

**Universidade do Grande Rio
"Prof. José de Souza Herdy"**

ALTAIR DANTAS DE ANDRADE

**RASPADORES ÓSSEOS: AVALIAÇÃO ESTRUTURAL E SUA RELAÇÃO COM
A EFICÁCIA *IN VITRO***

**DUQUE DE CAXIAS
2007**

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

ALTAIR DANTAS DE ANDRADE

**RASPADORES ÓSSEOS: AVALIAÇÃO ESTRUTURAL E SUA RELAÇÃO COM
A EFICÁCIA *IN VITRO***

Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia
Orientador: Prof. Dr. Guaracilei M. Vidigal Jr

**DUQUE DE CAXIAS
2007**

CATALOGAÇÃO NA FONTE/BIBLIOTECA - UNIGRANRIO

A553r Andrade, Altair Dantas de.

Raspadores ósseos : avaliação estrutural e sua relação com a eficácia *in vitro* / Altair Dantas de Andrade ; orientador : Guaracilei Maciel Vidigal Jr. – Duque de Caxias, RJ, 2007.

99 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, Escola de Odontologia , 2007.

Bibliografia: f. 85-96

1.Odontologia. 2. Implante dentário. 3. Implante dentário endósseo. 4. Osseointegração 5. Regeneração óssea - Métodos. I. Vidigal Jr., Guaraciel Maciel. II. Groisman, Mário. III. Título.

CDD – 617.6

ALTAIR DANTAS DE ANDRADE

**RASPADORES ÓSSEOS: AVALIAÇÃO ESTRUTURAL E SUA RELAÇÃO COM
A EFICÁCIA *IN VITRO***

Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Aprovada em, de de 2007.

Dra. Glória de Almeida Soares
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Dr. Eduardo Seixas Cardoso
Universidade do Grande Rio

Dr. Edson Jorge Lima Moreira
Universidade do Grande Rio

**DUQUE DE CAXIAS
2007**

DEDICATÓRIA

À minha esposa Ana, minha principal incentivadora, que me apoiou durante toda esta longa e árdua caminhada, e aos meus filhos, Camila, Ana Gabriella e João Pedro por compreenderem os meus esforços.

AGRADECIMENTOS

No início desta jornada árdua, a que chamaram de “mestrado”, busquei inspiração elevando meu pensamento a DEUS e ele prontamente iluminou meus caminhos;

À minha família que comigo percorreu esta trilha, vivenciando e participando estes momentos, só tenho a agradecer;

Aos meus pais e irmãos, que sempre apoiaram as minhas iniciativas e impulsos;

Ao meu tio Corsino pelo estímulo e exemplo de vida pessoal;

Aos meus funcionários e colegas do consultório por segurarem a barra na minha ausência;

Aos meus pacientes por compreenderem e apoiarem a minha ausência do consultório;

Ao amigo e mestre, Mário Groisman por me fazer ver muito mais longe do que eu me permitia sempre disposto a compartilhar comigo os seus conhecimentos;

Ao professor Marcelo Corrêa Manso pela facilidade de expressar seus conhecimentos e pela transparência dos seus atos;

Ao professor David Nassin Harari, toda minha estima pelo domínio completo da matéria aplicada, assim como, da técnica de manipulação do computador;

Ao professor Eduardo Seixas Cardoso que soube segurar com muita tranquilidade e imponência o dia a dia da clínica;

Ao professor Marcio Baltazar Conz pela tranquilidade e franqueza dos seus atos, e a clareza da técnica cirúrgica;

Aos funcionários da Unigranrio sempre solícitos em nos ajudar;

Ao Professor Oldemar de Brito por sempre estar à disposição para nos dar bons conselhos.

À professora Anadir Cordeiro Herdy que com simplicidade nos proporcionou uma logística durante todo o curso;

À professora Glória de Almeida Soares sempre pronta a colaborar, e por abrir as portas do COPPE para realizar parte dos meus experimentos;

Ao professor Roberto Ribeiro de Avillez por facilitar e apoiar minha pesquisa na PUC;

Ao Edson Jorge Lima Moreira, um amigo de primeira grandeza, pela paciência e dedicação para comigo e meus colegas;

Aos meus colegas de turma: Eduardo Dias, Júlio Rebollal, Fred Freire, Marley Bonella, Sabrina Serrão, Sandro Daroz, Luis Nemer, Marcio Barcellos e José Ricardo que abrilhantaram os meus passos durante o curso;

A minha dupla no mestrado Carlos Frederico de Carvalho Marinho, por me apoiar e aturar neste período.

Ao amigo Marcos Motta pela compreensão da minha ausência neste período na faculdade;

Ao colega Luís Carlos Moraes e Silva Júnior parceiro de todas as horas pela dedicação e ajuda na construção deste trabalho;

E para finalizar gostaria de agradecer com imensa gratidão e orgulho o coordenador e amigo Guaracilei Maciel Vidigal Jr., responsável pela conclusão deste trabalho. Uma pessoa capaz de transmitir seus conhecimentos com rara naturalidade, vibrar com as nossas conquistas e sem descanso, ao nos cobrar atitudes, oferecer o seu apoio incondicional. Um grande abraço, e meu muito obrigado.

EPÍGRAFE

“Há pessoas que transformam o sol numa
simples mancha amarela, mas há também
aquelas que fazem de uma simples mancha
amarela o próprio sol”.

Picasso

RESUMO

Existem diversos raspadores ósseos comercialmente disponíveis, apresentando diferentes características estruturais e desempenhos clínicos. Na literatura atual, não existem trabalhos que analisem as características estruturais e do projeto dos diferentes raspadores e que as relacionem a eficácia dos raspadores. O objetivo deste trabalho foi analisar os projetos, as características estruturais do aço das lâminas de corte, correlacionando com o desempenho *in vitro* de 9 diferentes raspadores ósseos. Os dados obtidos foram comparados utilizando a análise de variância (ANOVA) e o teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls (SNK). Além disso, a quantidade de osso raspado foi correlacionada pela análise de regressão com cada uma das outras variáveis. Os resultados demonstraram que tanto a abertura da ponta ativa, como o ângulo de corte da ponta ativa, que são características dos projetos dos raspadores ósseos, não influenciaram na quantidade de osso raspado. As características estruturais das lâminas dos raspadores ósseos (diâmetro médio de grão, dureza Vickers e composição química), influenciaram na quantidade de osso raspado.

Palavras-chaves: Raspadores ósseos, enxertos ósseos, regeneração óssea guiada.

ABSTRACT

There are many bone scrapers commercially available that present different characteristics structural and different clinic results. However, in the current literature, there are no articles that analyze the structural and project characteristics and relate them to the effectiveness of the scrapers. The aim of the present study was to analyze the design, structural characteristics of the steel of the blades from 9 different bone scrapers, as well as to relate their performance to such characteristics *in vitro*. The data obtained were compared using ANOVA and the comparison multiple test Student-Newman-Keuls. Furthermore, the amount of rasped bone was related to the others variables by regression analysis. The results of the different scrapers show that both the opening and the cutting angle of the active part, which are characteristics of the bone scrapers projects, did not influence in the quantity of the scraped bone; while the structural characteristics of the bone scrapers blades (average diameter of the grain, Vickers hardness and the chemical composition) influenced in the quantity of the scraped bone.

Key words: bone scrapers, bone graft, guided bone regeneration.

LISTA DE FIGURAS

Figura		Pág
1	Movimento de uma discordância	51
2	Raspadores ósseos das marcas comerciais: 1- Kopp, 2- 3i, 3 - Neodent descartável, 4 – SIN	58
3	Raspadores ósseos das marcas comerciais: 5 - Neodent metálico, 6 - MX-grafter, 7 - Welfare lâmina de aço, 8 - Welfare lâmina tratada	58
4	Raspador ósseo: 9-Neodent modificado	58
5	Cirurgião-dentista realizando a raspagem óssea	59
6	Partículas ósseas armazenadas em um dos raspadores estudados	59
7	Pesagem das partículas ósseas na balança de precisão	60
8	Projeto de perfis	60
9	Lâmina do raspador sendo seccionada no Isomet	61
10	Secção transversal da lâmina do raspador número 5	61
11a	Foto de microscopia eletrônica de varredura da ponta ativa seccionada de um dos raspadores	62
11b	Representação esquemática da secção transversal das lâminas	62
12	Discos de metalografia com lixas d'água	63
13	Lixas diamantadas para o polimento mais refinado	64
14	Foto do Durômetro para análise da dureza Vickers	65
15	Marcação da dureza Vickers do raspador número 9	66
16	Entrada do coletor do raspador 4, demonstrada pela seta	69
17	Entrada do coletor do raspador 3, demonstrada pela seta	69
18	Análise de EDS do raspador de número 6 (500 x)	77

19	Análise de EDS do raspador de número 5 (500 x)	77
20	Raspador 3 com lâmina circular	80
21	Raspador 9 com lâmina plana	80

LISTA DE QUADROS

Quadro	Título	Página
Quadro 1	Peso em gramas do osso bovino coletado para cada 20 golpes de raspagem. Total de 10 grupos de 20 golpes.	67
Quadro 2	Resultados, em milímetros, das três medidas da abertura da área coletora de cada raspador e suas respectivas médias.	68
Quadro 3	Resultado das três medições do ângulo da ponta ativa e suas respectivas médias.	71
Quadro 4	Resultados da análise do diâmetro médio de grão das lâminas de cada raspador estudado.	73
Quadro 5	Resultados dos valores de dureza Vickers e suas respectivas médias.	75
Quadro 6	Resultados, expressos em valores médios, dos parâmetros estudados do projeto e de caracterização estrutural e do teste <i>in vitro</i> para os diferentes raspadores ósseos.	78

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico	Título	Página
Gráfico 1	Correlação entre a abertura da área coletora e quantidade de osso raspado	70
Gráfico 2	Correlação entre o ângulo de corte da ponta ativa e quantidade de osso raspado	72
Gráfico 3	Correlação entre o diâmetro médio de grão e quantidade de osso raspado	74
Gráfico 4	Correlação entre valores de dureza Vickers e quantidade de osso raspado	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Abreviaturas e Siglas	Título	Página
mm	Milímetro	20
µm	Micrômetro	23
TGF-β	Fator de crescimento transformante Beta	28
BMP	Proteínas ósseas morfogenéticas	32
PRP	Plasma rico em plaquetas	32
ROG	Regeneração óssea guiada	37
GTR	Regeneração tecidual guiada	37
GBA	Aumento ósseo guiado	37
DFDBA	Osso seco desmineralizado liofilizado	38
HU	Unidade de medida hounsfield	39
FDDBA	Osso seco mineralizado liofilizado	43
CO	Cateto oposto	62
CA	Cateto adjacente	62
h	Hipotenusa	62
EDS	Espectroscopia por dispersão de energia	66
SNK	Student-Newman-Keuls	66
HV	Dureza Vickers	74
Kgf/mm ²	Quilograma força por milímetro quadrado	74

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Título	Página
%	Porcentagem	21
β	letra grega beta	28
<	Menor	24
>	Maior	36
®	marca registrada	39
°	Graus	49
g	Gramas	49
%p.	porcentagem em peso	54
C	Carbono	54
Θ	letra grega teta	62
HCl	ácido clorídrico	64

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1	Histórico da Implantodontia	19
2.2	Fisiologia óssea	22
2.2.1	<i>Biologia óssea</i>	22
2.2.2	<i>Metabolismo ósseo</i>	28
2.3	Classificação dos rebordos ósseos e dos defeitos ósseos	32
2.4	Regeneração Óssea Guiada	36
2.5	Fundamentos de ciência dos materiais	45
2.5.1	<i>Estruturas cristalinas</i>	47
2.5.2	<i>Imperfeições nos cristais</i>	47
2.5.3	<i>Impurezas em sólidos</i>	48
2.5.4	<i>Cristalinidade</i>	48
2.5.5	<i>Microestruturas: propriedades mecânicas</i>	48
2.5.6	<i>Mecanismo do aumento de resistência em metais</i>	49
2.5.7	<i>Crescimento de grão</i>	50
2.5.8	<i>Determinação do tamanho de grão</i>	52
2.5.9	<i>Deformação elástica</i>	52
2.6	Recristalização	53
2.7	Fadiga	53
2.8	Aços	54
2.8.1	<i>Aços inoxidáveis</i>	55
3	PROPOSIÇÕES	56
4	MATERIAIS E MÉTODOS	57

4.1	Raspadores utilizados	57
4.2	Análise do desempenho	59
4.3	Análise da abertura da área coletora	60
4.4	Análise do ângulo da ponta ativa da lâmina dos raspadores ósseos	61
4.5	Análise do diâmetro médio de grão	63
4.6	Análise da dureza Vickers	65
4.7	Análise da composição química	66
4.8	Tratamento estatístico	66
5	RESULTADOS	67
5.1	Análise do desempenho	67
5.2	Análise da abertura da área coletora dos raspadores	68
5.2.1	<i>Correlação entre a abertura da área coletora e a quantidade de osso raspado</i>	69
5.3	Teste do ângulo da ponta ativa da lâmina dos raspadores ósseos	70
5.3.1	<i>Correlação entre o ângulo da ponta ativa e a quantidade de osso raspado</i>	71
5.4	Análise do diâmetro médio de grão	72
5.4.1	<i>Correlação entre o diâmetro médio de grão e a quantidade de osso raspado</i>	73
5.5	Teste da dureza Vickers	74
5.5.1	<i>Correlação entre valores de dureza Vickers e a quantidade de osso raspado</i>	75
5.6	Análise da composição química das lâminas	76
6	DISCUSSÃO	79

6.1	Sobre os materiais	79
6.2	Sobre os métodos	80
6.3	Sobre os resultados	81
7	CONCLUSÕES	84
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
	APÊNDICE	97
	ANEXOS	98

1 INTRODUÇÃO

Os resultados dos estudos clínicos longitudinais prospectivos multicêntricos (Adell *et al.*, 1981; Van Steenbergue *et al.*, 1990), do tratamento de edentulismo com implantes endósseos osseointegráveis, comprovaram a previsibilidade e a eficácia do procedimento preconizado por Brånemark. Por ser endósseo uma das possibilidades auxiliares de tratamento é a inserção de implantes em osso regenerado. O uso de técnicas reconstrutivas visando restabelecer condições ósseas favoráveis para a instalação de implantes osseointegráveis vem sendo motivo de vários trabalhos científicos.

Diferentes tipos de materiais para enxertia, são empregados objetivando o processo de regeneração óssea. Em relação à origem, estes materiais podem ser: autógenos, alógenos, xenógenos e aloplásticos. O enxerto autógeno é considerado o padrão-ouro, quando comparado aos outros biomateriais, por ser o único que envolve os três mecanismos de formação óssea: osteocondução, osteoindução e osteogênese.

Dentre as diversas técnicas existentes para obtenção de osso autógeno intra-oral, visando restabelecer as condições ósseas adequadas para a instalação de implantes osseointegrados, destaca-se a utilização de raspadores ósseos. O emprego de raspadores ósseos pode ser considerado um procedimento menos invasivo, quando comparado com o de remoção de blocos ósseos, e mais barato. Desta forma, os objetivos desta dissertação foram analisar os projetos de 9 diferentes raspadores ósseos, comercialmente disponíveis, as características estruturais do aço de suas lâminas de corte e o desempenho destes instrumentos em um teste *in vitro*.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Histórico da implantodontia

Brånemark *et al.* (1969) foram pioneiros em reabilitar mandíbulas edêntulas através da ancoragem direta de implantes de titânio no osso. Brånemark *et al.* (1985) postularam que a área de contato entre o implante endósseo de titânio e o tecido ósseo fosse denominada como osseointegração e definida como uma “conexão estrutural e funcional direta entre o tecido ósseo vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional”.

Magini *et al.* (1999) descreveram uma retrospectiva histórica dos implantes desde o início do século XX; onde, em 1909, Greenfield idealizou implantes de forma semelhante à cesta de basquete, estes eram implantes endósseos constituídos de uma liga de Irídio-Platina. No ano de 1943, Gustav Dall, um dentista sueco, buscou melhor estabilidade para próteses inferiores em mandíbulas edêntulas atróficas com os implantes subperiosteais. Dois dentistas americanos, Goldberg e Gershkoff, em 1949, contribuíram para solucionar casos de escassa área de apoio protético das dentaduras convencionais, idealizando implantes subperiosteais, semelhantes ao descritos por Gustav Dall. Os implantes subperiosteais totais se apoiavam em osso alveolar; em contínuo processo de atrofia, seguindo o caminho fisiológico da reabsorção por falta de estímulo. Em curto espaço de tempo o implante “flutuava” sobre um tecido conjuntivo fibroso, com mobilidade e causando severos transtornos aos pacientes. Somente em 1960, Brånemark e colaboradores, desenvolveram um implante que alcançou ancoragem direta com o osso. Este grupo de pesquisadores realizou primeiramente estudos

em cães e coelhos, sendo os primeiros estudos em humanos, iniciados em 1965, com uma técnica cirúrgica em 2 estágios.

