

Universidade do Grande Rio
“Prof. José de Souza Herdy”

Julio Cesar Rebollal Rodriguez López

**Avaliação histomorfométrica do percentual
de osseointegração ao redor de implantes
recobertos por hidroxiapatita por meio de
dois métodos de secção histológica**

Duque de Caxias
2007

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Julio Cesar Rebollal Rodriguez López

Avaliação histomorfométrica do percentual de osseointegração ao redor de implantes recobertos por hidroxiapatita por meio de dois métodos de secção histológica

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 em Implantologia Oral.

Orientador: Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Júnior

Duque de Caxias
2007

CATALOGAÇÃO NA FONTE/BIBLIOTECA - UNIGRANRIO

R696a Rodriguez López,Julio Cesar Rebollal.

Avaliação histomorfométrica do percentual de osseointegração ao redor de implantes de titânio recobertos por hidroxiapatita por meio de dois métodos de secção histológica / Julio Cesar Rebollal
Rodriguez López: orientador: Guaracilei Maciel Vidigal Júnior.-
Duque de Caxias, RJ, 2007.
88f.: il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Grande Rio “Prof.José de Souza Herdy”, Escola de Odontologia, 2007.
Bibliografia: f. 74 - 84

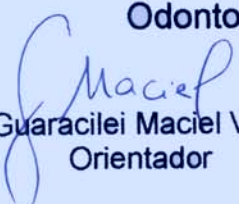
1.Odontologia. 2. Implante dentário. 3. Osseointegração. 4. Hidroxiapatias. I. Vidigal Júnior, Guaracilei Maciel. II. Título.

CDD 617.6

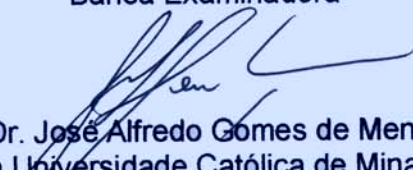
Julio Cesar Rebollal Rodriguez López

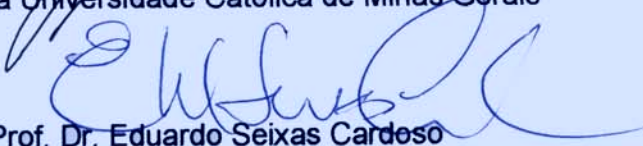
**Avaliação histomorfométrica do percentual
de osseointegração ao redor de implantes
recobertos com hidroxiapatita por meio de
dois métodos de secção histológica**

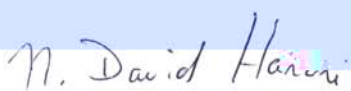
Dissertação apresentada à
Universidade do Grande Rio "Prof.
José de Souza Herdy", como parte
dos requisitos parciais para a
obtenção do grau de Mestre em
Odontologia.


Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Júnior
Orientador

Banca Examinadora


Prof. Dr. José Alfredo Gomes de Mendonça
Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais


Prof. Dr. Eduardo Seixas Cardoso
Universidade do Grande Rio


Prof. Dr. Nassim David Harari
Universidade do Grande Rio

À minha amada esposa Denise e à minha querida filha Catarina, que compartilharam as dificuldades. Seu amor, compreensão e incentivo foram fundamentais durante as longas horas de ausência e de estudo. À vocês todo o meu amor e carinho .

AGRADECIMENTOS

À minha mãe, Mercedes, que mais uma vez incentivou a minha opção pelo estudo e me recebeu de coração aberto em sua casa.

À minha irmã, Márcia, pelo exemplo de dedicação aos livros e ao trabalho.

Ao meu pai, Julio, *in memoriam*, que com certeza estaria orgulhoso por mais esta etapa cumprida.

Ao amigo, sócio e companheiro nesta jornada, Fred Machado Freire, com quem aprendo mais do que nos livros. Obrigado por sua amizade.

Ao Prof. Dr. José Alfredo Gomes de Mendonça, que me incentivou a iniciar o mestrado. A você, Zé, a minha admiração e gratidão.

À minha secretária, Lucilene, pela administração do consultório enquanto me encontrava ausente.

À Míria, Toninho, Luciene, Luzia e Luciana, equipe de trabalho da Clínica Dr. José Alfredo Mendonça, pelo auxílio nos momentos de necessidade.

Ao Coronel Aviador Luiz Fernando Rabelo Cardoso, pelo apoio incondicional, sem o qual não seria possível a realização deste vôo.

Ao Dr. Dennis Malta Guimarães, pelo suporte prestado aos meus pacientes durante minhas ausências de Belo Horizonte.

Aos meus pacientes, que confiaram sua saúde em minhas mãos.

Aos meus colegas de turma, Carlos Frederico, Altair, Marlei, Sabrina, Márcio, Luiz Fernando, Eduardo, José Ricardo e Sandro, pela convivência humana e profissional.

Ao Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Júnior, meu orientador, pelos ensinamentos, disponibilidade e orientação segura.

Ao Prof. Dr. Eduardo Seixas Cardoso, pelo companheirismo e desprendimento constantes.

Ao Prof. Oldemar Ferreira Garcia de Brito, pela dissertação e artigos cedidos.

