOVA) mostrou um valor de significância de 0,0009, isto é, um nivel inferior a 5% (0,05), constatando que há diferença estatística significativa entre os grupos.

Foi observado no experimento que as amostras 7, 8 e 9 não sofreram fratura e sim, houve o espanamento das roscas do modelo de prova. Foi considerado, para análise estatística, como falha dos parafusos. Entretanto, estes parafusos não sofreram nenhuma avaria. Aplicando os testes estatísticos desconsiderando estas 3 amostra, ou seja, um total de 9 parafusos testados, a media obtida foi de 45,44 Ncm contra uma media alcançada pelo torque manual, dado com a chave digital, de 20,60 Ncm, onde a Análise de Variância (ANOVA) mostrou um valor de significância de 0,0002, isto é, aumentando ainda mais a diferença estatística entre os grupos, dado uma maior confiabilidade na resistencia do parafuso proposto.

É sabido que o processo de liofilização interfere nas propriedades mecânicas do osso tratado reduzindo o módulo de elasticidade, a deformação e energia de ruptura. Uma forma de amenizar estes impecilios é a utilização de técnicas de rehidratação. Cowin (2001) citou experimentos que demonstraram que o osso cortical bovino após a liofilizado a  $-30^{\circ}\text{C}$  e foram rehidratados em solução salina por 2h a temperatura de  $20^{\circ}\text{C}$ , recuperaram parcialmente suas característica. Portanto, corroborando com esta citação, a utilização clínica deveria ser feita com uma reidratação prévia.



A utilização das próteses sobre implantes osseointegrados nos proporcionou um aumento das alternativas terapêuticas no tratamento do edentulismo. Entretanto, os defeitos ósseos presentes nas áreas que apresentam ausência de elementos dentais são comuns, além de prejudicarem a estética bem como a função mastigatória.

Conforme dissemos acima, na busca da perfeição estética e mastigatória, os procedimentos cirúrgicos são uma alternativa bastante viável. Tais procedimentos têm como meta maior a melhoria do posicionamento do implante, além da permissão e utilização do comprimento e diâmetro dos mesmos. Atualmente é inaceitável a contra-indicação por atrofia óssea pois existem meios para reverter tal defeito; a seleção de implante inadequado, a sua colocação em posição desfavorável uma vez que com tal procedimento haverá excesso de carga oclusais gerando possível perda de implantes. Tais procedimentos visam, pelo aumento do tecido ósseo, a obtenção da posição implante ótima final (PIOF) (MAGINI, 2001).

O parafuso de osso bovino pode ser classificado e incluído como mais um dos procedimentos cirúrgicos pré-implante que a odontologia tem a disposição para alcançar a PIOF.

Muller; Allgower; Schneider (1991) ressaltaram, a necessidade de remoção do parafuso metálico, pois entendem que além deste material não ser permanente poderia gerar reabsorção óssea quando submetidos à tensão. Significa dizer que este tipo de material utilizado até então cumpre parcialmente sua função cirúrgica. Seguindo este raciocínio, podemos estender esta preocupação aos parafusos utilizados em procedimentos odontológicos.

Cumprida sua função e previamente percebida pelo profissional, torna-se importante a retirada deste tipo de parafuso. Desnecessário dizer que para que esta

remoção se verifique, decorrerá um tempo e a um custo muito alto, provocando desgaste físico, financeiro e psicológico no paciente. A referida remoção, exige uma segunda intervenção cirúrgica, o que provoca aumento no tempo e no custo elevado. A possibilidade de um tratamento de fratura através de uma única intervenção cirúrgica é uma alternativa altamente benéfica para o paciente, inclusive do ponto de vista psicológico que de forma direta interfere nos processos de resistência física e de cura (BOSTMAN et al., 1989).

Em resumo, pelos resultados deste estudo sugerimos que os parafusos de osso bovino podem ser utilizados em pesquisas, *in vivo*, já que sua resistência ao parafusamento manual foi comprovada. Todavia, estudos adicionais se fazem necessários para analisar o seu desempenho histológico, através do acompanhamento cronológico dos eventos teciduais.

Após a conclusão desta pesquisa, os parafusos de osso serão utilizados em duas pesquisas, onde será analisado, microscopicamente, o seu comportamento tecidual em mandíbula de cachorros da raça Beagles, nos quais serão enxertados.