Adell *et al.* (1981) instalaram 2768 implantes, *ad modum* Brånemark, em 410 mandíbulas edêntulas. Foram utilizados de 4 a 6 implantes por arcada. O diâmetro do corpo do implante era de 3,75mm e a plataforma protética apresentava diâmetro de 4.1mm. Os comprimentos eram variáveis e indicados de acordo com o osso remanescente. Após a instalação aguardava-se um período mínimo de 4 meses com os implantes submersos, para posteriormente confeccionar próteses totais fixas. Neste estudo com o acompanhamento desses implantes por 15 anos, os autores estabeleceram os seguintes princípios que devem ser observados para obtenção de sucesso da técnica: emprego de material adequado; procedimento em 2 estágios; período de reparo sem esforço; cirurgia atraumática; incisão e deslocamento de tecido com mínimo trauma; condições estéreis; instrumental apropriado; evitar radiografias durante o período de cicatrização; aguardar período de cicatrização de 3 meses na mandíbula e 6 meses na maxila.

Albrektsson *et al.* (1981) após instalarem 2.895 implantes *ad modum* Brånemark, na mandíbula e na maxila de pacientes, analisaram a interface entre o osso e o implante por meio de raios-x, microscopia de varredura e de transmissão. A análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou uma relação espacial muito próxima entre o implante e o osso. Nenhum desgaste foi observado no osso ou mucosa ao redor dos implantes que estava recebendo carga funcional por períodos superior a 6 anos. A mucosa também se apresentou aderida ao implante de titânio, formando um selamento biológico, e prevenindo a penetração de microorganismos ao longo da interface implante / pilar protético. A análise por microscopia eletrônica de transmissão da interface implante-osso revelou um

contato direto entre as duas superfícies, sugerindo a possibilidade de uma união química entre o titânio e o osso. Os autores concluíram que a técnica da osseointegração seria um procedimento confiável para ser usado como ancoragem permanente de próteses.

De acordo com Taylor & Agar (2002), desde a conferência de Toronto em 1982, a ciência produziu profundas modificações nos princípios, planejamento e tratamento reabilitador através do uso de implantes endósseos.

Van Steenbergue *et al.* (1990) realizou um trabalho prospectivo com 159 pacientes parcialmente edêntados, envolvendo 9 centros clínicos, todos com experiência acima de 3 anos, com a técnica de implantes Brånemark. Para inclusão neste estudo, os pacientes deviam apresentar pelo menos 7 mm de osso remanescente para a instalação dos implantes osseointegráveis e espaço interarcos suficiente para a confecção de próteses aparafusadas. Dos 558 implantes avaliados, 19 falharam e foram removidos durante o período de cicatrização ou no 2º estágio cirúrgico; outros 3 foram removidos ao longo do estudo, por falta de osseointegração. Portanto uma taxa de 12% de falhas ao longo de 5 anos de estudo foi observada. Os autores destacaram a correlação entre os implantes que falharam e a qualidade óssea da área. Pacientes com pouca densidade óssea e trabéculas esparsas apresentaram maior risco para a sobrevivência dos implantes. O estudo relata que a taxa de perda de implantes curtos (7 mm) foi praticamente o dobro da taxa de onde foram instalados implantes convencionais (com diâmetro de 3,75mm), com pelo menos 10 mm de fixação. A taxa de sucesso apresentada no estudo foi maior para fixações longas (15 mm) e para implantes com maior diâmetro (4 mm). O estudo relata também que o acúmulo de placa bacteriana e inflamação gengival aumentaram o risco de perda de implantes.

2. 2 Fisiologia Óssea

2.2.1 *Biologia óssea*

Osso é um tecido vivo que apresenta duas funções primárias, sendo uma a de suporte estrutural e a outra relacionada ao metabolismo do cálcio (Marx & Garg, 1998).

O osso é um tecido conjuntivo especializado formado por 60 a 70 % de cristal inorgânico e 30 a 35% de material orgânico, no qual 90 % representam fibras de colágeno (Derks et al, 1998).

A porção orgânica do osso é composta de proteínas colagênicas e não-colagênicas acrescidas de proteoglicanos (Turner, 1991).

A matriz protéica colagênica está impregnada por minerais, incluindo fosfato de cálcio (85%), carbonato de cálcio (10%) e pequenas quantidades de fluoreto de cálcio e fluoreto de magnésio. As fibras de proteínas colagênicas que formam a matriz óssea são extremamente complexas. Para manter a estrutura óssea normal, a matriz óssea tem uma reserva suficiente de proteínas e mineral. Os minerais estão armazenados na forma de hidroxiapatita (Marx & Garg, 1998).

O colágeno tipo 1 responde por 90% da constituição protéica óssea, servindo como arcabouço estrutural para a fase mineralizada. As proteínas não-colagênicas possuem a função de promover a mineralização óssea, regulando a adesão e atividade celular durante os fenômenos de formação e reabsorção óssea (Derks *et al.*, 1998).

A estrutura óssea é altamente organizada, composta por matriz orgânica e mineral inorgânica. Matriz óssea refere-se ao osteóide, antes da mineralização, composto por fibras de colágeno embebidas em substância de crescimento, esta

última composta por água e fatores de crescimento. Também apresentam em sua composição numerosos fatores orgânicos (citosinas e fatores de crescimento) que controlam a atividade celular, maturação da matriz e mineralização. Durante o processo de mineralização, pequenos cristais de hidroxiapatita são densamente assentados e organizados numa disposição que segue a orientação das fibras colágenas (Roberts & Garetto, 1999).

O resultado da migração de células que estão em interação com a matriz óssea inclui o deslocamento de células, e o remodelamento da matriz óssea. Este mecanismo tecidual, não depende somente de características individuais das células e matriz molecular, mas também de uma organização complexa e interação recíproca que ocorra entre os grupos de células circundantes da matriz óssea (Grinnell, 2003).

O tecido ósseo é formado por um número de configurações. Depende da idade, função, e histórico fisiológico e os ossos são formados por 4 tipos de tecido microscópico: primário (imaturo), lamelar (secundário), fibroso (misturado) e osso maduro (composto) (Roberts & Garetto, 1999).

Existem 4 tipos de células presentes no tecido ósseo: osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e células pré-osteoblásticas. O tecido ósseo está em constante estado de remodelamento, com os osteoblastos produzindo e mineralizando nova matriz óssea, osteócitos mantendo a matriz óssea e osteoclastos reabsorvendo a matriz óssea. As células pré-osteoblásticas são células inativas e precursoras dos osteoblastos (Karageogiu & Kaplan, 2005).

Segundo Roberts & Garetto (1999) osso primário é formado por células embrionárias que apresentam alta capacidade de formação óssea (30 a 50 μm por dia), mas quando comparado ao osso lamelar, apresentam baixa quantidade

mineral, apresentando fibras colagênicas com orientação dispersas e capacidade de resistência a forças muito limitado. O osso primário tem um papel muito importante no processo de estabilidade inicial dos implantes endósseos, isto acontece devido a sua característica de flexibilidade que lhe é peculiar, interpondo-se aos micro-movimentos.

O autor relata que o osso lamelar é o principal tecido de sustentação do esqueleto adulto, sendo composto predominantemente por cortical madura e osso trabecular. Em adultos, a formação da lamela é relativamente lenta (<1,0 µm por dia), sendo altamente organizada e densamente mineralizada. O osso lamelar é caracterizado por apresentar de 3 a 5 camadas de fibras colagênicas paralelas, e a orientação destas fibras muda de lamela para lamela, e a sua construção é freqüentemente comparada com fios de madeira. O osso lamelar é histologicamente independente da idade que é formado.

O osso fibroso é caracterizado por apresentar uma superfície de formação óssea ao longo da superfície óssea pré-existente, e suas estrias são extensões das fibras de Sharpey, compostas por fibras colagênicas, dos tecidos conjuntivos adjacentes que estão inseridos próximos ao tecido ósseo em formação (Roberts & Garetto, 1999).

Osso maduro é o osso lamelar depositado sobre a matriz do osso primário. A maior parte das fibras primárias apresenta propriedades parecidas com a do osso primário. Esta formação ocorre no início da formação óssea e durante a aposição óssea periosteal e endósteal. As fibras colagênicas correm paralelas à superfície, mas não são organizadas de modo lamelar (Roberts & Garetto, 1999).

Baseadas na orientação das lamelas, a matriz óssea é subdividida em diferentes compartimentos, onde a estrutura básica compreende os ósteons

(sistema harvesianos), são estruturas cilíndricas construídas longitudinalmente ao redor de canais vasculares (harvesianos). Os ósteons secundários, consistem de fibras colagênicas com maior concentração de osso lamelar, e os ósteons primários são caracterizados por fibras colagênicas de matriz óssea mais primitiva. Ao longo das superfícies periosteais e endósteais, a aposição crescente freqüentemente oferece resultados com lamelas em aspecto circunferencial. A deposição óssea que ocorre nessa fase é importante para a estabilização do implante após o período de carga funcional (Buser *et al.*, 1994).

Estas células depositadas são os pré-osteoblastos derivados de células mesenquimais indiferenciadas, presentes em todas as superfícies não reabsorvidas (periósteo e endósteo). Caracterizam-se por possuírem a função de se diferenciar em osteoblastos (Long *et al.*, 1995).

Os osteoblastos são células derivadas dos pré-osteoblastos. Estas células caracterizam-se por secretar proteínas colagênicas e não colagênicas, proteoglicanos da matriz óssea, e metaloproteinases, regulam fatores de crescimento e citosinas, produzem o fator estimulador de colônia 1 e regulam o desenvolvimento dos osteoclastos (Bord *et al.*, 1996).

Os osteoblastos são células responsáveis pela formação do tecido ósseo. Sendo assim, os osteoblastos sintetizam os componentes de matriz orgânica e controlam a mineralização dessa matriz óssea. Os osteoblastos estão localizados na superfície óssea, promovendo a deposição da matriz ativa, e podem se diferenciar em 2 tipos de células: células ósseas de recobrimento e osteócitos. As células ósseas de recobrimento são células alongadas que recobrem a superfície do tecido ósseo e não apresentam atividade de síntese. Os osteócitos são células com a forma estrelada que estão aprisionados dentro da matriz óssea mineralizada, mas

que permanecem em contato com as outras células ósseas por um fino processo celular (Bord *et al.*, 1996).

Osso é formado por osteoblastos. Quando os osteoblastos tornam-se circundados pela matriz óssea, eles transformam-se em osteócitos. A manutenção da comunicação entre os osteócitos é feita através do processo citoplasmático, envolvendo uma rede de finos canais que emergem das lacunas, para uma distância específica. Durante a formação óssea tais prolongamentos citoplasmáticos estendem-se além de seus limites normais para encontrar-se com osteócitos adjacentes (Marx & Garg, 1998).

Segundo Buser *et al.* (1994), a formação óssea sempre se inicia com a deposição de osteóide, que subseqüentemente se mineraliza. Osso primário é formado mais rapidamente que o osso lamelar, e os intervalos entre deposição óssea e mineralização óssea é curto (1 a 3 dias). Este mesmo processo para deposição do osso lamelar é muito mais lento. A deposição de fibras colagênicas está restrita a uma taxa de produção de osteóide de 1 a 2 μ m por dia.

Durante os primeiros dias (3 a 7 dias), a população de células pré-osteoblásticas produzem somente uma pequena quantidade de osteóide. Depois que a rede vascular esta estabelecida, a produção de osteóide acelera, provavelmente como resultado da disponibilidade de oxigênio e nutrientes (Marx & Garg, 1998).

Embora as células mesenquimais indiferenciadas originalmente apresentem uma limitação de função, que seria a capacidade de se diferenciar em vários tecidos, acredita-se que estas células possuam também a capacidade de plasticidade. Esta capacidade se refere à habilidade destas células de cruzar

barreiras de camadas embrionárias, e adotar expressões e funções em outros tecidos (Soltan *et al.*, 2005).

A característica principal dos osteócitos são os seus numerosos, longos e delicados processos citoplasmáticos extensos e comunicantes através dos canalículos. A atual célula óssea esta localizada dentro de uma cavidade, a lacuna. O resultado deste sistema canalículo-lacuna é indispensável para o metabolismo celular, desde a difusão de nutrientes e a perda de produtos através da mineralização da matriz óssea. Entretanto, a capacidade de transporte do sistema é limitada, aproximadamente de 100µm (Buser *et al.*, 1994).

Os osteoclastos pertencem à família de células gigantes especializadas em quebrar a matriz óssea. Na ativação da reabsorção osteoclástica ocorre à aderência na superfície óssea e produção de lacunas, estas chamadas lacunas de Howships. Os osteoclastos são móveis e possibilitam a formação de ranhuras na superfície óssea. O diâmetro das células varia de 30 a 100µm e o número de núcleos de 3 a 30, apresentando o citoplasma ácido e contendo vacúolos (Buser *et al.*, 1994).

Os osteoblastos são originados de células mesenquimais indiferenciadas, enquanto os osteoclastos são originados da diferenciação dos monócitos hematopoiéticos e dos macrófagos (Marks, 1983).

2.2.2 Metabolismo Ósseo

O tecido ósseo é bastante complexo e especializado em relação ao esqueleto, relacionado às funções de manutenção da integridade estrutural, e também servindo de reservatório de minerais, particularmente cálcio e fosfato. (Murugan & Ramakrishna, 2005).

Segundo Roberts & Garetto (1999) o mineral ósseo é o suprimento metabólico essencial do elemento cálcio. Além de seu papel estrutural, a função essencial e primitiva do osso é o metabolismo do cálcio. Fisiologicamente, o objetivo original dos tecidos mineralizados é servir como reservatório de cálcio, onde este suprimento é crítico para as funções vitais do ser vivo. Secundariamente, os tecidos mineralizados desenvolveram capacidade de suporte do esqueleto.

As células mesenquimais provenientes da medula óssea e dos vasos sangüíneos diferenciam-se em células osteogênicas pelo estímulo dos fatores de crescimento transformador- β e da proteína óssea morfogenética-2 (Long *et al.*, 1995).

A composição da matriz extracelular apresenta um papel substancial no remodelamento ósseo, na cicatrização de fraturas e osseointegração de implantes endósseos, por ser responsável pela regulação da proliferação, migração e diferenciação das células osteogênicas (Klein *et al.*, 2007).

O mecanismo de formação de novo osso, durante a cicatrização de fraturas, cicatrização perimplantar ou remodelamento ósseo, parece ser comum quando necessário para a ativação de migração de células osteogênicas para o sítio que necessita de formação de nova matriz óssea e de controle de proliferação óssea (Davies & Hosseini, 2004).

Segundo Davies (2003), o aspecto mais importante para a cicatrização precoce perimplantar parece ser o recrutamento de células osteogênicas e a sua migração em direção a superfície do implante endósseo, denominado como osteocondução.

A biocompatibilidade do material, do implante endósseo, depende de suas propriedades químicas, físicas e estruturais, que poderão influenciar a resposta celular, quanto à formação óssea na interface implante/osso (Bachle *et al.*, 2007).

Segundo Deligianni *et al.* (2001), a química da superfície dos implantes endósseos, assim como, a sua topografia, e rugosidade afetam a taxa e a qualidade da nova formação óssea.

O mecanismo de adesão das células na matriz extracelular é de fundamental importância para a função, sobrevivência, e crescimento de células que envolvem a formação da adesão focal para facilitar a sinalização dos receptores de glicoproteínas (Diener *et al.*, 2005).

Segundo Ducheyne & Qiu (1999), as fibronectinas, que são glicoproteínas de alto peso molecular, atuam como moléculas adesivas, interagem com os receptores glicoprotéicos da matriz extracelular (integrinas) nas membranas das células. A proximidade das integrinas, que são ativadas por esta interação, desencadeia uma reação citoplasmática levando a estímulos intracelulares.

Segundo Smiler & Soltan (2006), o tecido ósseo é composto de células, matriz extracelular, e moléculas solúveis que servem para regular a função celular. A cortical óssea contém poucas células osteoblásticas, que são as células responsáveis pela aposição óssea, e osteoclastos, envolvidos com remodelamento e reabsorção óssea. O periósteo que é firmemente atado à cortical óssea, apresenta tanto potencial osteoblástico, como também, osteoclástico.

A migração de células osteogênicas pode ser descrita quando vimos o movimento de células ao longo de estruturas anatômicas distintas, induzidas e guiadas por gradientes importantes, como citosinas e componentes nutricionais. Para a cicatrização perimplantar, células ósseas migram através das fibras da matriz óssea, em direção à superfície do implante endósseo (Oprea *et al.*, 2003).