Ao Prof. Dr. Márcio Baltazar Conz, pelo auxílio fundamental na utilização dos programas de computador e confecção de gráficos.

Ao Prof. Dr. Marcelo Manso, pelos ensinamentos, principalmente na área de farmacologia.

Ao Prof. Dr. Nassim David Harari, pelas orientações inovadoras na especialidade de prótese.

À Dra. Glória de Almeida Soares, diretora do PEMM - UFRJ, por ter me recebido na engenharia metalúrgica de braços abertos.

À Dra. Márcia Soares Sadler, que, por meio da MEV, mostrou-me um novo mundo. Obrigado pela alegria com que me recebeste.

A Felipe Sabatino Vieira, graduando em Física pela UFRJ e estagiário no laboratório de microscopia eletrônica do PEMM, pela paciência, imagens e ensinamentos na utilização da MEV.

Aos funcionários da UNIGRANRIO, Sara, Thielle, Ana F., Maria Cristina, Gil, Ademir, Tia Lúcia e Rogério, pelo apoio na realização das atividades clínicas. Sua ajuda e paciência foram fundamentais.

Ao bibliotecário da PUC Minas, Leonardo, pela impecável pesquisa dos artigos.

RESUMO

Os estudos experimentais sobre osseointegração devem incluir uma avaliação quantitativa cuidadosa do percentual de contato direto entre o tecido ósseo e o substrato implantado, pois o termo “osseointegração”, sem levar em consideração a quantificação, poderia ser aplicado aos mais diversos materiais. No presente estudo, dez implantes recobertos com hidroxiapatita pelo processo biomimético, medindo 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, foram instalados um em cada metáfise proximal da tíbia direita de dez coelhas adultas saudáveis da raça Nova Zelândia. Após três meses de cicatrização, os animais foram sacrificados e os implantes removidos juntamente com o tecido ósseo adjacente. Os espécimes foram então desidratados em uma concentração crescente de etanol e embutidos em resina. Os implantes foram seccionados no sentido longitudinal e, posteriormente, no sentido transversal e, por meio da microscopia eletrônica de varredura e da histomorfometria computadorizada, foram obtidos e comparados os percentuais de osseointegração. Verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa no percentual de osseointegração quando ocorreu modificação na direção dos cortes histológicos ($p > 0,05$).

Palavras-chave: Osseointegração. Hidroxiapatita. Implantes dentários.

ABSTRACT

Experimental studies in osseointegration should include a carefully quantitative evaluation of the percentage of bone and implant contact, therefore the term "osseointegration", without considering quantification, could be used to the most different implant materials. In the present study, 10 dental implants covered with hydroxyapatite by the biomimetic process, measuring 3.75mm in diameter and 10mm in length, were installed one on each proximal metaphysis of the right tibia of ten adult New Zealand female rabbits. After a three months healing period, the animals were sacrificed and the implants were removed together with the neighboring bone tissue. The specimens were then dehydrated on a crescent concentration of ethanol solution and embedded on resin. The osseointegration percentage of biomimetic hydroxyapatite coated implants on one longitudinal and one transversal section were compared, using scanning electron microscopy and computerized histomorphometry. It was verified that there were no statistically significant differences between the results of the different histologic section directions ($p>0.05$).

Key-words: Osseointegration. Hydroxyapatite. Dental implants.

LISTA DE ABREVIATURAS

abs – Absoluto.

ATM – Atmosfera.

°C – Graus Celsius.

CAUAP – Comissão de avaliação do uso de animais em pesquisa.

CMI – Células mesenquimais indiferenciadas.

COPPE – Coordenadoria dos programas de pós-graduação em engenharia.

FHA-PS - Aspersão térmica por plasma de flúorapatita.

HA – Hidroxiapatita.

HA-PS - Aspersão térmica por plasma de hidroxiapatita.

h – Hora.

IMZ – Intramobile Zuckermann.

kg – Quilograma.

kGy – Quilogray.

kV – Quilovolt.

L – Face lingual.

M – Mol.

mA – Miliampére.

MEV – Microscopia eletrônica de varredura.

mg – Miligrama.

ml – Mililitro.

µm – Micrômetro.

mm – Milímetro.

MO – Microscopia óptica.

p. ex. – Por exemplo.

PEMM – Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

pH – Potencial hidrogeniônico.

PUC – Pontifícia Universidade Católica.

® - Marca registrada.

RAM – Random access memory ou memória de acesso aleatório.

RPM – Rotações por minuto.

Σ - Somatório.

SA – Sociedade anônima.

SBF – Solução simuladora do plasma humano.

SBM - Superfície metálica tratada por jateamento de partículas solúveis.

SLA - Superfície metálica tratada por jateamento e ataque ácido.

Ti – Titânio.

TiCP – Titânio comercialmente puro.

TM - *Trade mark* ou marca comercial.

TPS – Aspersão térmica por plasma de titânio.

UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro.

UI – Unidades internacionais.

V – Face vestibular.

Via EV – Via de administração endovenosa.

Via IM – Via de administração intramuscular.