Objetivo final desta pesquisa associado com outros trabalhos é o de comprovar a inquestionável utilização clínica de um biomaterial amplamente consagrado pela literatura, otimizando uma macrogeometria na forma de parafuso que possibilite sua aplicação, no preenchimento de perdas ósseas, fixadores de enxertos ósseos e a fixação de fraturas da face. Este procedimento se dará sempre na busca de uma ação que gere menos desconforto físico, financeiro e psicológico ao paciente e que objetive uma permanência mais duradoura e segura com o uso deste material, ou seja, o parafuso de osso bovino desproteínizado.

## 7 CONCLUSÕES

Concluimos com o presente estudo que, as modificações feita no parafuso de osso bovino desproteínizado, melhoraram consideravelmente a resistência ao toque manual, já que a media obtida com o uso da chave digital foi inferior a média verificada na fratura dos parafusos propostos nesta pesquisa.

Assim sendo, a macrogeometria otimizada dos parafusos de osso bovino desproteínizado mostrou adequada para o uso, *in vivo*, visto que, estatisticamente eles são resistentes ao torque manual.

1. É viável a confecção de parafusos por usinagem do osso cortical bovino desproteínizado.
2. O valor da força media de torque manual com a chave digital (20,6 Ncm) determinada para a fixação do parafuso é inferior ao valor da força media de torque (41,7 Ncm) determinada para a fratura dos parafusos.
3. Comparativamente a força de torque manual com a chave digital (20,6 Ncm) é aproximadamente a metade da força de torque determinada para a fratura.

## REFERÊNCIAS<sup>8</sup>

AICHELMANN-REIDY, M.E., YUKNA, R.A. Bone replacement grafts: the bone substitutes. **Dent. Clin. North. Am.**, Philadelphia, v.42, n.3, p.491-503, July 1998.

ALBRECKTSON, T. Direct bone anchorage of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.50, p.255, 1983.

ANGERMANN, P., JEPSEN, O.B. Procurement, banking and decontamination of bone and collagenous tissue allografts. Guidelines for infection control. **J. Hosp. Infect.**, Sidcup Kent, v.17, n.3, p.159-169, Mar. 1991.

BENTO, D. A. **Análise de resistência mecânica em implantes de osso – um enfoque numérico e experimental.** 2003. 151f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

BERGLUNDH, T., LINDHE, J. Healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss. An experimental study in the dog. **Clin. Oral. Impl. Res.**, Copenhagen, v.8, n.2, p.117-124, Apr. 1997.

BONFIGLIO, M., JETER, W.S. Immunological responses to bone. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.87, p.19-27, Sept. 1972.

BÖSTMAN, O. et al. Atricle Fractures Treated Using Biodegradable Internal Fixation, **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.238, p. 195-203, Jan. 1989.

BÖSTMAN, O.M. Current concepts review absorbable implants for the fixation of fractures. **J. Bone Joint. Surg.**, Boston, v.73, n.1, p.148-153, Jan. 1991.

---

<sup>8</sup> Baseado na NBR 6023:2002 da ABNT.

BOYNE,P.J. Edentulous alveolar ridge augmentation and restorative grafting. In: MISCH,C.E. **Contemporary Implant Dentistry**. St Louis: Mosby. 1993. p.210-247.

BRUNSVOLD,M.A., MELLONIG,J.T. Bone grafts and periodontal regeneration. **Periodontol.** 2000, Copenhagen, v.1, n.1, p.80-91, Feb. 1993.

BUCK,B., MALININ,T., BROWN,M. Bone transplantation and human immunodeficiency virus: an estimate of risk of acquired immunodeficiency syndrome (AIDS). **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.240, p.129-136, Mar. 1989.

BURCHARDT,H. Biology of bone transplantation. **Orthop. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.18, n.2, p.187-196, Apr. 1987.

BURCHARDT,H. The biology of bone graft repair. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.1, n.174, p.28-42, Apr. 1983.

BURCHARDT,H., ENNEKING,W.F. Transplantation of bone. **Surg. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.58, n.2, p.403-427, Apr. 1978.

CALLAN,D.P., ROHRER,M.D. Use of bovine-derived hydroxyapatite in the treatment of edentulous ridge defects: a human clinical and histological case report. **J. Periodontol.**, Chicago, v.64, n.6, p.575-582, June 1993.