Segundo Roberts & Garetto (1999), os principais fatores determinantes para o osso suportar o implante endósseo são: capacidade metabólica do hospedeiro, histórico ósseo do sítio local para implantação, trauma cirúrgico durante a instalação do implante endósseo, resposta local quanto à atuação de citosinas e fatores de crescimento e biomecânica durante a fase de função do implante endósseo.

Quanto ao desenvolvimento e crescimento ósseo, a formação óssea depende de 2 pré-requisitos indispensáveis: amplo suprimento sanguíneo e mecanismo de suporte. A redução de oxigênio pode mudar a expressão genética e formar tecido fibroso ou cartilaginoso (Buser *et al.*, 1994).

O autor sugere também que a organização do tecido ósseo requer um mecanismo de estabilidade da superfície, sendo relatado que a formação óssea somente ocorre sobre base sólida.

No remodelamento ósseo, para cumprir as funções vitais de suporte e metabolismo, o osso responde a um variado conjunto de ações mecânicas, bioelétricas, metabólicas e controladas por mediadores locais (citosinas e fatores de crescimento). Em condições normais, a diferenciação dos osteoblastos é um mecanismo mediado pela tensão. No assentamento de implantes endósseos, a resposta osteogênica solicita uma migração de citosinas e fatores de crescimento para a região. O mecanismo de cicatrização inicial ocorre sem um direcionamento

específico, porque nessa fase ocorre ausência de carga funcional (Buser *et al.*, 1994).

O remodelamento ósseo é ativado por um trauma, fratura ou cirurgia. A interrupção temporária de suprimento sanguíneo em associação com a necrose óssea resulta em ativação do remodelamento ósseo. Este fenômeno tem especial interesse porque envolve células de diferentes origens, tanto cortical quanto trabecular. Esta ativação é obviamente baseada em ação de múltiplos fatores, como ativação osteoclástica, proliferação e diferenciação osteoblástica, formação da matriz óssea e mineralização da matriz óssea. Algumas lesões ósseas (fraturas, defeitos ósseos, inserção de implantes endósseos, interrupção de suprimento sanguíneo) ativam a regeneração óssea local e liberam fatores de crescimento e indutores da formação óssea. Entre os fatores de crescimento detectáveis no osso, alguns induzem a formação de células ósseas: fator de crescimento de insulina, fatores de crescimento transformador, fator de crescimento fibroblástico, fatores de crescimento derivados de plaquetas. Além disto, alguns fatores de indução óssea são de grande interesse, tais como: osteogenina e proteína óssea morfogenética (Buser *et al.*, 1994).

Plaquetas são pequenas células anucleadas, que apresentam forma irregular, diâmetro de 2-4 μ m, com tempo de vida útil entre 8 e 12 dias. As plaquetas apresentam um papel fundamental na hemostasia e serve como fonte natural de fatores de crescimento e dentre estes fatores de crescimento podemos destacar: fatores de crescimento derivados de plaquetas, fatores de crescimento insulino-dependente, fatores angiogênicos derivados das plaquetas e fatores de crescimento transformantes- β (Boyapati *et al.*, 2006).

Lindeboom *et al.* (2007), em um estudo com 10 pacientes edêntulos, onde foram realizados procedimentos de elevação de seio maxilar, utilizando o plasma rico em plaquetas (PRP) observaram que durante a primeira semana houve diferença significativa quanto à densidade capilar nos sítios com PRP, levando a concluir que o PRP não somente aumenta a capacidade de regeneração óssea, mas também, acelera a angiogênese depois da injúria cirúrgica, iniciando o reparo tecidual.

Segundo Roldán *et al.* (2003), a proteína óssea morfogenética é capaz de induzir as células mesenquimais indiferenciadas a se diferenciarem em osteoblastos e produzirem novo tecido ósseo, um fenômeno conhecido como osteoindução.

Wikesjo *et al.* (2004), em um estudo comparou o ganho em altura óssea, com adição de (BMP), e alcançou resultados bastante significativos, onde utilizou BMP (4,8 *versus* 1,3 mm). Os resultados também mostraram significativa diminuição na densidade óssea e contato implante/osso (taxa de 2 *versus* 1) na nova formação óssea que utilizou BMP.

Durante a cicatrização de fraturas, a inibição da angiogênese resulta numa completa falta de formação óssea (Amir *et al.*, 2006).

2.3 Classificação dos rebordos ósseos e dos defeitos ósseos

A taxa de sucesso em tratamento com implantes endósseos é influenciada, tanto pela qualidade óssea, como pela quantidade óssea, e informações clínicas têm indicado que o prognóstico é significativamente afetado pela qualidade óssea. Portanto, a densidade óssea é um parâmetro crítico quando planejamos a

instalação de implantes endósseos. Quando a cortical óssea é muito densa, a vascularização é menor, e quando a densidade trabecular é insuficiente, o contato osso/implante endósseo pode ser menor. Estas condições apresentam um prognóstico desfavorável para a instalação de implantes endósseos (Todisco & Trisi, 2005).

Atwood (1963) e Atwood e Coy (1971) avaliaram as mudanças nas características do volume ósseo, após a perda dentária, na região anterior da mandíbula. Seis estágios de rebordos residuais foram estabelecidos para relatar as formas e a faixa de perda óssea. A quantidade de perda óssea que ocorre no primeiro ano, após exodontias, é quase 10 vezes maior, que a observada nos anos seguintes. A área posterior da mandíbula edêntula é reabsorvida numa taxa cerca de 4 vezes mais rápida do que a área anterior da mandíbula. Entretanto, a altura original do osso disponível na mandíbula é duas vezes maior que a da maxila. Assim, a atrofia maxilar resultante, embora mais lenta, afeta o paciente candidato ao implante oral, com índice próximo ao visto na mandíbula.

Segundo Atwood e Coy (1971), o osso posterior da maxila perde volume mais rápido que qualquer outra região da cavidade oral. Além disto, o seio maxilar, após a perda dentária, expande em direção à crista do rebordo alveolar edêntulo. Como consequência, quando se necessita instalar implantes, na área posterior da maxila, é muito freqüente, a indicação de procedimento de enxerto ósseo.

Em 1985, Misch e Misch e Judy (1987) estabeleceram 4 divisões básicas de osso disponível para instalação de implantes na maxila e mandíbula edêntulas, que seguiam os fenômenos de reabsorção natural representados por Atwood (1971).

Além disso, os autores avaliaram a angulação do osso remanescente e a altura da coroa clínica para volume ósseo, e apresentaram as opções de

tratamento com implantes endósseos para cada divisão. Essas 4 divisões foram expandidas para 6 categorias, estendendo-se a abordagem específica de tratamento com implantes endósseos para a prótese e cirurgia. Esta classificação melhora a comunicação entre os profissionais de saúde e a coleta de dados específicos relevantes.

Em 1985, Lekholm e Zarb listaram 4 qualidades ósseas encontradas nas regiões anteriores das arcadas. A qualidade tipo I era composta de osso compacto homogêneo. A qualidade tipo II possuía uma camada espessa de osso compacto circundando um núcleo de osso trabecular denso. A qualidade tipo III possuía uma camada delgada de osso cortical circundando osso trabecular denso com resistência favorável. O tipo IV possuía uma camada delgada de osso cortical circundando um núcleo de osso trabecular com baixa densidade.

Outra classificação interessante é a preconizada por Tinti & Parma-Benfenati em 2003, que reporta 5 categorias de defeitos ósseos: áreas de extração, fenestrações, deiscências, deficiência óssea horizontal e deficiência óssea vertical.

Nos ferimentos em áreas de Extração, o autor relata que as disparidades desses problemas e seu devido tratamento requerem um esforço para organizar nosso plano de tratamento. Deve-se considerar que alguns problemas estão voltados para a regeneração óssea no momento da instalação do implante endósseo (simultânea), e outros são melhores servidos por eventos em estágios separados por tempo suficiente para permitir a maturidade óssea. As opções de tratamento incluem a instalação do implante endósseo imediato ou a realização de um processo de regeneração, objetivando proteger o remanescente ósseo. Arestas retangulares e largas pós-extração são mais fáceis de preencher sem um procedimento regenerativo.

Um envelope de osso intacto significa que as paredes do sítio de exodontia estão totalmente presentes. A perda de todo ou parte desse osso é pertinente, podendo comprometer o mecanismo de estabilidade do coágulo e a área pode vir a requerer um esforço de regeneração óssea (Tinti & Parma-Benfenati, 2003). Ainda, segundo os autores, a descrição é melhor aplicada, quando 1 implante endósseo é instalado e não é completamente protegido por paredes ósseas. Defeitos ósseos, em áreas de exodontia, são categorizados como Classe I ou II. Na Classe I, o envelope ósseo permanece intacto e o implante endósseo fica completamente dentro dele. Na Classe II, o envelope ósseo não fica totalmente intacto e o implante endósseo não fica completamente protegido pelas paredes ósseas, mas reside dentro das limitações da parte externa do envelope ósseo. Nas fenestrações ocorre um defeito na vestibular ou na palatina, como expressão da perda de espessura óssea (deficiência óssea), que cria uma exposição parcial do implante endósseo, que se encontra completamente protegido pelo osso. Na Classe I, a superfície do implante endósseo penetra na parede óssea através de uma insignificante quantidade óssea e é localizado dentro do envelope ósseo. Na Classe II, há uma porção significativa do implante endósseo exposta fora do envelope ósseo, devido à posição da futura restauração. Esse defeito ósseo pode ser corrigido de duas formas: (1) um evento em estágios, com o implante endósseo instalado após a regeneração óssea guiada ou (2) posicionamento do implante endósseo associado com a técnica de regeneração óssea guiada (ROG), onde utilizando uma barreira de membrana e osso autógeno, em uma abordagem de 1 estágio, o implante endósseo possa ser colocado em um ângulo aceitável. Na deiscência, relata o autor que este defeito vestibular ou palatino é uma expressão da deficiência em espessura óssea < 50% da superfície vestibular do implante endósseo, com

exposição da cabeça do implante endósseo, em uma direção apical. Na classe I, a superfície do implante endósseo apresenta-se dentro do envelope ósseo. Na Classe II, a superfície vestibular do implante endósseo apresenta-se exposta em relação ao envelope ósseo. As opções de tratamento para este tipo de defeito são as reportadas nas fenestrações. Na deficiência óssea na horizontal este defeito vestibular ou palatino é caracterizado pela perda da espessura e deficiência óssea, com subsequente exposição de >50% do diâmetro do implante endósseo. Na Classe I, a superfície do implante endósseo exposta (>50%) reside dentro do envelope ósseo. Na Classe II, a superfície do implante endósseo exposta (>50%) reside fora do envelope ósseo.

Na deficiência óssea vertical, segundo Tinti & Parma-Benfenati (2003) a perda em três dimensões da altura óssea, pode comprometer a posição adequada para a instalação do implante endósseo. Na classe I, a perda óssea vertical é < que 3 mm, enquanto na classe II, a perda óssea é > que 3mm. O tratamento indicado vai ser variado, dependendo do nível ósseo remanescente.

2.4 Regeneração Óssea Guiada

Após a exodontia, é relatado que 25% da largura óssea é perdida e que uma reabsorção óssea de pelo menos 4 mm de altura do total ósseo ocorre no primeiro ano. Em média, de 40 a 60% de perda do volume ósseo, acontece nos 3 primeiros anos (Bernstein *et al.*, 2006).

Durante o primeiro ano, após a perda do elemento dentário, ocorre o remodelamento ósseo, em que grande parte do osso cortical é substituída por osso trabecular e medular (Botticelli *et al.*, 2006).

O conceito original proposto para relatar a regeneração óssea guiada (ROG) e a regeneração tecidual guiada (GTR), enfatizam o estabelecimento de um espaço, através do uso de uma barreira, visando prevenir o crescimento de células indesejáveis, e criando condições de crescimento de células com capacidade óssea regenerativa (Schwarz et al, 2006).

Regeneração tecidual é um termo utilizado para descrever a cicatrização em que ocorre uma completa restauração da morfologia e função do tecido. Quando ocorre a cicatrização do tecido ósseo, que difere na morfologia ou função do tecido original, o processo é chamado de reparo tecidual (Lang *et al.*, 2005).

O princípio da (GTR) foi originalmente desenvolvido e aplicado para defeitos periodontais (Karring *et al.*, 1993). Subseqüentemente, o mesmo princípio, foi aplicado para (ROG) ou aumento ósseo guiado (GBA), e tem sido aplicado para o tratamento de vários defeitos ósseos, visando o aumento de volume ósseo em maxilas atróficas, permitindo assim, a instalação de implantes endósseos (Ito *et al.*, 2007).

Baseado em Wang & Boyapati (2006), existem 4 fatores fundamentais para que ocorra sucesso na ROG, são eles: fechamento primário da ferida, angiogênese, manutenção do espaço criado para a regeneração óssea guiada e estabilidade inicial do coágulo sanguíneo.

Segundo Schmid *et al.* (1997), a formação de vasos capilares precede à formação óssea. Esta observação pode ser explicada pelo fato que as células osteogênicas têm sido observadas adjacentes aos pequenos vasos nos tecidos.

Os enxertos ósseos são avasculares e dependentes da difusão. O tamanho do defeito e a saúde do hospedeiro podem limitar a sua aplicação. A manutenção do volume do enxerto ósseo pode ser um problema, assim como, em largos

defeitos, a reabsorção do enxerto ósseo pode ocorrer antes da osteogênese estar completada (Burg *et al.*, 2000).

Uma variedade de técnicas tem sido descrita, para alcançar o aumento de volume ósseo, em sítios com deficiências, visando restabelecer condições para a instalação de implantes endósseos, tais como, o uso de enxertos onlays e vengers, blocos esplintados, e condensação óssea. O método mais realizado entre todos, parece ser o procedimento de uso de osso particulado, com ou sem uso de membrana, cobrindo o enxerto ósseo, como uma barreira mecânica (Von Arx & Buser, 2006).

A angiogênese é crucial para o desenvolvimento, remodelamento e regeneração do tecido ósseo. Durante a angiogênese, o tecido ósseo medular é aumentado, em resposta ao início de maior formação óssea, ou seja, maior ação osteoblástica e menor reabsorção óssea, ou seja, menor ação osteoclástica (Schwarz *et al.*, 2006).

Segundo De Kok *et al.* (2005), vários modelos de regeneração óssea estão disponíveis; entretanto, os defeitos gerados pela extração dentária parecem favorecer o início do processo de regeneração tecidual. Histologicamente, a cicatrização óssea, em áreas de crista alveolar, tem ocorrido precocemente em torno de 21 dias, depois da extração, e a completa cicatrização ocorre em 15 semanas, sendo que, estas áreas não são consideradas como defeitos críticos; entretanto, a colocação de enxerto ósseo é indicada, clinicamente. Tais intervenções têm sido realizadas com materiais de enxerto: uso de osso autógeno, materiais alógenos (DFDBA), e xenoenxertos (osso mineral bovino).

O tecido ósseo apresenta alta capacidade de regeneração, e portanto a capacidade de completa restauração de suas estruturas e funções originais.

Entretanto, em algumas situações, devido ao tamanho do defeito ósseo, o tecido ósseo não se regenera completamente. Para facilitar e promover a completa regeneração óssea, vários materiais têm sido usados para preencher estes defeitos ósseos (Queiroz *et al.*, 2006).

Se utilizarmos diferentes tipos de materiais de enxerto, em um mesmo procedimento, é fundamental saber o perfil de reabsorção destes materiais, pois este perfil poderá influenciar na taxa de formação óssea no sítio cirúrgico (Scarano *et al.*, 2006).

Em um estudo de Zizelmann *et al.* (2006), foi avaliada a taxa de reabsorção e a densidade óssea alcançada nas áreas enxertadas em seio maxilar. Concluiu-se que nas áreas enxertadas com osso autógeno a taxa média de reabsorção, após um período de 3 meses, foi de 29%, com valores de densidade óssea entre 266-551 unidades de Hounsfield (HU), enquanto que em áreas, do seio maxilar, onde foi utilizado material sintético, produzido a partir de células humanas (Oral Bone[®] 1), o resultado alcançado foi uma taxa de reabsorção óssea de 90%, para uma densidade máxima de 152 HU. Estes resultados sugerem que são maiores e mais previsíveis, o uso de osso autógeno, apesar da maior morbidade e tempo cirúrgico, do que o uso de materiais desenvolvidos pela engenharia tecidual.

Segundo Norton *et al.* (2003), em um estudo para avaliar a eficácia do osso mineral bovino (Bio-oss[®] 2), concluiu que em 6 meses a percentagem de nova formação óssea nos sítios enxertados foi baixa (média de 23,4%).

Botticelli *et al.* (2004), em um estudo onde foi avaliado o uso de biomaterial para fechamento de um defeito marginal, adjacente ao implante instalado, onde foi criada uma área, de defeito ósseo, com 1-1,25mm de largura, concluiu que as

¹ Biotecido, Freiburg, Alemanha

² Biomaterial, NY, USA

partículas do biomaterial (Bio-oss[®]) foram consistentemente incorporadas, com a formação do novo osso, porém o uso do biomaterial (Bio-oss[®]), não aumentou o processo de formação óssea e fechamento do defeito ósseo.