XPS – Espectroscopia de fotoelétrons de raios-X.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1	<i>Histórico dos implantes dentais.....</i>	15
2.2	<i>Osseointegração - O conceito.....</i>	17
2.3	<i>Osteoindução, osteocondução, osteogênese e osseointegração.....</i>	20
2.4	<i>Biomateriais.....</i>	22
2.5	<i>Modificação da superfície de implantes metálicos.....</i>	23
2.6	<i>Recobrimento de implantes com hidroxiapatita.....</i>	25
2.6.1	Deposição por eletroforese.....	28
2.6.2	Deposição eletrolítica.....	29
2.6.3	Deposição biomimética	29
2.7	<i>Histomorfometria.....</i>	30
2.7.1	Estudos histomorfométricos em coelhos.....	31
2.7.2	Estudos histomorfométricos em cães.....	33
2.7.3	Estudos histomorfométricos em macacos.....	34
2.7.4	Estudos histomorfométricos em humanos.....	35
3	PROPOSIÇÃO.....	37
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
4.1	<i>Implantes.....</i>	38
4.1.1	Recobrimento biomimético.....	38
4.1.2	Caracterização da superfície dos implantes.....	39
4.2	<i>Animais e técnica cirúrgica.....</i>	39
4.3	<i>Preparo dos espécimes.....</i>	40
4.4	<i>Microscopia eletrônica de varredura.....</i>	42

4.5	<i>Análise histomorfométrica</i>	46
4.6	<i>Análise estatística</i>	47
5	RESULTADOS	48
5.1	<i>Resultados da histomorfometria</i>	48
6	DISCUSSÃO	50
6.1	<i>Do método</i>	50
6.1.1	O modelo animal.....	51
6.1.2	Histomorfometria.....	52
6.1.3	Microscopia eletrônica de varredura.....	55
6.2	<i>Dos resultados</i>	55
7	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
	ANEXO 1	85
	ANEXO 2	86
	ANEXO 3	88

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentais como pilares protéticos revelou-se uma técnica de tratamento odontológico previsível e com alto índice de sucesso na reabilitação de pacientes total ou parcialmente edêntulos. Essa técnica revolucionou e expandiu as possibilidades reabilitadoras da odontologia.

O conceito de um contato direto entre o osso e implantes dentais fabricados de titânio foi relatado por BRÅNEMARK *et al.* (1977) que criou a expressão “osseointegração”. O termo osseointegração foi usado por ele para descrever um contato direto entre osso vivo e um implante sem a interposição de camadas de tecido fibroso. Em 1985, BRÅNEMARK sugeriu uma definição para o termo: “Osseointegração é definida como um contato direto e estrutural, entre osso vivo e organizado e a superfície de um implante que esteja recebendo carga funcional”. Porém, esta definição tem sido questionada, uma vez que, além de não definir o nível de resolução do contato ósseo, não inclui uma estimativa do percentual desse contato com a superfície do implante para justificar o uso do termo osseointegração. Em 1986, ALBREKTSSON *et al.* afirmaram que “osseointegração é uma definição histológica e, apenas parcialmente, uma definição clínica e radiográfica”, assim sendo, os estudos experimentais sobre osseointegração devem incluir uma avaliação quantitativa cuidadosa da porcentagem de contato direto entre o osso e o substrato implantado, pois o termo, sem levar em consideração a quantificação de contato direto entre o osso e o implante, poderia ser aplicado aos mais diversos materiais. Na realidade, uma abordagem de quantificação permite avaliar se as reações teciduais serão diferentes aos mais diversos materiais.

A técnica de análise da interface entre osso e implante realizada no passado, consistia naquela em que o implante era removido para análise

microscópica antes do embutimento do espécime. Preparações histológicas da interface onde o implante era previamente removido apresentaram somente evidências indiretas da osseointegração (ALBREKTSSON *et al.*, 1986). É importante que a interface entre o tecido e o implante seja preservada, pois, de outra forma, não haverá certeza se uma camada do tecido presente na interface foi removida juntamente com o implante. Este fato se tornava mais crítico quando se utilizavam materiais bioativos. A técnica de seccionar implantes metálicos juntamente com o tecido ósseo surgiu na década de 70 do século passado e permitiu a realização de estudos com cortes histológicos com espessura de até 10 μm . Com esta técnica de preparação foi possível preservar intacta a interface entre o implante e o osso para análise. Juntamente com o desenvolvimento desta técnica, a histomorfometria computadorizada tem sido utilizada para quantificar a formação de tecido ósseo frente aos diversos materiais de implantes. Porém, um aspecto deve ser discutido antes de confrontarmos os resultados dos diferentes trabalhos: a metodologia. Devido às diferenças encontradas em relação ao sítio de implantação, tipo de superfície de implante, modelo animal, técnica cirúrgica, período de cicatrização, direção e espessura do corte das amostras e técnica histológica, existe grande variabilidade entre os resultados dos diferentes estudos. A variável menos estudada na literatura tem sido a direção do corte das amostras.