COHEN,R.E. et al. Phenotypic characterization of mononuclear cells following anorganic bovine bone implantation in rats. **J. Periodontol.**, Chicago, v.65, n.11, p.1008-1015, Nov. 1994.

COWIN, S.C.: **Bone Mechanics Handbook**, 2nd ed., Boca Raton: CRC Press, 2001.

CROSS, W.G. Bone implants in periodontal diseases: a further study. **J. Periodontol.**, Chicago, v.28, p.184-191, 1957.

DAHLIN,C. et al. Treatment of fenestration and dehiscence bone defects around oral implants using the guided tissue regeneration technique: a prospective multicenter study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants, Lombard**, v.10, n.3, p.312-318, May/June 1995.

EINHORN, T.A., AZRIA, M., GOLDSTEIN, S.A. **Bone fragility. The biomechanics of normal and pathological bone**. [S.l.]: Sandoz Pharma, 1992. p.1-43.

ELLIS,E. Biology and bone grafting: an overview. Selected Readings **Oral Maxillofacial Surg.**, Philadelphia, v.2, p.1-7, 1991.

FRIEDLAENDER,G.E. Bone grafts. The basic science rationale for clinical applications. **J. Bone Joint Surg.**, Boston, v.69, n.5, p.786-790, June 1987.

FUKUTA,K. et al. Comparison of inorganic bovine bone mineral particles with porous hydroxyapatite granules and cranial bone dust in the reconstruction of full thickness skull defect. **J. Craniofac Surg.**, Philadelphia, v.3, n.1, p.25-29, July 1992.

GAO,T.J. et al. Morphological and biomechanical difference in healing in segmental tibial defects implanted with Biocoral or tricalcium phosphate cylinders. **Biomaterials**, Oxford, v.18, n.3, p.219-223, Feb. 1997.

GARG, A.K. **Grafting materials in repair and restoration.** Tissue Engineering. Illinois: Quintessence Books, 1999, p. 83-101.

GOLDBERG,V.M., LANCE,E.M. Revascularization and accretion in transplantation. Quantitative studies of the role of the allograft barrier. **J. Bone Joint. Surg.**, Boston, v.54, n.4, p.807-816, June 1972.

GUILLEMIN,G. et al. The use of coral as a bone graft substitute. **J. Biomed. Mater Res.**, New York, v.21, n.5, p.557-567, May 1987.

HÄMMERLE,C.H. et al. The effect of a deproteinized bovine bone mineral on bone regeneration around titanium dental implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.9, n.3, p.151-162, June 1998.

HARDESTY,R.A., MARSH,J.L. **Bone grafting: a comparative prospective analysis of graft morphology, orientation and embryonic origin.** **Surg. Forum**, Chicago, v.38, n.3, p.609-613, May 1987.

HOBAR,P.C., BYRD,H.S. Implantation: bone, cartilage and alloplasts. Selected Readings **Plast. Surg.**, Philadelphia, v.6, p.1-7, 1990.

HOLLINGER,J.O. et al. Role of bone substitutes. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.324, p.55-65, Mar. 1996.

HOLMES,R. Bone regeneration within a coralline hydroxyapatite implant. **Plast. Reconstr. Surg.**, Philadelphia, v.63, n.5, p.626-633, May 1979.

HOLMES,R., HAGLER,H. Porous hydroxyapatite as a bone graft substitute in maxillary augmentation: a histometric study. **J. Craniofac. Surg.**, Philadelphia, v.16, n.5, p.199-205, Mar. 1988.

HÜRZELER,M.B. et al. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and dental implants in monkeys. Part I. Evaluation of anorganic bovine-derived bone matrix. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.8, n.6, p.476-486, Dec. 1997.

ILIZAROV,G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability of fixation and soft tissue preservation. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.238, p.249-281, Jan. 1989a.

ILIZAROV,G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.239, p.263-285, Feb. 1989b.

JUNQUEIRA L.C., CARNEIRO J. Tecido ósseo. In: \_\_\_\_\_ **Histologia Básica**. 8.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995. cap. 8. p. 108-126.

KIM,C.K. et al. Periodontal repair in intrabony defects treated with a calcium carbonate implant and guided tissue regeneration. **J. Periodontol.**, Chicago, v.67, n.12, p.1301-1306, Dec. 1996.

KING,K.F. Periosteal pedicle grafting in dogs. **J. Bone Joint Surg.**, Boston, v.58, n.1, p.117-121, Feb. 1976.