Em um estudo randomizado, realizado por Stavropoulos *et al.* (2007), foram analisadas instalações de implantes, com técnicas de levantamento de seio maxilar, conclui-se que onde foram utilizadas somente as partículas de osso autógeno, a formação de osso lamelar, ocorreu em apenas 4 meses. Onde foram utilizadas partículas de osso autógeno, misturadas com biomaterial (Biogran^{®3}), demorou pelo menos 6 meses, para ocorrer à formação de osso lamelar.

A reconstrução óssea da maxila, para a instalação de implantes endósseos, requer um aumento da densidade óssea; principalmente, em áreas posteriores da maxila, devido à diminuição da densidade óssea e pneumatização do seio maxilar, resultante da reabsorção óssea da área (Boyne, 1997).

O aumento da densidade óssea e a diminuição da reabsorção óssea têm sido observados, em estudos clínicos, quando é realizada a mistura de osso autógeno com osso mineral bovino (Boyne, 1997).

Segundo Schuckert *et al.* (2006), a reconstrução óssea, em uma área com perda óssea severa, seria extremamente complexa, porém, com resultados previsíveis, se a eliminação das bactérias, da área cirúrgica, fosse alcançada.

O uso de enxertos autógenos é geralmente indicado para reconstruções ósseas complexas, onde a perda óssea em altura é grande, com remanescente ósseo, menor que 5 mm em mandíbulas. O ganho ósseo vertical obtido, depois da reconstrução óssea, pode chegar a 11 mm (Chiapasco *et al.*, 2007).

O uso de biomateriais, que podemos definir como sendo uma substância ou

³ Biomaterial, PA, USA

combinação de substâncias (naturais ou sintéticas), visando a regeneração óssea, tem sido vastamente utilizado em cirurgias orais, e podemos classificar estas substâncias, quanto a sua origem em 4 tipos: autógeno, alógeno, xenógeno e aloplástico (Boyne, 1997).

O enxerto autógeno é caracterizado por ser retirado da própria pessoa, onde o processo de cicatrização do defeito ósseo ocorre por meio de mecanismos chamados de osteogênese, osseoindução e osseocondução (Misch, 1999). A primeira opção em materiais de enxertos ósseos seria a utilização do osso autógeno, por ser um material orgânico e seu emprego fundamentado no transplante de células ósseas vivas para a região receptora, junto com a matriz óssea autógena. Este tipo de enxerto pode ser de osso cortical, osso medular ou da associação de ambos. O mais eficiente é o enxerto de osso medular que fornece uma maior quantidade de células ósseas junto ao enxerto ósseo (Misch, 1999). O enxerto autógeno pode ser retirado tanto de áreas extra-orais, como crista ílica, tibia, calota craniana, quanto de áreas intra-oral, como região retro molar, sínfise mandibular e tuberosidade maxilar (Garg, 1999; Misch, 1999). O sítio a ser escolhido depende da quantidade em volume e do tipo de enxerto desejado para a área receptora. O material autógeno tem sido preferido pelos profissionais, devido às suas excelentes propriedades osteogênicas, porém há limitações quanto ao volume desejado, morbidade do sítio doador, reabsorção durante a cicatrização, fatores estruturais e anatômicos.

Osseocondução é o mecanismo pelo qual o novo osso é formado por aposição. A osseocondução, freqüentemente procede de um tecido ósseo adjacente, em relação íntima, que lentamente vai substituindo o material de enxerto, em um processo controlado (Smiler & Soltan, 2006).

Na osteoindução, ocorre a diferenciação de células mesenquimais indiferenciadas em células osteogênicas; sendo esta diferenciação mediada por soluções reguladoras e outras proteínas que influenciam e taxiam estas morfogêneses (Soltan *et al.*, 2005).

Segundo o autor, a osteogênese é caracterizada pela habilidade dos osteoblastos de viabilizar a formação óssea, na direção do enxerto ósseo, sendo, os osteoblastos, células com capacidade de somente formar osso. A maioria dos osteoblastos está presente no periósteo e no compartimento medular do osso.

A osteoindução é definida como o processo de recrutamento de células mesenquimais e sua diferenciação em células osteoblásticas. O processo de osseindução envolve 3 fases: quimiotaxia, mitose e diferenciação conduzindo a formação óssea (Donos *et al.*, 2006).

Em um enxerto autógeno, temos no material de enxerto, além da matriz inorgânica, a presença de células osteoblásticas, células osteoclásticas, células osteocíticas e ainda proteínas do hospedeiro que têm a capacidade de iniciar a osteogênese (Soltan *et al.*, 2005).

Embora os resultados de investigações clínicas indiquem a taxa de sucesso com vários materiais de enxerto, é questionável, se estes materiais, com exceção do osso autógeno, apresentem potencial osteogênico e propriedades biomecânicas adequadas (Ito *et al.*, 2006).

Todos os materiais de enxerto apresentam uma regeneração mais gradual e lenta quando comparados com o enxerto autógeno, considerado o padrão ouro. No entanto, quase todos os defeitos regeneram, com nova formação óssea e desenvolvimento de osso medular. No remodelamento ósseo, cada material utilizado

na substituição óssea, apresenta um período de biodegradação (Jensen *et al.*, 2006).

Os enxertos alógenos são transplantados entre indivíduos da mesma espécie, porém, diferentes geneticamente entre si; sendo obtidos de cadáveres humanos, sem parentesco. O osso alógeno é processado, esterilizado e armazenado em um banco de ossos. Esse tipo de enxerto é armazenado de várias formas e tamanho nestes bancos de ossos, podendo ser: congelado, congelado seco liofilizado (FDBA), congelado seco desmineralizado (DFDBA), e ainda osso irradiado. Por não apresentar a capacidade osteogênica, apresenta um menor volume de formação óssea, quando comparado ao osso autógeno. Osso desmineralizado (DFDBA), apresenta a capacidade de osseoindução, além da capacidade de osseocondução. O FDBA, por apresentar mineral em sua composição, endurece mais rapidamente que o DFDBA. Algumas das vantagens proporcionadas, por este tipo de material, seriam: estar pronto para utilização, eliminação de um sítio doador, redução da anestesia e tempo cirúrgico, a diminuição da perda sanguínea, e menor morbidade para o paciente (Misch, 1999).

As desvantagens estão associadas, principalmente, ao uso de tecidos de outro indivíduo. A qualidade óssea do enxerto, e subseqüentemente, a saúde do enxerto, dependem da história médica do doador. Enxertos ósseos alógenos também podem sofrer rejeição, como ocorre com outros órgãos do organismo. Devemos ter preocupações quanto à transmissão de infecções e doenças (vírus da imunodeficiência humana, hepatite) passadas através do envio de material de um indivíduo para outro indivíduo. (Garg, 1999).

O enxerto xenógeno é fabricado através da porção inorgânica do tecido ósseo, de origem animal, principalmente enxertos retirados de um doador de outra

espécie (bovino), e é classificado como sendo osseocondutor. A caracterização e análise dos materiais para substituição de osso autógeno por material biocompatível, envolvem várias propriedades, tais como: composição química e fisiológica, estrutura morfológica e propriedades físicas. Baseados em tais propriedades, o substituto ideal do osso autógeno poderia demonstrar: excelente biocompatibilidade, bem como, completa aceitação pelo organismo, alta osteocondutibilidade, para promover a nova formação óssea, uma larga área de superfície interna, para promover uma revascularização no sítio enxertado, alta porosidade, para incorporação completa do novo osso, moderada reabsorção, para promover um remodelamento adequado, e apresentar elasticidade modular, para garantir uma tensão natural ao stress do meio (Misch, 2004).

Diferentes aplicações requerem materiais com diferentes taxas de reabsorção, que podem ser reguladas pela mistura de várias fases de fosfato de cálcio (Conz *et al.*, 2005).

O enxerto aloplástico caracteriza-se por utilizar material natural ou sintético, sendo tipicamente osteocondutor. Materiais aloplásticos são disponíveis em uma variedade de textura, tamanhos, e formas. Baseados em sua porosidade, eles podem ser classificados como denso, macroporoso, ou microporoso, e ainda cristalino ou amorfo. Os aloplásticos também podem ser: granular ou moldado. As propriedades específicas de cada aloplástico determinam qual material sintético é indicado para cada aplicação. O mecanismo de ação destes materiais é a osteocondução. Com estes materiais, a nova formação óssea, acontece ao longo de sua superfície. Estes materiais são usados para reconstruções de defeitos ósseos e para servir de arcabouço para a reparação e crescimento do tecido ósseo. Em geral,

estes materiais apresentam boa resistência a forças compressivas, mas pobre resistência a forças de tensão (Misch, 2004).

2.5 Fundamentos de ciências dos materiais

Podemos agrupar os materiais de acordo com suas propriedades em 4 tipos: metais, polímeros, cerâmicos e compósitos (Van Vlack, 1984) .

Os metais se caracterizam por possuírem boas condutibilidades térmica e elétrica. São opacos e podem receber polimento até que assumam grande brilho. Normalmente, são relativamente pesados e deformáveis. Os metais apresentam estas características porque seus elétrons são deslocáveis e podem, por isso, deixar seus átomos 'parentes'. Por apresentar esta característica de deslocamento, os metais podem transferir carga elétrica e energia térmica (Van Vlack, 1984) .

Os polímeros são notados por sua baixa densidade e seu uso como isolante, tanto térmico quanto elétrico. Não são bons refletores de luz, tendendo a ser transparentes ou translúcidos. Finalmente, alguns deles são flexíveis e sujeitos à deformação. Diferentemente dos metais, os quais dispõem de elétrons migrantes, os elementos não-metálicos têm uma afinidade para atrair ou compartilhar elétrons adicionais. Cada elétron se torna associado com um átomo específico (ou com um par de átomos). Assim sendo, nos plásticos, encontramos condutibilidades térmica e elétrica bem limitadas porque toda a energia térmica deve ser transferida das regiões quentes às regiões frias por vibração atômica, um processo bem mais lento que o transporte eletrônico de energia que toma lugar nos metais. Além disso, os elétrons menos móveis dos

plásticos estão mais capacitados a ajustar suas vibrações com aquelas da radiação luminosa e, conseqüentemente, não as absorvem. Os materiais cerâmicos são compostos que contêm elementos metálicos e não-metálicos. Há diversos exemplos de materiais cerâmicos, variando desde o cimento ao concreto, passando pelo vidro, até o combustível nuclear. Cada um destes materiais é relativamente duro e frágil. Realmente, dureza e fragilidade são atributos gerais dos cerâmicos, além do fato de que tendem a serem mais resistentes que outros materiais, metálicos ou polímeros, em solicitações severas e altas temperaturas. A base para estas características é o comportamento eletrônico dos constituintes do átomo. Consistentemente com suas tendências naturais, os elementos metálicos cedem seus elétrons mais externos aos átomos não-metálicos, que os retém. O resultado é que estes elétrons ficam imobilizados, resultando no bom isolamento, causando baixas condutibilidades térmica e elétrica comum aos cerâmicos. Igualmente importante é que os íons metálicos positivos (átomos que perderam elétrons) desenvolvem forte atração com os íons não-metálicos negativos (átomos que ganharam elétrons). Cada cátion (positivo) fica circundado por anions (negativo). É necessária grande energia para separá-los, por isso, os materiais cerâmicos tendem a ser duros (mecanicamente resistentes), refratários (termicamente resistentes) e inertes (quimicamente resistentes) (Van Vlack, 1984) .

2.5.1 Estruturas cristalinas

Materiais sólidos podem ser classificados de acordo com a regularidade segundo a qual os átomos ou íons estão arranjados em relação uns aos outros. Um material cristalino é aquele no qual os átomos estão situados em um arranjo que se repete ou que é periódico ao longo de grandes distâncias atômicas; isto é, existe ordem de longo alcance, de tal modo que, quando ocorre à solidificação, os átomos se posicionarão em um padrão tridimensional repetitivo, no qual cada átomo está ligado aos seus átomos vizinhos mais próximos. Todos os metais, muitos materiais cerâmicos e certos polímeros formam estruturas cristalinas sob condições normais de solidificação. Ao descrever estruturas cristalinas, os átomos (ou íons) são considerados como se fossem esferas sólidas que possuem diâmetros bem definidos, no qual as esferas que representam os átomos vizinhos mais próximos se tocam (Callister, 1997).

2.5.2 Imperfeições nos cristais

Focalizamos um único tipo de imperfeição em cristais, a lacuna, necessária para o estabelecimento da acomodação exigida por um desbalanceamento de carga. Quando imperfeições, tais como, lacunas envolvem um ou poucos átomos chamamos de defeitos pontuais. Quando as imperfeições se desenvolvem linearmente através do cristal, são chamados defeitos em linha ou discordâncias, e tornam-se particularmente significativos quando os cristais são deformados plasticamente por tensão de cisalhamento (Van Vlack, 1984).

2.5.3 Impurezas em sólidos

Um metal puro que consista em apenas um tipo de átomo é simplesmente impossível. Impurezas ou átomos estranhos estarão sempre presentes, e alguns irão existir como defeitos cristalinos pontuais. Os metais mais comuns encontrados na tabela periódica, não são altamente puros, ao contrário, eles são ligas, nos quais os átomos de impurezas foram adicionados intencionalmente para conferir características específicas ao material. A formação de ligas é utilizada em metais para aumentar a sua resistência mecânica e sua resistência à corrosão. A adição de átomos de impurezas a um metal irá resultar na formação de uma solução sólida. Sendo chamado de solvente, o elemento ou composto que está presente em maior concentração, e de soluto, o elemento que está presente em menor concentração (Callister, 2002).

2.5.4 Cristalinidade

Essencialmente todos os metais, uma relevante parte dos cerâmicos e certos polímeros cristaliza-se quando se solidificam. Com isto, os átomos se arranjam num modelo tridimensional, ordenado e repetido. Esse modelo ordenado para um longo alcance de muitas distâncias atômicas se origina da coordenação atômica no interior do material; algumas vezes esse modelo controla a forma externa do cristal (Van Vlack, 1984).

2.5.5 Microestruturas: propriedades mecânicas

Algumas propriedades mecânicas importantes são a resistência, a dureza, a ductilidade e a rigidez. Se uma carga é estática ou se ela se altera de uma maneira relativamente lenta ao longo do tempo, e é aplicada uniformemente sobre uma seção reta ou superfície de um membro, o

comportamento mecânico pode ser verificado mediante um simples ensaio de tensão-deformação (Callister, 2002).

Os materiais podem ser fortalecidos (aumentados em resistência) pela adição de 'recheios'. A adição, por exemplo, de carbono à borracha, de areia à argila, de serragem a plásticos, aumenta a resistência à deformação ou ao escoamento (Van Vlack, 1984) .

A dureza é uma medida da resistência de um material a uma deformação plástica localizada. Os primeiros ensaios de dureza eram feitos em minerais naturais, com uma escala construída unicamente em função da habilidade de um material em riscar outro mais macio (Callister, 2002).

A medida de dureza é um ensaio técnico bastante utilizado para avaliar a resistência de um material a uma deformação plástica localizada, sendo necessário uma preparação da superfície do corpo de prova. Na dureza Vickers, para cada ensaio, um penetrador de diamante, com ângulo de 136° e geometria piramidal, é forçado, contra a superfície do corpo de prova, com uma carga que varia de 1g até 1000g. A impressão resultante é observada sob um microscópio óptico e medida; essa medição é convertida em um número, índice de dureza (Callister, 2002).

2.5.6 Mecanismo do aumento de resistência em metais

Importante para a compreensão dos mecanismos de aumento de resistência é a relação entre o movimento das discordâncias e o comportamento mecânico dos metais. Uma vez que a deformação plástica macroscópica corresponde ao movimento de grandes números de discordâncias, a habilidade de um metal para se deformar plasticamente depende da habilidade das discordâncias para se moverem. Uma vez que as

diminuições da dureza e da resistência estão relacionadas à facilidade com que a deformação plástica pode ser induzida mediante o aumento da mobilidade das discordâncias, a resistência mecânica pode ser melhorada se a movimentação for dificultada; isto é, maiores forças mecânicas serão necessárias para dar início à deformação plástica. Em contraste, quanto menos restringido estiver o movimento das discordâncias, maior será a facilidade com a qual um metal poderá se deformar e mais macio e menos resistente ele se tornará (Callister, 1997).