Desta forma, o objetivo do presente trabalho é comparar, por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) e da histomorfometria computadorizada, o percentual de osseointegração de implantes recobertos com hidroxiapatita pelo processo biomimético, utilizando-se cortes longitudinais e transversais e verificar se existem diferenças significativas quando ocorre modificação na direção do corte histológico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Histórico dos implantes dentários

As perdas dentárias e as diversas tentativas de substituir dentes têm se demonstrado um desafio na história da humanidade. Os primeiros implantes endósseos de que se tem conhecimento datam de 600 anos depois de Cristo. Em um fragmento de mandíbula de origem Maia (figura 1) foram encontradas três conchas, esculpidas em formato de dente, implantadas em substituição a três incisivos inferiores que haviam sido perdidos (RING, 1995 a, b).

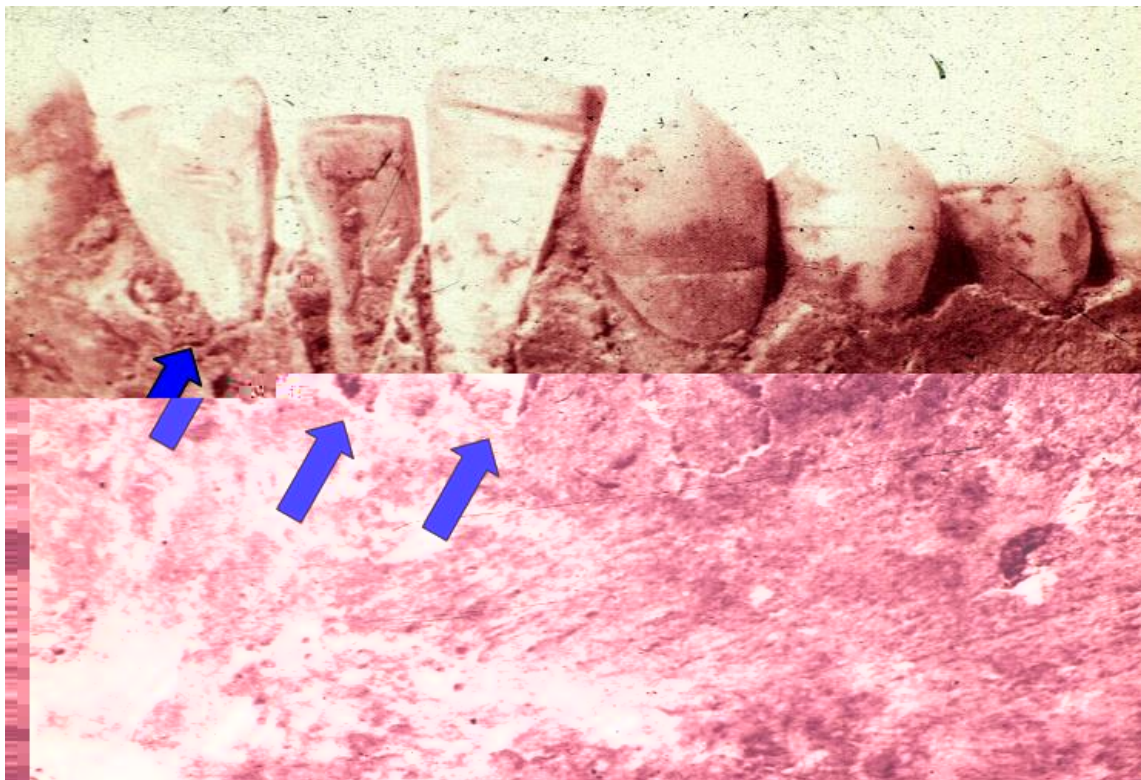


Figura 1 – Setas indicam conchas esculpidas em formato de dentes implantadas em substituição a três incisivos inferiores que haviam sido perdidos (RING, 1995 a).

Desde 1952, no Laboratório de Microscopia Vital da Universidade de Lund e, posteriormente, no Laboratório de Biologia Experimental da Universidade de Gotemburgo, Brånemark vem estudando o conceito de próteses metálicas integradas aos tecidos vivos (BRÅNEMARK, 1983).

O objetivo inicial dos estudos era analisar as reações de injúria e reparação dos tecidos em diversas regiões anatômicas de diferentes animais, com especial atenção para a função e estrutura microvascular do tecido ósseo nesses processos. As pesquisas iniciais foram feitas por meio da observação da regeneração da medula óssea, em fíbula de coelhos, que era exposta para a instalação de uma objetiva, feita de titânio, de um microscópio óptico para análise *in situ* e *in vivo*. Por meio de uma técnica cirúrgica delicada, a cicatrização dos vasos sangüíneos da medula foi estudada, após o osso cortical ter sido preparado até uma espessura de apenas 10 a 20 μm , assim a circulação poderia ser mantida com poucos sinais de dano microvascular. Foi possível, então, a realização de diversos estudos *in vivo* do osso cortical, medular e dos tecidos articulares com ênfase na reação dos tecidos a diversos tipos de trauma: mecânico, térmico e químico e, conseqüentemente, com as diversas possibilidades terapêuticas para minimizar tais danos. Esses estudos sugeriram fortemente a possibilidade de ancoragem óssea uma vez que, após um período de cicatrização, tais dispositivos não puderam ser removidos do tecido ósseo. O objetivo tardio era estabelecer um conjunto de procedimentos clínicos para a colocação de próteses metálicas endósseas que permitissem uma cicatrização completa do tecido ósseo (cortical e trabecular), e que permanecessem estáveis ao longo dos anos, em detrimento da formação de um tecido cicatricial pouco diferenciado e com resultados clínicos imprevisíveis em longo prazo (BRÅNEMARK, 1983).