KLINGE,B. et al. Osseous response to implanted natural bone mineral and synthetic hydroxylapatite ceramic in the repair of experimental skull bone defects. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v.50, n.3, p.241-249, Mar. 1992.

KORLOF,B., NYLEN,B., RIETZ,K. Bone grafting of skull defects: a report of 55 cases. **Plast. Reconstr. Surg.**, Philadelphia, v.52, n.4, p.378-383, Oct. 1973.

LA TRENTA,G.S. et al. The role of rigid skeletal fixation in bone-graft augmentation of the craniofacial skeleton. **Plast. Reconstr. Surg.**, Philadelphia, v.84, n.4, p.578-588, Oct. 1989.

LIN,K.Y. et al. The effect of rigid fixation on the survival of onlay bone grafts: an experimental study. **Plast. Reconstr. Surg.**, Philadelphia, v.86, n.3, p.449-456, Sept. 1990.

LIND,M. Growth factor stimulation of bone healing. Effects on osteoblasts, osteomies and implants fixation. **Acta Orthop. Scand.**, Oslo, v.283, p.2-37, 1998. Supplement.

LYNCH S.E. **Tissue Engennering**: Applications in Maxillofacial Sugery and Periodontics, Illinois: Quintessence Books, 1999, cap. 1.

MAGINI, R. et al. **Cirurgias ósseas pré implante**. São Paulo: Sonopress, 2001. CD-ROM.

MANSON,P.N. Facial bone healing and bone grafts. **Clin. Plast. Surg.**, Philadelphia, v.21, n.3, p.331-348, July 1994.

MARTIN,T.J., NG,K.W., SUDA,T. Bone cell physiology. **Endocrinol. Metab. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.18, n.4, p.833-858, Dec. 1989.

MELLONIG,J.T. et al. Clinical evaluation of freeze-dried bone allografts in periodontal osseous defects. **J. Periodontol.**, Chicago, v.47, n.3, p.125-131, Mar. 1976.

MELLONIG,J.T. Freeze-dried bone allografts in periodontal reconstructive surgery. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.35, n.3, p.505-520, July 1991.

MELLONIG,J.T., BOWERS,G.M. Regenerating bone in clinical periodontics. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.121, n.4, p.497-502, Oct. 1990.

MORA, F., OUHAYOUN,J.P. Clinical evaluation of natural coral and porous hydroxyapatite implants in periodontal bone lesions: results of a 1 year follow-up. **J. Clin. Periodontol.**, Copenhagen, v.22, n.11, p.877-884, Nov. 1995.



MORA, F.A.R. **Fabricação de implantes ortopédicos a partir de usinagem de osso humano**. 2000. 221f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

MULLENDER, M.G.; HUISKES, R., WEINANS, H. A physiological approach to the simulation of remodelling as a self organisational control process. **J. Biomech.**, Elmsford, v.27, n. 11, Nov. 1994.

MULLER, M.E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R. Screws and plates and their application. In: **Manual of internal fixation: technique recommended**. 3.ed. Berlin: Springer, 1991. p. 179-198.

NARY FILHO, H.; ILG, J.P. Atrofia severa da maxila. In: DINATO, J.C., POLIDO, W.D. **Implantes Osseointegrados: cirurgia e prótese**. São paulo: Artes Médicas. 2001. p.343-372.

OHGUSHI, H., GOLDBERG, V., CAPLAN, A. Repair of bone defects with marrow cells and porous ceramic. Experiments in rats. **Acta Orthop. Scand.**, Oslo, v.60, n.3, p.334-339, June 1989.

OUHAYOUN, J.P. Bone grafts and biomaterials used as bone graft substitutes. In: LANG, N.P., KARRING, T., LINDHE, J. **PROCEEDINGS OF THE 2ND EUROPEAN WORKSHOP ON PERIODONTOLOGY: chemicals in periodontics**. Berlin: Quintessenz, 1997. p.313-358.

PELKER, R.R., FRIEDLAENDER, G.E. Biomechanical properties of bone allografts. **Clin. Orthop. and Rel. Res.**, v.174, p.54-57, Apr. 1983.

PELKER, R.R., FRIEDLAENDER, G.E. Biomechanical aspects of bone autografts and allografts. **Orthop. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.18, n.2, p.235-239, Apr. 1987.