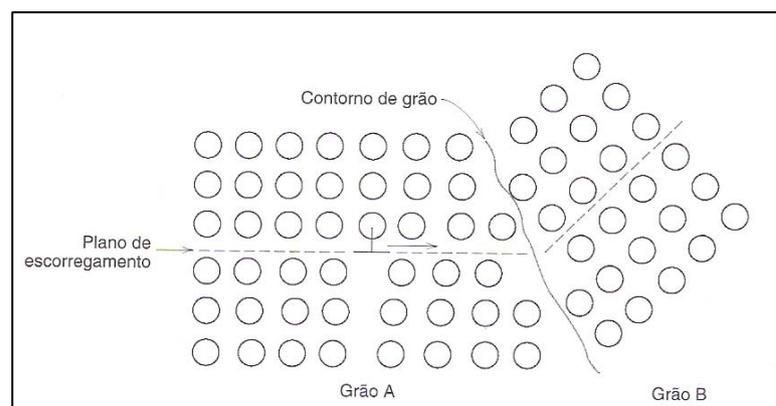
2.5.7 *Crescimento de grão*

O tamanho médio dos grãos de um metal aumenta com o tempo, isto se a temperatura for tal que possa produzir movimentos atômicos significativos. A força motriz para crescimento de grão é a energia liberada quando um átomo atravessa o contorno de um grão de superfície convexa, para um grão de superfície côncava. Conseqüentemente, o contorno se move na direção do centro da curvatura. Como os grãos pequenos tendem a ter superfície de convexidade mais pronunciada que os maiores, eles desaparecem, alimentando os grãos maiores. O efeito global é o crescimento de grão (Van Vlack, 1984) .

O crescimento de grão ocorre pela migração de contornos de grãos. Obviamente, nem todos os grãos podem aumentar de tamanho, porém os grãos maiores crescem à custa dos grãos menores, que encolhem. Dessa forma, o tamanho médio do grão aumenta ao longo do tempo, e em cada instante de tempo específico existirá uma faixa de tamanhos de grão. O movimento dos contornos consiste simplesmente na difusão dos átomos, em pequena escala, de um lado do contorno de um grão para o outro. Um material

com granulação fina - que possui grãos pequenos - é mais duro e mais resistente que um material de granulação grosseira, uma vez que o primeiro possui maior área total de contornos de grãos para dificultar o movimento das discordâncias. O contorno do grão atua como uma barreira ao movimento das discordâncias por duas razões, em primeiro lugar, devido ao sentido de orientação das discordâncias dos grãos serem diferentes, e, em segundo lugar, pela desorganização atômica que ocorre no interior de uma região de contorno de grão, que pode acarretar em descontinuidade da discordância. Também se deve mencionar que a redução no tamanho do grão aumenta não somente a resistência, mas também a tenacidade de muitas ligas (Callister, 2002).

A figura a seguir (figura 1) mostra o movimento de uma discordância à medida que encontra um contorno de grão, ilustrando como o contorno de grão atua como uma barreira à continuação do escorregamento. Os planos de escorregamento são descontínuos e mudam de posição ao atravessarem o contorno.



Callister 2002, APUD-A textbook of Materials Technology, de Lawrence H. Van Vlack; 1973

Figura 1 – Movimento de uma discordância

2.5.8 *Determinação do tamanho de grão*

O tamanho de grão é uma característica determinada com frequência quando as propriedades de um material policristalino estão sendo consideradas. O tamanho é especificado em termos da área, volume ou diâmetro médio do grão. O tamanho de grão pode ser estimado mediante o uso de um método de interseção, descrito a seguir: linhas retas, todas apresentando o mesmo comprimento, são desenhadas sobre várias micrografias que mostram a estrutura do grão. Os grãos interceptados por cada segmento de linha são contados; o comprimento da linha é então dividido por uma média do número de grãos que foram interceptados. Para obtenção dessa média são considerados todos os segmentos de linha. O diâmetro médio do grão é determinado pela divisão deste resultado pela ampliação linear das fotomicrografias. Quanto maior for o número de grãos interceptados pelas retas, menor será o tamanho dos grãos em uma amostra (Callister, 2002).

2.5.9 *Deformação elástica*

A deformação elástica ocorre quando uma tensão é aplicada sobre um metal ou sobre qualquer material sólido. Quando a carga aplicada for trativa, a peça tensionada se torna ligeiramente mais longa; a remoção da carga permite que o espécime retorne às suas dimensões originais. No caso da carga ser compressiva, a peça se torna ligeiramente menor. A deformação elástica é o resultado de um pequeno alongamento da célula unitária na direção da carga trativa, ou uma pequena contração durante carga compressiva. Quando ocorre apenas deformação elástica, ela é essencialmente proporcional à tensão. A razão entre tensão e deformação é o módulo de elasticidade (módulo de Young) que é uma força uniaxial, e produz um ajuste ou acomodação nas

dimensões perpendiculares à direção da força. Quanto maiores as forças de ligação entre os átomos do metal, maior o módulo de elasticidade (Van Vlack, 1984)

2.6 Recristalização

“A recristalização é um processo de crescimento de novos cristais a partir de cristais previamente deformados” (Van Vlack, 1984) .

A recristalização é o processo de formação de um conjunto de grãos livres de deformação e que são equiaxiais (possuem dimensões aproximadamente iguais em todas as direções), com baixas densidades de discordâncias, e que são característicos das condições que existem antes do processo de trabalho a frio. A força motriz para produzir essa nova estrutura de grão é a diferença que existe entre as energias internas do material submetido à deformação e do material sem deformação. Os novos grãos se constituem na forma de núcleos muito pequenos e crescem até que substituam completamente o seu material de origem. Durante a recristalização, as propriedades mecânicas que foram alteradas como resultados do trabalho a frio são restaurados aos seus valores existentes anteriormente; isto é, o metal se torna mais macio, menos resistente, porém mais dúctil (Callister, 2002).

2.7 Fadiga

A fadiga é uma forma de falha que ocorre em estruturas que estão sujeitas às tensões dinâmicas e oscilantes. Esse tipo de falha acontece após

um longo período de tensão repetitiva ou ciclo de deformação. A fadiga é importante pois é a maior causa individual de falhas em metais, acontecendo repentinamente e sem avisos. A falha por fadiga é de natureza frágil, sendo iniciado pela propagação de trincas, e em geral a superfície de fratura é perpendicular à direção de uma tensão de tração aplicada (Callister, 2002).

Segundo Hanawa *et al.* (2002), “materiais implantados no corpo humano são intermitentemente levados a cargas esperadas para peso e ação. Em adição, as cargas são repetitivas e cíclicas”.

Existe um nível de tensão limitante, chamado de limite de resistência à fadiga (limite de durabilidade), abaixo do qual a falha por fadiga não irá ocorrer. Esse limite de resistência à fadiga representa o maior valor de tensão oscilante que não irá causar a falha após um número finito de ciclos (Callister, 2002).

2.8 Aços

Os aços são ligas ferro-carbono que podem conter concentrações apreciáveis de outros elementos de liga. As propriedades mecânicas são sensíveis ao teor de carbono, que é normalmente inferior a 1%p. Os aços são classificados de acordo com a sua concentração de carbono, quais sejam, os tipos com baixo, médio e elevado teor de carbono. A maior parte dos aços se enquadra dentro da classificação de baixo teor de carbono. Esses aços contêm menos que, aproximadamente, 0,25%p C e não respondem aos tratamentos térmicos objetivados a formar martensita; um aumento da resistência é obtido através de trabalho a frio. Como consequência, essas ligas são relativamente moles e fracas, porém possuem uma ductibilidade e uma tenacidade

excepcionais; além disso, são usináveis, soldáveis e, dentre todos os tipos de aço, são os mais baratos de serem produzidos. Os aços com médio teor de carbono possuem concentrações de carbono entre 0,25 e 0,60%p. Essas ligas podem ser tratadas termicamente por austenitização, têmpera, e depois revenimento para melhorar suas propriedades mecânicas. Essas ligas termicamente tratadas são mais resistentes do que os aços com baixo teor de carbono, porém com o sacrifício de ductibilidade e tenacidade. Os aços com alto teor de carbono, que possuem normalmente teores de carbono entre 0,60 e 1,4%p, são os mais duros, mais resistentes e, porém, os menos dúcteis dentre todos os aços carbono. Eles são quase sempre usados em uma condição endurecida e revenida e, como tal, são especialmente resistentes ao desgaste e à abrasão, e além de serem capazes de suportar um fio de corte afiado (Callister, 2002).

2.8.1 Aços inoxidáveis

Os aços inoxidáveis são altamente resistentes à corrosão em uma variedade de ambientes, especialmente a atmosfera ambiente. Os aços inoxidáveis estão divididos em três classes, com base na fase constituinte predominante na sua microestrutura, quais sejam: martensítica, ferrítica ou austenítica. Uma ampla variedade de propriedades mecânicas combinadas a uma excelente resistência à corrosão torna os aços inoxidáveis muito versáteis nas suas aplicabilidades. O aço inoxidável martensítico é capaz de ser submetido a tratamento térmico de tal maneira que a martensita seja o seu principal microconstituente (Callister, 2002).

3 PROPOSIÇÕES

São objetivos do presente trabalho:

1. Analisar e comparar o desempenho *in vitro* de 9 diferentes raspadores ósseos comercialmente disponíveis.
2. Analisar e comparar as seguintes características de projeto dos 9 diferentes raspadores ósseos: abertura da área coletora e ângulo de corte da ponta ativa.
3. Analisar e comparar as seguintes características estruturais das lâminas de corte dos 9 raspadores utilizados: diâmetro médio de grão, dureza Vickers e composição química.
4. Correlacionar os parâmetros analisados das características estruturais e dos projetos de cada raspador com o seu desempenho *in vitro* medido pela quantidade de osso raspado.
5. Desenvolver e testar um novo projeto de raspador ósseo, a partir dos resultados do presente estudo, e compará-lo com os modelos já existentes.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Raspadores utilizados

Foram utilizados nesta pesquisa 9 raspadores ósseos, sendo eles: Mx-Grafter^{®4} (1 modelo), Neodent^{®5} (2 modelos comercialmente disponíveis e 1 protótipo desenvolvido a partir do presente estudo), Kopp^{®6} (1 modelo), Sin^{®7} (1 modelo), 3i^{®8} (1 modelo), Welfare^{®9} (2 modelos). Segue no apêndice a data de fabricação, validade e lote dos raspadores utilizados na pesquisa.

O raspador 9 foi desenvolvido em conjunto com os engenheiros da empresa JJGC Indústria e Comércio de materiais dentários LTDA, e foram sugeridas as seguintes modificações em relação aos raspadores já existentes: uso de ângulo de corte na lâmina de 45° graus, substituição da lâmina circular (figura 20) pela lâmina plana (figura 21); uso de material polimérico na base (empunhadura).

Os raspadores são compostos de 3 áreas: área coletora (ponta ativa), área para armazenamento do osso coletado e base (empunhadura). Os raspadores estão identificados nas (figuras 2; 3 e 4).

⁴ Mx-Grafter – NH - EUA

⁵ Neodent – Paraná - BR

⁶ Kopp – Paraná - BR

⁷ SIN – São Paulo - BR

⁸ 3i – Flórida - EUA

⁹ Welfare – Santa Catarina - BR

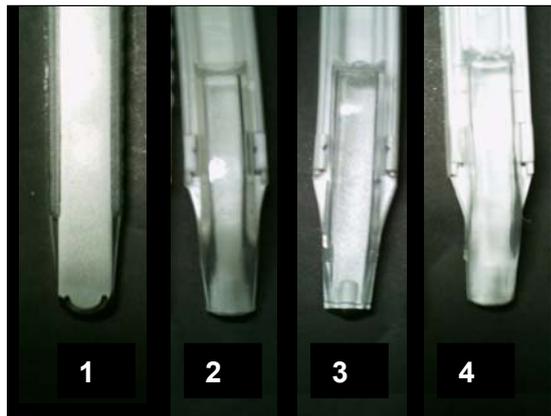


Figura 2: 1 – Kopp – Raspador descartável; 2 – 3i – Raspador descartável;
3 – Neodent – Raspador descartável; 4 – SIN – Raspador descartável.

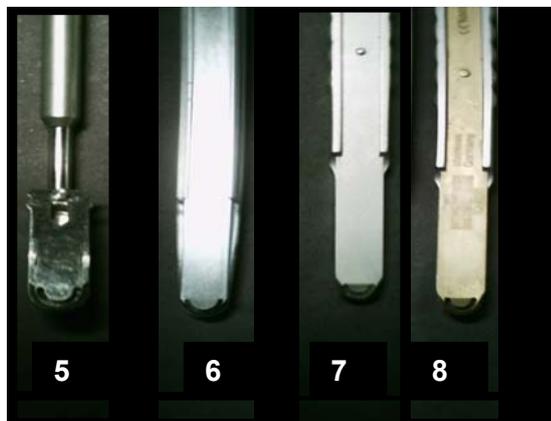


Figura 3: 5 – Neodent – Raspador metálico onde se troca apenas a lâmina de corte; 6 – MX-grafter – Raspador descartável; 7 – Welfare lâmina de aço – Raspador metálico, esterilizável para várias manipulações; 8 – Welfare lâmina tratada – Raspador metálico, esterilizável. para várias manipulações.



Figura 4: 9 - Neodent modificado – Raspador descartável.

4.2 Análise do desempenho

Para análise do desempenho foram usados blocos de ossos frescos de fêmur bovino de 6 cm de comprimento. Após a remoção do periósteo, o operador realizou 200 golpes de raspagem, com cada raspador (figura 5). A cada 20 golpes, as partículas de osso coletadas (figura 6), nos raspadores, foram retiradas e pesadas em uma balança de precisão¹⁰ (figura 7). Os blocos ósseos não foram reutilizados, com isso para cada raspador se usou um segmento diferente do fêmur.



Figura 5: Cirurgião-dentista realizando a raspagem óssea



Figura 6: Partículas ósseas armazenadas em um dos raspadores estudados

¹⁰ Gehaka – modelo BG200 - São Paulo – SP - Brasil



Figura 7: Pesagem das partículas ósseas na balança de precisão

4.3 Análise da abertura da área coletora

Nos laboratórios do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Universidade Federal do Rio de Janeiro (PEMM/UFRJ) e do departamento de Metalurgia da PUC-Rio foi feita à caracterização dos raspadores.

À medida da abertura da área coletora, de todos os modelos de raspadores, foi mensurada usando o projetor de perfis¹¹, (instrumento de verificação de retas) (figura 8). Para cada raspador, esta medição, com fator de ampliação de 10 vezes, foi realizada 3 vezes pelo mesmo operador.



Figura 8: Projetor de perfis

¹¹ Nikon- modelo 6c - Japão

4.4 Análise do ângulo da ponta ativa da lâmina dos raspadores ósseos

Para a medição do ângulo de corte da ponta ativa da lâmina foi feita à secção das lâminas dos raspadores com o auxílio do aparelho Isomet¹² (figura 9). Através desse corte obteve-se uma secção transversal de cada lâmina e de sua ponta ativa (figura 10).



Figura 9: Lâmina do raspador sendo seccionada no Isomet



Figura 10: Secção transversal da lâmina do raspador número 5

Com as lâminas seccionadas, no sentido transversal, fez-se uso do projetor de perfis para a mensuração dos ângulos das pontas ativas das lâminas. Na foto de microscopia eletrônica de varredura¹³ (figura 11a) observou-se que a secção

¹² BUEHLER – modelo Lake Bluff - Illinois - USA

¹³ JEOL – modelo JJM 6460 LV - Japão

transversal da ponta ativa apresenta-se como um triângulo retângulo. Deste triângulo, podemos tirar a seguinte relação: Considerando que o ângulo de um dos lados do triângulo é teta (θ), o lado oposto é chamado de cateto oposto (CO) e o lado próximo ao ângulo teta é chamado de cateto adjacente (CA). O terceiro lado que é o maior dos lados do triângulo é a hipotenusa (h). Da trigonometria, sabe-se que dividindo o cateto oposto pelo cateto adjacente é possível calcular a tangente do ângulo teta, permitindo calcular o ângulo. O desenho esquemático (figura 11b) representa a ponta ativa dos raspadores. O ângulo formado pela hipotenusa e o cateto adjacente representam o ângulo de trabalho da ponta ativa, que foi calculado utilizando uma calculadora¹⁴. Para cada raspador foram realizadas 3 medições, para obtenção das respectivas médias.

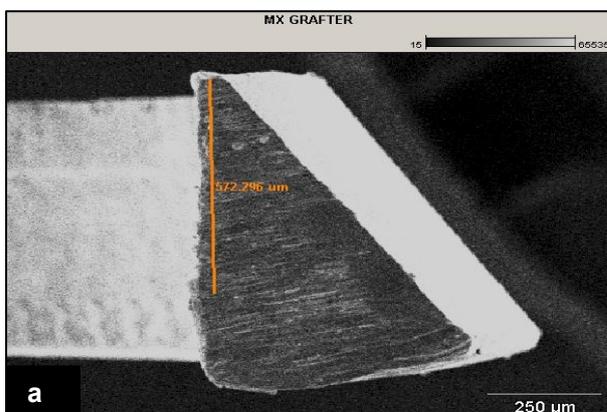


Figura 11a: Foto de microscopia eletrônica de varredura da ponta ativa seccionada de um dos raspadores.