Com base em estudos realizados em coelhos e cães, foram realizadas outras pesquisas para o desenvolvimento clínico de procedimentos reconstrutivos, como o tratamento de defeitos mandibulares maiores, incluindo casos de edentulismo total. Elementos dentários de cães foram extraídos e substituídos por implantes de titânio com formato de parafuso. Após um período de cicatrização de três a quatro meses, sem carga, esses implantes foram expostos à cavidade bucal e próteses fixas foram conectadas. Análises radiológicas e histológicas mostraram que tal ancoragem pôde ser mantida nos animais por mais de dez anos, apresentando um tecido ósseo saudável e sem sinais de reações inflamatórias de caráter progressivo (BRÅNEMARK, 1983). Histologicamente foi observada em humanos, após o período de carga funcional, a formação de uma condensação de tecido ósseo cortical compacto ao redor dos implantes, sem nenhum sinal aparente de tecido fibroso interposto entre o osso e a superfície do implante (ADELL *et al.*, 1981).

2.2 Osseointegração - O conceito

Estudos clínicos demonstraram que os implantes odontológicos rosqueados de titânio comercialmente puro (TiCP) e suas ligas são uma modalidade de tratamento previsível e com alto índice de sucesso, tanto para o tratamento de pacientes totalmente edêntulos (BRÅNEMARK *et al.*, 1977; ADELL *et al.*, 1981; ALBREKTSSON *et al.*, 1986, 1988; ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990; VAN STEENBERGHE *et al.*, 1987) quanto para pacientes parcialmente edêntulos (JEMT *et al.*, 1989; VAN STEENBERGHE *et al.*, 1990). Porém, a avaliação de sucesso não pode basear-se apenas na contagem dos implantes que permanecem osseointegrados (ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990; 1991; JOHANSSON & ALBREKTSSON, 1987). Deve basear-se em critérios objetivos de sucesso de curto

e longo prazo (ALBREKTSSON *et al.*, 1986), bem como em critérios estéticos e biológicos (REBOLLAL *et al.*, 2006). Os critérios usados até os dias atuais para a avaliação de sucesso, e que foram propostos por ALBREKTSSON *et al.*, (1986), são os seguintes:

- a) um implante testado individualmente deve apresentar-se imóvel ao exame clínico;
- b) ausência de radiolucidez perimplantar no exame radiográfico periapical;
- c) que a perda óssea vertical seja de, no máximo, 1 mm no primeiro ano de carga e de 0,2 mm anuais após o primeiro ano;
- d) que o desempenho de um implante unitário seja caracterizado pela ausência de sinais e sintomas tais como dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular; e
- e) que, no contexto citado anteriormente, seja alcançada uma taxa de sucesso de 85% após um período de observação de cinco anos e de 80% após um período de dez anos.

O conceito de um contato direto entre o tecido ósseo e implantes dentais fabricados em TiCP foi relatado por BRÅNEMARK *et al.* (1977) que criaram a expressão “osseointegração”. O termo osseointegração foi usado inicialmente para descrever o contato direto entre osso vivo e um implante sem a interposição de camadas de tecido fibroso (BRÅNEMARK *et al.*, 1977), em nível de microscopia óptica (ALBREKTSSON *et al.*, 1981). Em 1985, BRÅNEMARK sugeriu a seguinte definição para o termo: “Osseointegração é definida como o contato direto entre osso vivo e organizado e a superfície de um implante que esteja recebendo carga funcional” (figura 2).