PETRYL, M., HERT, J., FIALA, P., Spatial organization of haversian bone in man, **J. Biomech.**, Elmsford, v. 29, n. 2, p.161-169, 1996.

PHILLIPS,J.H., RAHN,B.A. Fixation effects on membranous and endochondral onlay bone graft resorption. **Plast. Reconstr. Surg.**, Philadelphia, v.82, n.5, p.872-877, Nov. 1988.

PIATTELI,A., PODDA,G., SCORANO,A. Clinical and histological results in alveolar ridge enlargement using coralline calcium carbonate. **Biomaterials**, Oxford, v.18, n.8, p.623-629, Apr. 1997.

POLIDO,W.D., MARINI,E. Enxertos ósseos do ramo mandibular com finalidade estética. In: DINATO,J.C., POLIDO,W.D. **Implantes Osseointegrados: cirurgia e prótese**. São Paulo: Artes Médicas. 2001. p.261-282.

PROLO,D.J., RODRIGO,J.J. Contemporary bone graft physiology and surgery. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v.200, p.322-342, Nov. 1985.

REDDI, A. H., WEINTROUB,S., MUTHUKUMARAN,N. biologic principles of bone induction. **Orthop. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.18, n.2, p.207-212, Apr. 1987.

ROSENBERG,E., ROSE,L.F. Biologic and clinical considerations for autografts and allografts in periodontal regeneration therapy. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.42, n.3, p.467-490, July 1998.

SALLES, B. W. Usinagem de parafuso de osso cortical bovina liofilizado. 2002. 60f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

SCHIOCHETT, C. Análise microscópica do comportamento tecidual de parafusos de osso bovino instalados em tíbia de coelho. 2002. 130f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Implantodontia) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis..

SCHLICKWEI,W. et al. Influence of humate on calcium hydroxyapatite implants. **Arch. Orthop. Trauma Surg.**, Berlin, v.112, n.6, p.275-279, Mar. 1993.

SIMONDS,R.J. et al. Transmission of human immunodeficiency virus type 1 from a sero-negative organ and tissue donor. **N. Engl J. Med.**, Boston, v.326, n.11, p.726-732, Mar. 1992.

SPAMPATA,R., WERTHER,J.R., HAUSCHKA,P.V. Accelerated endochondral osteoinduction in the absence of bone matrix particles in a rat model system. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v.50, n.2, p.140-151, Feb. 1992.

THALLER,S.R. et al. Reconstruction of calvarial defects with anorganic bovine mineral (Bio-Oss) in a rabbit model. **J. Craniofac. Surg.**, Philadelphia, v.4, n.2, p.79-84, Apr. 1993.

THALLER,S.R. et al. Repair of experimental calvarial defects with Bio-Oss particles and collagen sponges in a rabbit model. **J. Craniofac. Surg.**, Philadelphia, v.5, n.4, p.242-246, Sept. 1994.

THALLER,S.R. et al. The split calvarial bone graft donor site: the effects of surgical and hydroxyapatite impregnated with collagen. **Ann. Plast. Surg.**, Philadelphia, v.25, n.6, p.435-439, Dec. 1990.

THALLER,S.R., KIM,J.C., KAWAMOTO,H.K. Calvarial bone graft donor site: a histological study in a rabbit model. **Ann. Plast. Surg.**, Philadelphia, v.23, n.5, p.390-395, Nov. 1989.

THOMPSON,N., CASSON,J.A. Experimental onlay bone grafts to the jaws. A preliminary study in dogs. **Plast. Reconstr. Surg.**, Philadelphia, v.46, n.4, p.341-349, Oct. 1970.

TRIPPLET,R.G., SCHOW,S.R. Osseous regeneration with bone harvested from the anterior mandible. In: NEVINS,M., MELLONIG,J.T. **Implant Therapy**: clinical approaches and evidence of success. Chicago: Quintessence. 1998. p.209-217.

URIST,M.R. Bone formation by autoinduction. **Am. J. Sci.**, New Haven, v.150, n.36, p.893-899, June 1965.

WATROUS,D.A., ANDREWS,B.S. The metabolism and immunology of bone. **Semin. Arthritis Rheum.**, Philadelphia, v.19, n.1, p.45-65, Aug. 1989.

WETZEL,A.C., STICH,H., CAFFESSE,R.G. Bone apposition onto oral implants in the sinus area filled with different grafting materials. A histologic study in beagle dogs. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.6, n.3, p.155-163, Sept. 1995.