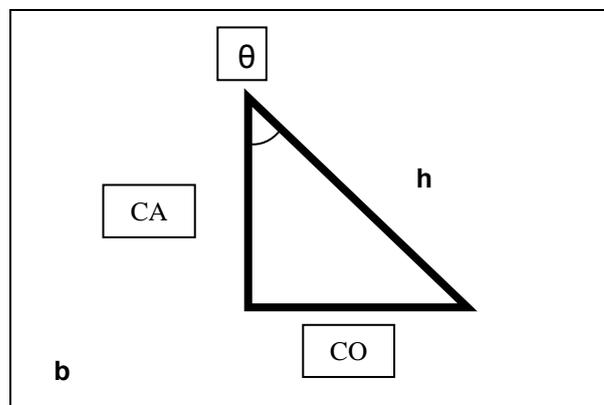


Figura 11b: Representação esquemática da seção transversal das lâminas.

¹⁴ HP – modelo 48G - EUA

4.5 Análise do diâmetro médio de grão

Para análise do diâmetro médio de grão, que está relacionada à resistência mecânica das lâminas, as mesmas foram embutidas em resina¹⁵. Este procedimento objetivou facilitar a manipulação das lâminas, que depois passaram por um processo de polimento. Este polimento foi realizado usando-se discos de metalografia¹⁶, empregando uma seqüência de lixas d'água que diminuíam de granulação progressivamente (figura 12). A seqüência de granulação das lixas usadas foi a seguinte: 100, 250, 400 e 600 μ m, de forma que cada lixa fosse aplicada, durante 20 segundos por lâmina, num ângulo de 90° em relação à lixa anterior, retirando, desta forma, as ranhuras do metal. Em seguida, as lâminas passaram por um polimento refinado com uma seqüência de lixas diamantadas posicionadas no aparelho¹⁷(figura 13), com as seguintes granulações: 6, 3, 1 e 0,25 μ m, a cada troca de lixa o sentido do lixamento foi alterado em 90°. Por último foram utilizadas lixas de alumina I e alumina II, fazendo novamente a alternância de sentidos de lixamento.



Figura 12: Discos de metalografia com as lixas d'água

¹⁵ Resina Baquelite - Bélgica

¹⁶ Struers - Dinamarca

¹⁷ Pralis – São Paulo-BR



Figura 13: Lixas diamantadas para um polimento mais refinado

Na metodologia usada para análise do diâmetro médio de grão, as amostras foram submersas, por um período de 1 a 1,5 minuto, em uma solução ácida. As amostras 5, 6 e 8 foram submersas em solução aquosa de cloreto de ferro (5g de cloreto de férrico + 80ml de H₂O + 20ml de HCl). Enquanto as amostras 1, 2, 3, 4 e 7 foram submersas em solução Picral a 3% (água destilada + 3ml ácido pícrico). E a amostra 9 foi submersa em água régia (ácido nítrico + ácido clorídrico, em uma razão 1:3).

Após os respectivos ataques ácidos, as lâminas foram examinadas com auxílio do microscópio óptico¹⁸. Foram feitas 20 fotos, de diferentes regiões de cada lâmina, com aumento de 500X. Com o auxílio da régua de precisão¹⁹ de 1 mm, dividida em 1/10 de mm, uma nova foto foi realizada com aumento de 500X. Todas

¹⁸ Leica - modelo DMRM -Alemanha

¹⁹ Carl Zeiss – JENA – Alemanha

as fotos foram armazenadas em um computador²⁰, utilizando o programa Windows[®] 98²¹, e impressas por uma mesma impressora²², em uma mesma configuração. Com a régua de precisão foram feitas 20 retas (1/10 mm de comprimento), aleatoriamente posicionadas sobre as fotos. A interseção das 20 retas com os contornos de grãos foi registrada e um valor médio obtido.

4.6 Análise da dureza Vickers

O grau de dureza das lâminas foi analisado em 10 pontos diferentes utilizando o instrumento de dureza de Vickers (figura 14). A média dos dez pontos foi obtida com um durômetro²³.

Este durômetro fez uso de um penetrador de diamante, com geometria piramidal, que foi forçado contra a superfície da lâmina, usando-se sempre o mesmo peso. Para obtenção do resultado da dureza Vickers de cada raspador usou-se a tabela de Zur Bestimmung der Vickershäte mit dem. (Peso = 100g)



²⁰ PSPE-VM modelo ASUS - Alemanha

²¹ Microsoft – Washington - EUA

²² LEXUS MARK T-642 laser - EUA

²³ ELEITZ WETZLAR - Alemanha

Figura 14: Foto do Durômetro para análise da dureza Vickers

Na figura 15, pode-se visualizar a marcação da dureza Vickers.

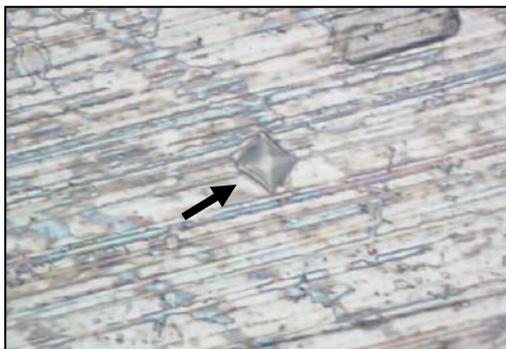


Figura 15: Marcação da dureza Vickers do raspador número 9, onde a seta destaca a marcação sobre a superfície da lâmina.

4.7 Análise da composição química

Para análise da composição química da lâmina de cada raspador fez-se uso da espectroscopia por dispersão de energia (EDS). O microscópio eletrônico de varredura²⁴, foi o instrumento de verificação empregado.

4.8 Tratamento estatístico

Os resultados da análise das características dos projetos (abertura da área coletora, angulação da ponta ativa) e das características estruturais das lâminas de corte dos nove diferentes tipos de raspadores ósseos (diâmetro médio de grão, dureza Vickers) e a quantidade de osso raspado foram analisados utilizando-se a análise de variância e o teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls (SNK). Além disso, a quantidade de osso raspado foi correlacionada pela análise de regressão com cada uma das outras variáveis.

²⁴ ZEISS – DSM 960 - Alemanha

5 RESULTADOS

5.1 Análise do desempenho

Após a realização do teste de raspagem, os dados foram compilados no Quadro 1, onde foram apresentados em valores médios, expressos em gramas, de osso raspado.

Quadro 1 - Peso em gramas do osso bovino coletado para cada 20 golpes de raspagem. Total de 10 grupos de 20 golpes.

Raspadores	1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°	8°	9°	10°	Média	Total em gramas	Desvio padrão (σ)
1- Kopp	0,21	0,21	0,16	0,17	0,19	0,21	0,21	0,26	0,13	0,30	0,20	2,0	0,047
2- 3i	0,16	0,28	0,20	0,21	0,32	0,15	0,24	0,25	0,21	0,20	0,22	2,22	0,042
3- Neodent descartável	0,12	0,14	0,21	0,17	0,19	0,16	0,13	0,27	0,18	0,16	0,17	1,73	0,043
4- SIN	0,18	0,14	0,17	0,15	0,30	0,15	0,16	0,17	0,15	0,15	0,17	1,72	0,045
5- Neodent	0,17	0,14	0,11	0,08	0,18	0,22	0,14	0,12	0,12	0,13	0,14	1,41	0,043
6- Mx-Grafter	0,22	0,21	0,29	0,23	0,33	0,20	0,25	0,32	0,21	0,23	0,25	2,5	0,049
7- Welfare com lâmina de aço	0,15	0,13	0,07	0,19	0,16	0,19	0,16	0,16	0,05	0,10	0,13	1,36	0,049
8- Welfare com lâmina tratada	0,19	0,22	0,24	0,16	0,32	0,23	0,20	0,23	0,21	0,24	0,22	2,24	0,039
9- Neodent modificado	0,13	0,20	0,20	0,38	0,21	0,29	0,24	0,34	0,32	0,33	0,26	2,64	0,079

Em função das análises estatísticas realizada, usando o teste de múltiplas comparações (SNK), os raspadores 6 e 9 apresentaram resultados estatisticamente

superiores aos raspadores 3, 4, 5 e 7 ($P < 0,05$). Os raspadores 2 e 8 apresentaram desempenhos estatisticamente superiores aos raspadores 5 e 7 ($P < 0,05$). O raspador 1 apresentou resultado estatisticamente superior ao raspador 7 ($P < 0,05$). As demais combinações analisadas não apresentaram diferenças significativas entre si.

5.2 Análise da abertura da área coletora dos raspadores

A análise da abertura da área coletora revelou diferenças entre o ponto de entrada dos coletores. No Quadro 2 estão expressos, em milímetros, os resultados, das 3 medidas e médias da abertura do coletor de cada raspador.

Quadro 2: Resultados, em milímetros, das três medidas da abertura da área coletora de cada raspador e suas respectivas médias.

Raspadores	1°	2°	3°	Média dos resultados(mm)	Desvio padrão (σ)
1- Kopp	0,95	0,96	0,94	0,95	0.01
2- 3i	0,59	0,55	0,56	0,57	0.02
3- Neodent descartável	0,90	0,89	0,90	0,90	0.006
4- SIN	0,47	0,52	0,50	0,50	0.025
5- Neodent	1,39	1,39	1,34	1,37	0.029
6- Mx-Grafter	0,80	0,78	0,87	0,82	0.047
7- Welfare com lâmina de aço	0,99	1,05	1,05	1,03	0.035
8- Welfare com lâmina tratada	0,98	0,99	1,07	1,01	0.049
9- Neodent modificado	0,74	0,73	0,73	0,73	0.006

A abertura da área coletora do raspador número 4 pode ser visualizada na figura 16 e, assim como a abertura do raspador de número 2, apresentou abertura

abaixo de 0,6 mm. Os raspadores 1, 3 (figura 17), 6 e 9, apresentaram abertura da área coletora que variou de 0,6 a 1 mm. Os raspadores 5, 7 e 8, apresentaram abertura da área coletora acima de 1,0 mm.

Vale ressaltar que os raspadores 7 e 8, com abertura da área coletora acima de 1,01mm apresentaram, durante a raspagem, obstrução. Os raspadores 1, 2 e 6, com menor abertura da área coletora, e os raspadores 3, 4, 5 e 9 com maior abertura da área coletora, não apresentaram obstrução da mesma.

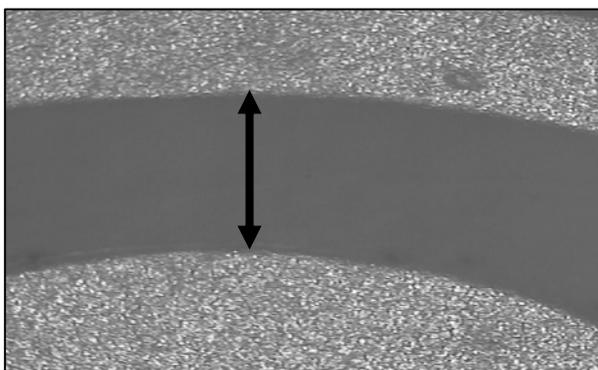


Figura 16: Entrada do coletor do raspador 4, demonstrada pela seta

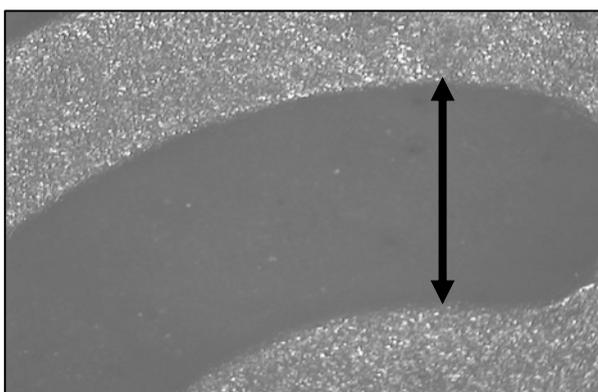


Figura 17: Entrada do coletor do raspador 3, demonstrada pela seta

5.2.1 *Correlação entre a abertura da área coletora e a quantidade de osso raspado*

O gráfico 1 exibe a correlação entre abertura da área coletora e quantidade de osso raspado feita pela análise de regressão. Não foi possível estabelecer uma correlação positiva entre eles. A linha inclinada representa o melhor ajustamento dos dados.

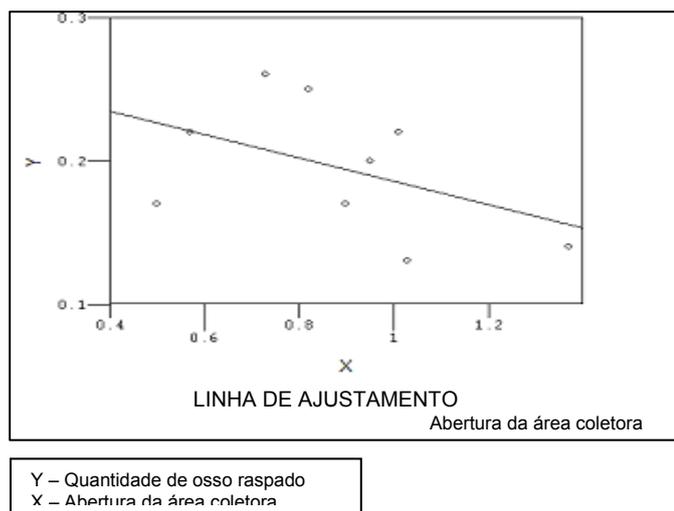


Gráfico 1 – Correlação entre a abertura da área coletora e quantidade de osso raspado.

5.3 Ângulo da ponta ativa da lâmina dos raspadores ósseos

As lâminas dos raspadores de número 4, 3 e 2 apresentaram ângulos médios de $23,96^\circ$, $30,71^\circ$ e $27,53^\circ$ respectivamente. O raspador número 7 apresentou ângulo médio de $67,21^\circ$; os demais raspadores oscilaram entre estes valores, sendo que os de números 1, 5, 6, 8 e 9 apresentaram uma variação em torno de 45° . No Quadro 3 podem-se observar os resultados das 3 medições da angulação da ponta ativa e suas respectivas médias.

Quadro 3: Resultado das três medições do ângulo da ponta ativa e suas respectivas médias.

Raspadores	1°	2°	3°	Média dos resultados(graus)	Desvio Padrão (σ)
1- Kopp	44,60°	44,96°	45,77°	45,11°	0.599
2- 3i	28,59°	27,08°	26,94°	27,53°	0.914
3- Neodent descartável	31,75°	30,07°	30,31°	30,71°	0.908
4- SIN	23,96°	23,58°	24,35°	23,96°	0.385
5- Neodent	35,43°	37,69°	39,94°	37,68°	2.255
6- Mx-Grafter	43,21°	37,85°	43,10°	41,38°	3.063
7- Welfare com lâmina de aço	66,84°	67,38°	67,41°	67,21°	0.32
8- Welfare com lâmina tratada	41,18°	36,87°	40,93°	39,66°	2.419
9- Neodent modificado	48,18°	47,63°	47,70°	47,83°	0.299

5.3.1 Correlação entre o ângulo da ponta ativa e a quantidade de osso raspado

Não foi possível estabelecer uma correlação positiva entre o ângulo da ponta ativa e a quantidade de osso raspado (gráfico 2).

O gráfico 2 exibe a correlação entre o ângulo da ponta ativa e quantidade de osso raspado. Não foi possível estabelecer uma correlação positiva entre ambos. A linha inclinada representa o melhor ajustamento dos dados.

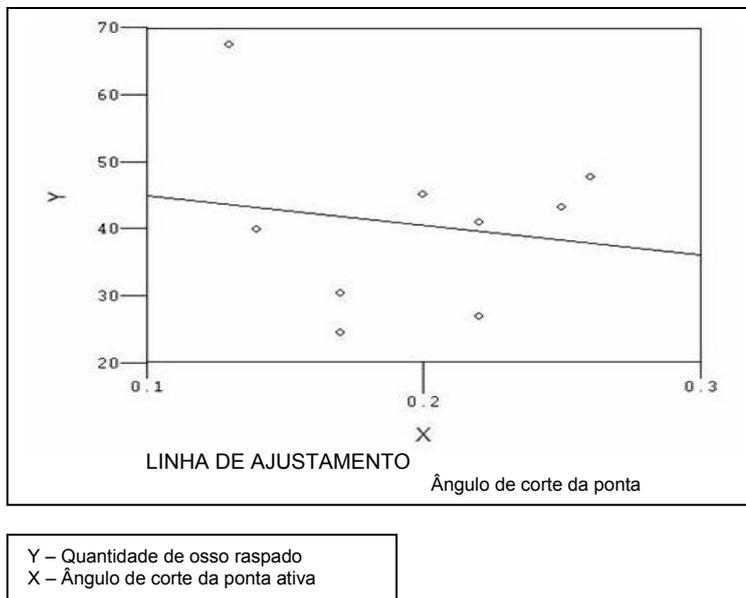


Gráfico 2 – Correlação entre o ângulo de corte da ponta ativa e a quantidade de osso raspado

5.4 Análise do diâmetro médio de grão

Os raspadores 1, 2 e 6 apresentaram diâmetro médio de grão acima de 1700 μm , sendo as médias mais altas. O raspador de número 9 apresentou diâmetro médio de grão entre 1300 μm e 1500 μm , para a mesma área de superfície. Os demais raspadores apresentaram diâmetro médio de grão entre 400 μm e 900 μm , para a mesma área de superfície. (Quadro 4).