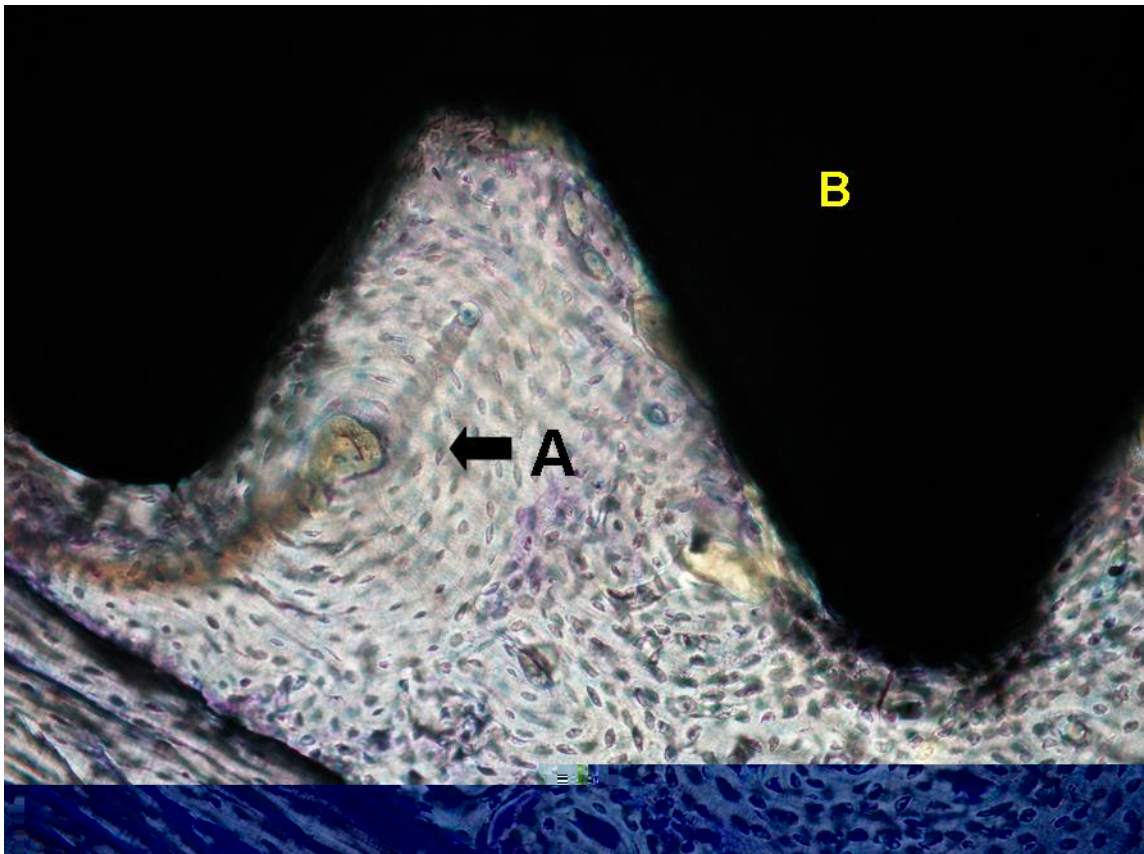


Figura 2 – Fotomicrografia de secção longitudinal de um implante Screw-Vent® mostrando um passo de rosca totalmente osseointegrado. Tecido ósseo organizado evidenciando os sistemas de Havers (A); implante (B). Experimento em coelho. MO, aumento original de 200X, corado por azul de toluidina a 1%. (Foto cedida pelo Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Júnior).

Entretanto, “osseointegração é uma definição histológica e, apenas parcialmente, uma definição clínica e radiográfica” (ALBREKTSSON *et al.*, 1986), devendo apresentar uma média de 90% ou mais de contato direto com osso cortical após um ano da instalação (ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990). O termo, porém, deve ser utilizado com cautela, pois, apesar de haver um marco separador entre os implantes tipo Brånemark e os que mantinham sua ancoragem com um tecido fibroso interposto (LINKOW *et al.*, 1973), o termo não deve ser utilizado sem que haja uma quantificação, uma vez que a osseointegração não é uma reação tecidual exclusiva à instalação de um determinado implante metálico, mas sim a expressão do potencial de regeneração básico e inespecífico do tecido ósseo (ALBREKTSSON *et al.*, 1986; LINDER 1989; JOHANSSON & ALBREKTSSON, 1991a; b).

2.3 Osteoindução, osteocondução, osteogênese e osseointegração

Uma vez que a função primária dos implantes orais é a de promover suporte e estabilidade funcional para a substituição de elementos dentários perdidos, torna-se importante a compreensão da biologia de formação e remodelação do tecido ósseo ao redor desses implantes (CARR *et al.*, 2000). Osteoindução ocorre quando células mesenquimais indiferenciadas (CMI) devidamente estimuladas; por exemplo: trauma, transformam-se em pré-osteoblastos e, em seguida, em osteoblastos, iniciando o processo de osteogênese. A osteogênese pode ocorrer sobre uma determinada superfície ou arcabouço, sendo este processo denominado osteocondução. O processo de osseointegração depende previamente de osteoindução e osteocondução, que são fenômenos inter-relacionados, mas não idênticos (ALBREKTSSON *et al.*, 2001).

O processo de cicatrização do tecido ósseo, após a instalação de um implante, pode ser dividido basicamente em três etapas: osteocondução, neoformação e remodelação óssea (DAVIES, 1998).

Na fase de osteocondução, a reparação da ferida cirúrgica começa logo após a instalação do implante por meio da formação do coágulo (DAVIES, 1998). A superfície do implante é condicionada por proteínas séricas, íons minerais, glicosaminoglicanas, lipídios e citocinas produzidas por células do sistema imunológico (RAGHAVENDRA *et al.*, 2005). Por volta do 4º dia, células mesenquimais indiferenciadas migram em direção à superfície do implante, por meio do tecido conjuntivo frouxo formado. Enquanto não estiverem secretando matriz óssea, estas células continuarão migrando e se diferenciando em osteoblastos. Ocorre também, a formação de uma rede de fibrina que se adere à superfície do implante. Essa rede de fibrina permite a migração de CMI, macrófagos, leucócitos