Quadro 4: Resultados da análise do diâmetro médio de grão das lâminas de cada raspador estudado.

Raspadores	1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°	8°	9°	10°	Média (x100 μm)	Desvio Padrão (σ)
1- Kopp	26,29	26,32	26,31	25,30	24,32	23,28	25,21	24,30	27,24	23,28	25,18	1.366
2- 3i	23,24	17,20	21,13	17,17	19,20	19,17	19,20	16,23	19,16	18,20	19	2.042
3- Neodent descartável	6,70	7,50	7,70	8,70	7,90	9,90	10,10	10,10	9,80	11,80	9,02	1.57
4- SIN	4,50	5,50	6,60	5,40	4,60	5,40	6,80	5,40	5,80	7,80	5,75	1.01
5- Neodent	13,11	10,90	12,90	7,10	9,11	6,70	6,12	10,90	5,60	7,80	9,02	2.77
6- Mx-Grafter	19,22	20,20	24,21	23,17	24,24	21,18	18,20	18,17	17,16	17,19	20,30	2.77
7- Welfare com lâmina s/ tratamento	7,50	5,70	2,20	4,40	5,40	3,30	4,40	5,50	4,40	4,40	4,72	1.435
8- Welfare com lâmina tratada	7,40	4,40	6,60	7,50	5,50	6,60	8,80	6,40	7,80	6,60	6,76	1.22
9- Neodent modificado	13,48	12,80	13,30	13,80	13,40	15,40	12,40	13,40	14,12	13,34	13,54	0.806

5.4.1 Correlação entre o diâmetro médio de grão e a quantidade de osso raspado

Observou-se correlação positiva entre o diâmetro médio de grão e a quantidade de osso raspado.

O gráfico 3 exibe a correlação entre o diâmetro médio de grão e a quantidade de osso raspado. Foi possível verificar uma correlação positiva entre eles. A linha inclinada representa o melhor ajustamento dos dados.

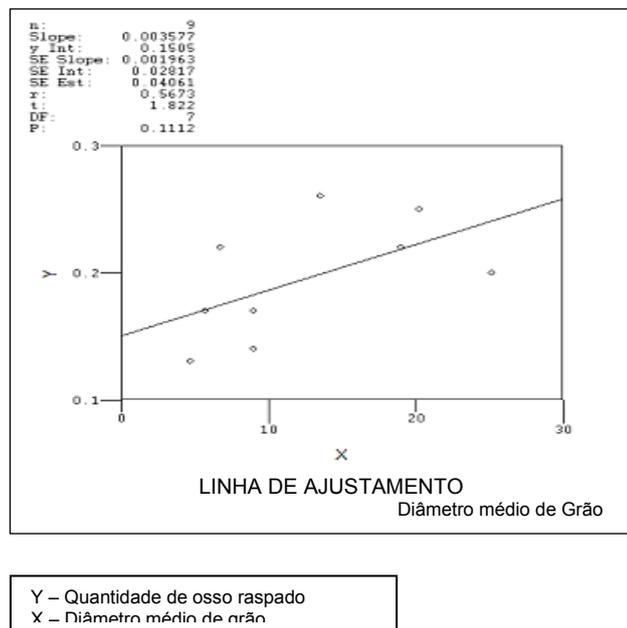


Gráfico 3 – Correlação entre o diâmetro médio de grão e a quantidade de osso raspado.

5.5 Teste da dureza Vickers

No resultado do teste de dureza Vickers (Quadro 5), as lâminas dos raspadores 2, 3, 4 e 6 alcançaram valores médios entre 630 a 845 (HV=Kgf/mm²). As lâminas de número 5, 7 e 8 apresentaram valores médios de dureza entre 470 a 510 (HV). A lâmina do raspador número 1 apresentou valores médios de 205 (HV), enquanto que a lâmina do raspador de número 9 apresentou um valor médio de 608,1 (HV).

Quadro 5: Resultado dos valores de dureza Vickers e suas respectivas médias.

Raspadores	1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°	8°	9°	10°	Média (HV)	Desvio padrão (σ)
1- Kopp	221	169	206	206	212	210	210	206	206	206	205,2	13.56
2- 3i	835	824	803	847	870	882	813	813	894	824	840,5	31.6
3- Neodent descartável	572	715	612	579	649	634	612	649	649	665	633,6	42.2
4- SIN	681	734	920	824	724	743	882	782	772	724	778,6	75.67
5- Neodent	503	441	464	468	446	483	468	483	514	483	475,3	22.88
6- Mx-Grafter	642	689	560	782	734	642	743	689	642	612	673,5	66.98
7- Welfare com lâmina de aço	473	405	464	464	519	536	468	548	493	620	499	59.41
8- Welfare com lâmina tratada	420	519	542	437	519	554	464	606	473	519	505,3	56.87
9- Neodent modificado	627	772	672	634	634	627	503	579	620	413	608,1	96.09

5.5.1 Correlação entre valores de dureza Vickers e a quantidade de osso raspado

O gráfico 4 exibe a correlação entre valores de dureza Vickers e a quantidade de osso raspado. É possível verificar a existência de uma correlação positiva entre eles. A linha inclinada representa o melhor ajustamento dos dados avaliados.

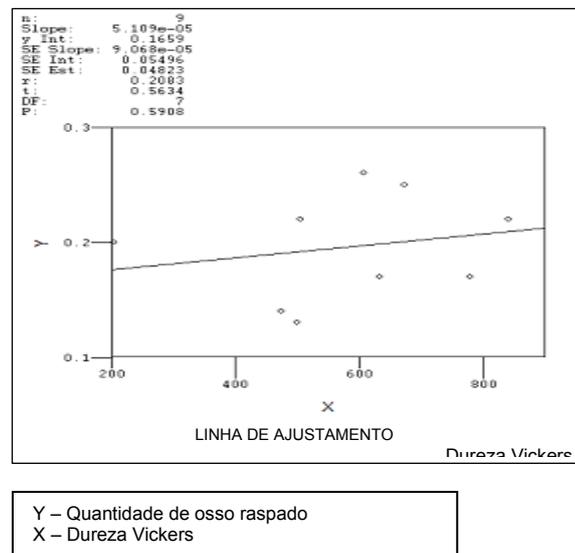


Gráfico 4 – Correlação entre a dureza Vickers e a quantidade de osso raspado.

5.6 Análise da composição química das lâminas

A composição dos metais utilizados nos diferentes raspadores, variou. Contudo todos são classificados como martensíticos.

A análise realizada demonstrou a predominância dos elementos ferro (Fe) e cromo (Cr) em todas as amostras (figura 18). O elemento carbono (C) também esteve presente em todas as amostras, em pequenas proporções (<1%). Em algumas amostras, níquel (Ni), silício (Si), oxigênio (O), estiveram presentes (figura 19). O elemento titânio (Ti) foi somente observado na amostra de número 8.

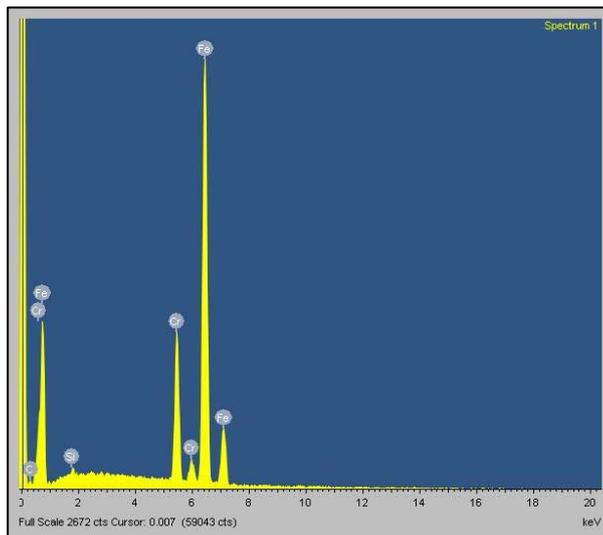


Figura 18: Análise de EDS do raspador número 6 (500 x)

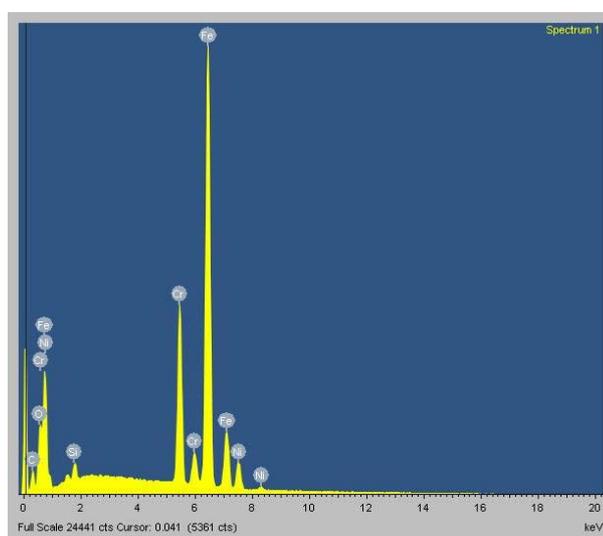


Figura 19: Análise de EDS do raspador número 5 (500 x)

No quadro 6, os resultados médios de cinco variáveis estudadas estão compiladas para um melhor entendimento.

Quadro 6: Resultados, expressos em valores médios, dos parâmetros estudados do projeto e de caracterização estrutural e do teste *in vitro* para os diferentes raspadores ósseos.

Raspadores	Abertura da área coletora (mm)	Angulação da ponta ativa (em graus)	Tamanho de grão (x100µm)	Dureza Vickers (HV)	Osso coletado <i>in vitro</i> (gramas)
1- Kopp	0,95	45,36°	26,70	205,2	0,20
2- 3i	0,57	27,53°	18,90	840,5	0,22
3- Neodent descartável	0,90	30,71°	8,2	633,6	0,17
4- SIN	0,50	23,96°	5,50	778,6	0,17
5- Neodent	1,37	37,68°	8,85	475,3	0,14
6- Mx-Grafter	0,82	41,38°	17,85	673,5	0,25
7- Welfare com lâmina de aço	1,03	67,21°	4,25	499	0,13
8- Welfare com lâmina tratada	1,01	41,07°	5,90	505,3	0,22
9- Neodent modificado	0,73	47,83°	13,48	608,1	0,26

6 DISCUSSÃO

6.1 Sobre os materiais

O objetivo deste estudo foi analisar a abertura da área coletora e o ângulo de corte da ponta ativa da lâmina, que são características dos projetos dos raspadores ósseos; e a composição química, o diâmetro médio de grão e dureza Vickers que são propriedades estruturais de suas lâminas. Raspadores ósseos são instrumentos, cada vez mais, empregados em odontologia para a obtenção de osso autógeno particulado, com finalidade de enxertia óssea. A literatura carece de informações científicas sobre esse instrumento, que pode ser dividido em 3 partes: área coletora, área de armazenamento e base do raspador. Deve-se ressaltar que apesar de ser um dos componentes do instrumento, a base dos raspadores, não foi analisada neste estudo, no entanto, foi observado que, durante o ensaio *in vitro*, os raspadores de números 5, 7 e 8 apresentaram maior dificuldade de manuseio, quando comparados com os raspadores de números 1, 2, 3, 4, 6 e 9. Esta dificuldade pareceu estar relacionada ao material das bases dos raspadores. Os raspadores de números 5, 7 e 8 possuíam empunhaduras metálicas, portanto mais rígidas; ao contrário, os demais raspadores apresentavam empunhaduras confeccionadas com polímeros. Durante o ensaio *in vitro* observou-se maior facilidade de manuseio com instrumentos de bases flexíveis, resultando em maior área de contato da lâmina do raspador com o osso raspado. Faz-se importante ressaltar que, durante o experimento, os raspadores de número 3 e 4, tiveram suas lâminas desprendidas da base dos raspadores, durante o procedimento de raspagem óssea, podendo ter

influenciado os resultados. Esses raspadores foram remontados pelo operador e a seqüência do procedimento completada.

Outro aspecto observado está relacionado ao desenho geométrico das lâminas dos raspadores. Os raspadores 3 e 4 apresentavam lâminas circulares (figura 20), que resultavam na diminuição da superfície de contato com o osso. Estes raspadores vieram a apresentar menores quantidades de osso coletado, quando comparado aos demais raspadores com lâminas planas (figura 21).



Figura 20 – Raspador 3 com lâmina circular



Figura 21 – Raspador 9 com lâmina plana

6.2 Sobre os métodos

Diversas metodologias foram usadas na caracterização dos raspadores ósseos. Técnicas de microscopia foram empregadas na avaliação da abertura da área coletora; na medição do ângulo da ponta ativa; na análise do diâmetro médio de grão; na medição da endentação causada pelo durômetro. Foi usado a espectroscopia por dispersão de energia (EDS) para análise da composição química dos aços das lâminas de corte. O microscópio eletrônico de varredura (MEV) associado ao EDS é, hoje, um equipamento muito utilizado em estudos de topografia de superfícies e identificação de fases. A grande vantagem apresentada pelo MEV, no presente trabalho, é a sua excelente profundidade de campo, superior cerca de

300 vezes a do microscópio óptico (Vidigal Jr *et al.*, 2001), permitindo: a avaliação da abertura da área coletora; a medição do ângulo da ponta ativa; a medição da indentação causada pelo durômetro. A microscopia óptica usada, neste estudo, para análise do diâmetro médio de grão, utilizou a luz refletida, pois o material analisado não permite a passagem da luz.

O projetor de perfis utilizado neste estudo, para análise do ângulo da ponta ativa da lâmina e da abertura da área coletora, tem o seu princípio de funcionamento baseado na projeção de uma imagem ampliada da peça em uma tela de vidro, que possui duas linhas perpendiculares gravadas que podem servir como referência para as medições. Este método foi usado porque quando se necessita de precisão neste processo de medição, utilizam-se equipamentos metrológicos. Para medições de objetos de dimensões reduzidas utiliza-se o projetor de perfis (Vertugo, 2002).

Num ensaio prévio, para analisar o diâmetro médio de grão, verificou-se que não seria possível utilizar um mesmo ataque químico para todas lâminas. Sendo assim, ácidos específicos foram utilizados e todas as lâminas foram submersas por períodos que variaram de 1 minuto a 1 min 30 seg. Essas variações em metodologia devem ser expressas, pois é possível que tenha valor nas diferenças observadas.

Para a análise do desempenho *in vitro*, blocos ósseos do mesmo fêmur bovino foram adquiridos e os procedimentos de raspagens realizados no mesmo dia.

6.3 Sobre os resultados

A análise da composição química revelou o uso de aço martensítico, pela composição, na confecção das lâminas de todos os raspadores ósseos. Entretanto, os raspadores testados apresentaram em sua composição baixo teor de carbono. O

alto teor de carbono promoveria elevada dureza e resistência mecânica, porém comprometeria a ductibilidade do material. Estas variáveis deveriam ser padronizadas tendo como parâmetros a eficácia e durabilidade do material. Os elementos ferro e cromo também estavam presentes em todas as lâminas. Em algumas lâminas detectaram-se traços de silício e níquel (figura 18). O níquel na liga de aço martensítico aumenta a resistência à corrosão (Infomet, 2007). A lâmina do raspador 8 apresentou titânio em sua composição. A presença de titânio deve-se à presença do recobrimento de nitreto de titânio, usado para endurecimento superficial da lâmina, deixando a lâmina dourada. A comparação entre lâminas de características semelhantes e do mesmo fabricante (raspadores 7 e 8) sugere que o tratamento superficial (recobrimento) com nitrito de titânio, permitiu que o raspador de número 8 apresentasse resultados melhores no ensaio *in vitro*.

A eficiência de raspagem dos diferentes raspadores analisados provavelmente é dependente de muitas variáveis (multifatorial). Talvez, por isso, não tenha sido possível determinar o papel de cada variável estudada isoladamente. Deve-se considerar também a possibilidade do efeito, de uma variável sobre a outra, alterando o desempenho dos instrumentos testados.

Após a análise estatística, por meio da ANOVA e análise de regressão, foi possível afirmar que alguns raspadores ósseos apresentaram maior eficácia. Observou-se que as variáveis estruturais das lâminas, diâmetro médio de grão e dureza Vickers, influenciaram os resultados do ensaio *in vitro*, de maneira que as lâminas dos raspadores que possuíam menores diâmetros médios de grãos e valores maiores de dureza Vickers tiveram maior eficácia. A maior eficácia deve-se, portanto, ao aumento da resistência mecânica das lâminas, corroborando Callister

(2002). Em relação às características dos projetos dos raspadores analisados não foi possível estabelecer uma correlação positiva com os resultados do teste *in vitro*.

Na área de abertura de captação do osso raspado, percebeu-se que a curvatura do reservatório (área imediatamente após a ponta de abertura da área coletora do raspador e que precede a área de armazenamento do osso coletado) parece apresentar um papel importante relacionado à obstrução da abertura da área coletora. Isto ocorreu nos raspadores de números 7 e 8, que constantemente entupiram durante a raspagem. A mudança de projeto dos mesmos deve ser um fator a se considerar.

Os raspadores 6 e 9 apresentaram resultados semelhantes nos seguintes parâmetros estudados: dureza Vickers, abertura da entrada do coletor, angulação da ponta ativa e foram os raspadores que apresentaram melhor desempenho no teste de raspagem óssea; obtendo valores acima de 2,5 gramas de osso raspado, valores ligeiramente acima dos alcançados pelos raspadores 1, 2 e 8.

7 CONCLUSÕES

Com base na análise dos resultados obtidos e dentro dos parâmetros do presente estudo, é possível concluir que:

1. Os raspadores apresentaram diferentes desempenhos no teste *in vitro*. Sendo que, estatisticamente, os raspadores 1, 2, 6, 8 e 9 apresentaram desempenho superior aos demais raspadores.
2. O ângulo de corte da ponta ativa dos raspadores variou de 23,96° até 67,21° e a abertura da área coletora variou de 0,50mm até 1,37mm.
3. As lâminas de todos os raspadores ósseos são de aço martensítico e apresentaram diferenças em relação ao diâmetro médio de grão e dureza Vickers.
4. Não foi possível determinar, isoladamente, quais as características estruturais do aço da lâmina ou do projeto dos raspadores que aumentariam a eficiência dos instrumentos estudados, porém, do ponto de vista estatístico, pode-se afirmar que o diâmetro médio de grão e a dureza Vickers influenciaram os resultados, e, ao contrário, a abertura da área coletora e o ângulo de corte da ponta ativa não influenciaram os resultados do teste *in vitro*.
5. O protótipo do raspador Neodent modificado apresentou desempenho semelhante aos raspadores de melhores desempenhos e apresentou-se superior aos produzidos anteriormente pelo mesmo fabricante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adell R, Lekholm V, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson H. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155-170.

Amir LR, Becking AG, Jovanovic A, Perdijk FBT, Everts V, Bronckers ALJJ. Vertical distraction osteogenesis in the human mandible: a prospective morphometric study. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 417-425.

Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 280-295.

Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 1963; 13: 810-824.

Bachle M, Butz F, Hubner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL 72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Impl Res* 2007;18: 53-59.

Brenstein S, Cooke J, Fotek P, Wang H. Vertical Bone Augmentation: Where are We Now? *Implant Dentistry* 2006; 15: 219-227.

Bord S, Horner A, Hembry RM, Reynolds JJ, Compston JE. Production of collagenase by human osteoblast and osteoclast in vivo. *Bone* 1996; 19: 35-40.

Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J. The influence of a biomaterial on the closure of a marginal hard tissue defect adjacent to implants: an experimental study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 285-292.

Botticelli D, Persson GL, Lindhe J, Berglundh T. Bone tissue formation adjacent to implants placed in fresh extraction sockets: an experimental study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 351-358.

Boyapati L, Wang H. The Role of Platelet-Rich Plasma in Sinus Augmentation: A Critical Review. *Implant Dentistry* 2006; 15: 160-169.

Boyne PJ. Osseous Reconstruction of the maxilla and the mandible: surgical techniques using titanium mesh and bone mineral. Chicago-USA: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1997. p 03-20.

Brånemark P, I, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. 1. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3: 81-100.

Brånemark P, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago-USA: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1985.

Burg KJL, Potter S, Kellam FJ. Biomaterial developments for bone tissue engineering. Biomaterials 2000; 21: 2347-2359.

Buser D, Dahlin C, Schenk RK. Guided Bone regeneration in implant Dentistry. Chicago-USA: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1994.

Callister Jr WD. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. 5ª edição Rio de Janeiro-Brasil: 2002. cap. 12: p. 247-251.

Callister Jr WD. Materials Science and Engineering an Introduction. 40ª edição Wiley-USA: 1997. cap.3: p. 31-35.

Callister Jr WD. Materials Science and Engineering an Introduction. 40ª edição Wiley-USA: 1997. cap.7: p. 160-161/ 167-173.

Callister Jr WD. Materials Science and Engineering an Introduction. 40ª edição Wiley-USA: 1997. cap.8: p. 205-207.

Chiapasco M, Gatti C, Gatti F. Immediate loading of dental implants placed in severely resorbed edentulous mandibles reconstructed with autogenous calvarial grafts. Clin Oral Impl Res 2007; 17: 13-20.

Conz MB, Granjeiro JM, Soares GA. Physicochemical characterization of six commercial hydroxyapatites for medical-dental applications as bone graft. *J Appl Oral Sci* 2005; 13: 136-140.

Davies JE, Hosseini MM. Histodynamics of endosseous wound healing. *Implant Dentistry* 2004; 13: 88-94.

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of Dental Education* 2003; 67: 932-949.

Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF. Effect of surface roughness of the titanium alloy Ti-6Al-4-V on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials* 2001; 22: 1241-1251.

Derks P, Nigg AL, Bosman FT. Immunolocalization and quantification of noncollagenous bone matrix proteins in methacrylate-embedded adult human bone in combination with histomorphometry. *Bone* 1998; 22: 367-373.

De Kok IJ, Drapeau S, Young R, Cooper LF. Evaluation of mesenchymal stem cells following implantation in alveolar sockets: a canine safety study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 511-518.

Diener A, Nebe B, Luthen F, Becker P, Beck U, Neumann GH, et al. Control of local adhesion dynamics by material surface characteristics. *Biomaterials* 2005; 26: 383-392.

Donos N, Kostopoulos L, Tonetti L, Karring T, Lang PN. The effect of enamel matrix proteins and deproteinized bovine bone mineral on heterotopic bone formation. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 434-438.

Ducheyne P, Qiu Q. Bioactive ceramics: the effect of surface reactivity on bone formation and bone cell function. *Biomaterials* 1999; 20: 2287-2303.

Garg AK. *Tissue Engineering. Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. 1° edição. Illinois-USA: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1999, cap. 5: p. 83-101.

Grinnell F. Fibroblast biology in three-dimensional collagen matrices. *Trends in Cell Biology* 2003; 13: 264-269.

Hanawa T. Evaluation techniques of metallic biomaterials in vitro. *Science and Technology of Advanced Materials* 2002; 3: 289-295.

Infomet, *Inteligência Competitiva: informações britadas, fundidas e laminadas* [Endereço eletrônico]; 2007.

Ito K, Yamada Y, Naiki T, Ueda M. Simultaneous implant placement and bone regeneration around dental implants using tissue-engineered bone with fibrin glue, mesenchymal stem cells and platelet-rich plasma. *Clin Oral Impl Res* 2007; 17: 579-586.

Ito K, Minegishi T, Takayama T, Tamura T, Yamada Y, Sato S. Effects of ipriflavone on augmented bone using a guided bone regeneration procedure. *Clin Oral Impl Res* 2006; 18: 60-68.

Jensen SS, Brogini N. Bone healing and graft resorption of autograft, anorganic bovine bone and β -tricalcium phosphate. A histologic and histomorphometric study in the mandibles of minipigs. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 237-243.

Karageogiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials* 2005; 2.

Karring T, Nyman S, Gottlow J & Laurell L. Development of the biological concept of guided tissue regeneration-animal and human studies. *Periodontology* 2000 1993; 1: 26-35.

Klein OM, Reichert C. In vitro assessment of motility and proliferation of human osteogenic cells on different isolated extracellular matrix components compared with enamel matrix derivative by continuous single-cell observation. *Clin Oral Impl Res* 2007; 18: 40-45.

Lang NP, Araújo M, Karring T. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral*. 4° edição. Rio de Janeiro-Brasil: Guanabara Koogan; 2005. cap. 38: p. 843-873.

Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In Branemark P I, editor: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Chicago-USA: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1985. p.199-209.

Lindeboom JAH, Mathura KR, Aartman FHA, Milsteini DMJ, Ince C. Influence of the application of platelet- enriched plasma in oral mucosal wound healing. Clin Oral Impl Res 2007; 8: 33-39.

Long MW, Robinson JA, Ashcraft EA, et al. Regulation of human bone marrow-derived osteoprogenitor cells by osteogenic growth factors. J Clin Invest 1995; 95: 881-887.

Magini RS, Schtochett C. Histórico dos implantes dos sonhos à realidade. RBO 1999; 56: 246-251.

Marks SC. The origin of osteoclast: Evidence, clinical implications and investigative challenges of an extra-skeletal source. J Pathol 1983; 12: 226-256.

Marx ER, Garg KA. Bone Structure, Metabolism, and Physiology: Its Impact on Dental Implantology. Implant Dentistry 1998; 7: 267-275.

Misch CE, Hahn J, Judy KW, editors. Workshop guidelines on immediate loading in implant dentistry. J Oral Implantol 2004; 30: 283-288.

Misch CE. Maxillary sinus lift and elevation with subantral augmentation. 2^o edição St. Louis-USA: Contemporary Implant Dentistry; 1999. p. 469-495.

Misch CE. Treatment planning and implant dentistry (abstract). Dearborn-USA: Misch Implant Institute manual; 1985.

Misch CE, Judy KWM. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry Int J Oral Implant 1987; 4: 7-12 – APUD – Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos. 2^oedição. São Paulo-Brasil: Santos Livraria Editora; 2000.

Murugan R, Ramakrishna S. Development of nanocomposites for bone grafting Composites. Science and Technology 2005; 65: 2385-2406.

Norton MR, Odell EW, Thompson ID, Cook RJ. Efficacy of bovine bone mineral for alveolar augmentation: a human histologic study. Clin Oral Impl Res 2003; 14: 775-783.

Oprea WE, Karp JM, Hosseini MM, Davies JE. Effect of platelet releasate on bone cenmigration and recruitment in vitro. Journal of Craniofacial Surgery 2003; 14: 292-300.

Queiroz TP, Hochuli-vieira E, Gabrielli MAC, Cancian DCJ. Use of Bovine Graft and Bone Membrane in Defects Surgically Created in the Cranial Vault of Rabbits. Histologic Comparative Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21: 29-35.

Roberts WE, Garetto LP. Bone Physiology and Metabolism. St Louis USA: 1999. cap 17: 225-236.

Roldán C, Jepsen S, Miller J, Freitas S, Rueger CD, Açil Y, et al. Bone formation in the presence of platelet-rich plasma vs. bone morphogenetic protein-7. Bone 2003; 34: 80-90.

Scarano A, Degidi M, Lezzi G, Pecora G, Piattelli M, Orsini G, et al. Maxillary Sinus Augmentation With Different Biomaterials: A Comparative Histologic and Histomorphometric Study in Man. Implant Dentistry 2006; 15: 197-207.

Schmid J, Wallkamm B, Hammerle CH, Gogolewski S & Lang NP. The significance of angiogenesis in guided bone regeneration. A case report of a rabbit experiment. Clinical Oral Implants Research 1997; 8: 244-248.

Schuckert K, Jopp S, Muller U. De Novo Grown Bone on Exposed Implant Surfaces Using Photodynamic Therapy and Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein-2: Case Report. Implant Dentistry 2006; 15: 361-363.

Schwarz F, Rothamel D, Herten M, Sager M, Becker J. Angiogenesis pattern of native and cross-linked collagen membranes: an immunohistochemical study in the rat. Clin Oral Impl Res 2006; 17: 403-409.

Smiler D, Soltan M. The Bone-Grafting Decision Tree: A Systematic Methodology for Achieving New Bone. Implant Dentistry 2006; 15: 122-128.

Soltan M, Smiler DG, Gailani F. A New "Platinum" Standard for Bone Grafting: Autogenous Stem Cells. *Implant Dentistry* 2005; 14: 322-326.

Stavropoulos A, Karring T, Kostopoulos L. Fully vs. Partially rough implants in maxillary sinus floor augmentation: a randomized-controlled clinical trial. *Clin Oral Impl Res* 2007; 18: 95-102.

Taylor D, Agar JR. Twenty years of progress implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 89-95.

Tinti C, Parma-Benfenati S. Clinical Classification of Bone Defects Concerning the Placement of Dental Implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23: 147-155.

Todisco M, Trisi P. Bone Mineral Density and Bone Histomorphometry are Statistically Related. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 898-904.

Turner CH. Homeostatic control of bone structure: An application of feedback theory. *Bone* 1991; 12: 203-207.

Van Steenbergue D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. The applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 272-281.

Van Vlack LHV. Princípios de ciência e tecnologia dos materiais. 10° edição. Rio de Janeiro-Brasil: Editora Campus; 1984. Cap. 2: p. 79-81.

Van Vlack LHV. Princípios de ciência e tecnologia dos materiais. 10° edição. Rio de Janeiro-Brasil: Editora Campus; 1984. Cap. 3: p. 91-93.

Van Vlack LHV. Princípios de ciência e tecnologia dos materiais. 10° edição. Rio de Janeiro-Brasil: Editora Campus; 1984. Cap. 4: p. 137.

Van Vlack LHV. Princípios de ciência e tecnologia dos materiais. 10° edição. Rio de Janeiro-Brasil: Editora Campus; 1984. Cap. 6: p. 212-223.

Van Vlack LHV. Princípios de ciência e tecnologia dos materiais. 10° edição. Rio de Janeiro-Brasil: Editora Campus; 1984. Cap. 11: p. 440-455.

Vertugo RC. Projetores de Perfil: Visão geral e aplicações, editor. Faculdade Editora Nacional, 2002 Rio de Janeiro, Brasil.

Vidigal JR, GM, Sader MS, Glória GM, editores. Osseintegration evaluation trough histomorphometry on S.E.M. images XVIII Congresso da Sociedade Brasileira de Microscópia e Microanálise; 2001 Lindóia, São Paulo, Brasil.

Von Arx T, Buser D. Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. Clin Oral Implants Res 2006; 17: 359-366.

Wikesjo UM, Qahash M, Thomson RC, Cook AD, Rohrer MD, Wozney JM, et al.
rhBMP-2 significantly enhances guided bone regeneration. Clin Oral Implants Res
2004; 15: 194-204.

Wang H, Boyapati L. "PASS" Principles for Predictable Bone Regeneration. Implant
Dentistry 2006; 15: 8-17.

Zizelmann C, Schoen R, Metzger MC, Schmelzeisen R, Schramm A, Dott B, et al;
Bone formation after sinus augmentation with engineered bone. Clin Oral Imp Res
2006; 18: 69-73.

APÊNDICE

Lote de fabricação dos raspadores ósseos usados no estudo.

Raspadores	Fabricação	Validade	Lote
Kopp	12-06-06	12-06-08	st-1680
3i	06-2006	06-2009	315606
Neodent descartável	15-09-06	15-09-06	2728949
Sin	03-2006	03-2008	E3407
Neodent	03-10-05	03-10-08	178437
Mx-Grafter	03-23-05	Indeterminada	05-c002
Welfare lâmina de aço	04-2005	Indeterminada	ncs 10356500027
Welfare lâmina tratada	08-2005	Indeterminada	ncs 10356500027
Neodent modificado	15-09-06	15-09-08	2728949

ANEXO

Certificado do comitê de ética

Declaro, para os fins de comprovação documental, que a pesquisa com o título “Raspadores Ósseo: uma avaliação in vitro”, do Curso de Mestrado em Implantodontia da UNIGRANRIO, do aluno Altair Dantas de Andrade, orientado pelo Professor Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Junior, foi analisada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNIGRANRIO sendo considerada APROVADA.

O autor deste Parecer aproveita o ensejo para informar que suas observações foram estabelecidas com base no texto que teve em mãos para analisar. Sendo assim, o CEP/UNIGRANRIO emite esta DECLARAÇÃO com base no respectivo PARECER a fim de cumprir exigências normativas da CONEP/CNS/MS assim como exigências internas do Curso de Mestrado em Odontologia da UNIGRANRIO.

Duque de Caxias, 09 de maio de 2007.



**Prof. Msc. Darci Dusilek
Coordenador do CEP/UNIGRANRIO**

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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