polimorfonucleares e células linfóides. Durante a migração das CMI, a rede de fibrina se retrai acelerando o seu processo de diferenciação celular. Quando ocorre a fibrinólise do coágulo, um tecido conjuntivo frouxo é formado, tecido este que servirá de guia para a angiogênese. A capacidade de ancoragem dessas células à superfície do implante varia de acordo com as características desta superfície. Por volta de uma semana, as células mesenquimais em diferenciação secretam matriz orgânica sem colágeno (composta de duas proteínas não colágenas – osteopontina e sialoproteína óssea), que fornecem locais específicos para a deposição de fosfato de cálcio. Nesses locais específicos ocorre o crescimento dos cristais de fosfato de cálcio e, simultaneamente, ocorre a aposição de fibras colágenas na interface formada. Finalmente, ocorre a calcificação da porção colágena, tanto das fibras quanto da região entre as fibras. Assim, no processo de neoformação óssea, a porção colágena do osso fica separada da superfície do implante por uma camada de tecido calcificado livre de colágeno. Essa camada, de aproximadamente 0,5 μm de espessura, chamada de linha de cimento, é a mesma observada na interface entre o osso pré-existente e o novo osso. Áreas de neoformação óssea podem ser observadas em torno dos vasos sanguíneos sobre a superfície óssea, denominada de osteogênese à distância, e sobre a superfície do implante, denominada de osteogênese de contato (DAVIES, 1998; BRUNSKI *et al.*, 2000). A partir da 2^a semana, intensifica-se a neoformação óssea, sendo que, na 6^a semana, já é possível observar a presença de *osteons* primários e secundários. Entre a 8^a e a 12^a semanas já se observam sinais de remodelação óssea (DAVIES, 1998; BERGLUNDH *et al.*, 2003). A fase de remodelação óssea é particularmente importante para a estabilização em longo prazo dos implantes, especialmente na zona transcortical. Com a entrada em função do implante, a remodelação óssea

cíclica resulta na formação de uma condensação de tecido ósseo em torno do implante (BRÅNEMARK *et al.*, 1977, BRÅNEMARK 1983; ADELL *et al.*, 1981).

2.4 Biomateriais

Biomateriais são materiais biocompatíveis empregados na substituição, temporária ou permanente, de partes do corpo humano (HENCH & WILSON, 1993). O objetivo das pesquisas sobre biomateriais é o desenvolvimento de materiais que induzam uma cicatrização dos tecidos interfaciais que seja rápida, controlada, guiada e previsível (BRUNSKI *et al.*, 2000). Porém, as reações induzidas pela introdução de um material podem variar amplamente, dependendo das características desse material (VIDIGAL Jr., 2002), sendo a rejeição a resposta normal do organismo quando em contato com um corpo estranho (MORRIS, 1998).

No caso dos implantes dentários, os materiais utilizados na sua fabricação podem ser classificados de dois modos diferentes. Do ponto de vista químico, os materiais para implantes dentais podem ser classificados como metais, cerâmicas, polímeros e compósitos. Podem também ser classificados pelo tipo de resposta biológica que induzem nos tecidos aos quais são implantados, sendo classificados como biotolerados, bioinertes e bioativos. Os diferentes níveis de biocompatibilidade reforçam o fato de que nenhum material é completamente aceito pelo organismo do receptor (SYKARAS *et al.*, 2000) portanto, controlar as características da superfície dos biomateriais significa controlar a resposta biológica (LEITÃO *et al.*, 1998; LACEFIELD, 1999).

Materiais biotolerados são aqueles que, quando implantados, não são necessariamente rejeitados pelos tecidos vivos, mas também não permitem a aposição óssea em sua superfície, sendo envolvidos por uma camada de tecido

fibroso. Materiais bioinertes permitem a aposição óssea sobre suas superfícies, favorecendo a osteogênese de contato. Os materiais bioativos, além de permitirem a formação óssea sobre a sua superfície, promovem uma interdifusão de íons formando uma união química ao longo da interface com o tecido vivo. Os materiais bioinertes e bioativos são também chamados de osteocondutores, o que significa que podem atuar como arcabouços permitindo a atividade osteoblástica durante a formação gradual do novo osso (STRNAD *et al.*, 2000; SYKARAS *et al.*, 2000).

2.5 Modificação da superfície de implantes metálicos

São sete os fatores especialmente importantes para que se estabeleça a osseointegração: a biocompatibilidade do material; o formato do implante; sua adaptação ao leito receptor; a qualidade da superfície; o estado de saúde do tecido ósseo, a técnica cirúrgica aplicada e o controle das condições de carga que o implante irá receber (ALBREKTSSON *et al.*, 1981).

As propriedades macroscópicas e microscópicas da superfície dos implantes têm um papel fundamental no processo de cicatrização óssea após sua instalação (ZECHNER *et al.*, 2003). A superfície do implante determina, em grande parte, a resposta biológica quando da sua implantação no tecido vivo (LACEFIELD, 1999). O conceito de qualidade da superfície depende de suas propriedades físicas e químicas (WENNERBERG *et al.*, 1995; KIM *et al.*, 2003). Modificações na superfície dos substratos a serem implantados podem ser críticas, uma vez que a osseointegração não ocorre diretamente entre o metal e o tecido ósseo, mas entre as biomoléculas do tecido e a camada de óxido do metal (ALBREKTSSON *et al.*, 1981; KASEMO & LAUSMAA, 1986).

A estabilidade inicial do implante é de fundamental importância na obtenção da osseointegração e está diretamente ligada ao seu formato e a sua adaptação ao leito receptor (ERICSSON *et al.*, 1994). A presença de roscas maximiza o contato inicial com tecido ósseo, promovendo melhor travamento, aumentando a superfície de contato com o osso e favorecendo a dissipação da tensão interfacial (LACEFIELD, 1999; SYKARAS *et al.*, 2000, ROMANOS *et al.*, 2003). A topografia da superfície do implante, sua rugosidade e ainda a orientação e o formato das irregularidades da superfície (KIM *et al.*, 2003), estão relacionadas à manutenção da osseointegração em longo prazo (ROMANOS *et al.*, 2003; WENG *et al.*, 2003; ONG *et al.*, 2004). O aumento da rugosidade da superfície dos implantes facilita a estabilidade inicial do coágulo, promove um aumento da área de contato com o tecido ósseo adjacente, aumenta a presença de tecido ósseo na interface, aumenta a molhabilidade da superfície, afetando diretamente a adsorção das proteínas depositadas na superfície, além de facilitar a aderência, locomoção e espraiamento das células, melhorando a interação biomecânica do implante com tecido ósseo (BUSER *et al.*, 1991; WENNERBERG 1992; WENNERBERG *et al.*, 1995; 1997; DAVIES 1998; PIATTELLI *et al.*, 1998a; CORDIOLI *et al.*, 2000; IVANOFF *et al.*, 2003; WENG *et al.*, 2003; RAGHAVENDRA *et al.*, 2005; TRISI *et al.*, 2005).

No caso dos implantes metálicos, especialmente de TiCP e suas ligas, várias são as técnicas que modificam sua superfície (NOVAES *et al.*, 2002). As condições da superfície dos implantes podem variar significativamente dependendo da sua manipulação e preparação. Portanto, sistemas de implantes que competem entre si devem demonstrar equivalência em níveis macroscópicos, microscópicos e clínicos. A análise química da superfície das diversas marcas de implantes revela

diferenças consideráveis, principalmente quanto ao grau de contaminação (HURÉ *et al.*, 1996). Os implantes dentários com superfície tratada apresentam vantagens sobre os implantes de superfície usinada tanto no aspecto biológico (osseointegração) quanto no aspecto biomecânico (funcional) (COCHRAN, 1999). Os processos de tratamento de superfície podem ser classificados em dois grupos: processos de adição e processos de subtração (DINATO & POLIDO, 2004).

Dependendo do material jateado ou sinterizado, o processo de adição superficial pode gerar dois tipos distintos de superfícies: rugosas e porosas (DINATO & POLIDO, 2004). O processo de adição mais empregado em implantes dentários é o de aspersão térmica por plasma, utilizando-se partículas de titânio (TPS) ou de hidroxiapatita (HA-PS). No tratamento de superfície por subtração somente é possível obter-se superfícies do tipo rugosa. Dentre as técnicas mais aplicadas estão: o jateamento com partículas de TiO_2 ou Al_2O_3 ; o ataque ácido, sendo mais empregados os ácidos hidrófluorídrico, sulfúrico, hidróclorídrico e nítrico (NOVAES *et al.*, 2002); a combinação de jateamento e ataque ácido (SLA); e a subtração por laser (SYKARAS *et al.*, 2000). O tratamento de superfície por subtração promove ainda a remoção de possíveis substâncias contaminantes, além do aumento da reatividade da superfície do metal (PIATTELLI *et al.*, 1998a).

2.6 Recobrimento de implantes com hidroxiapatita

Geralmente, materiais implantados em defeitos ósseos estão sujeitos ao encapsulamento por tecido fibroso, isolando assim o material do osso circundante. Apenas alguns tipos de cerâmicas têm a capacidade de ligação com o osso vivo sem sofrer tal encapsulamento (KOKUBO *et al.*, 1996).

O recobrimento de implantes metálicos com materiais bioativos, p.ex. hidroxiapatita (HA), cuja composição estequiométrica é $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, visa acelerar os estágios iniciais de formação óssea no processo de osseointegração, aumentando o percentual de contato entre osso e implante e aumentando a estabilização do implante no período pós-implantação (BLOCK *et al.*, 1987; BUSER *et al.*, 1991; IAMONI *et al.*, 1999; VIDIGAL Jr. *et al.*, 1999; STRNAD *et al.*, 2000; ONG *et al.*, 2004; PRETORIUS *et al.*, 2005). O processo de união bioquímica de um implante recoberto por HA com o tecido ósseo, sem o auxílio de dispositivos biomecânicos e identificável em nível de microscopia eletrônica, é denominado de biointegração (BLOCK *et al.*, 1987).

A hidroxiapatita é uma cerâmica formada basicamente por cálcio e fosfato e é encontrada em abundância no esmalte dentário, na dentina e nos ossos. O interesse na sua utilização para o recobrimento de implantes deve-se ao fato de sua composição química ser semelhante à fase mineral do tecido ósseo (CAULIER *et al.*, 1997). Na sua forma estequiométrica é aplicada a um substrato metálico (TiCP ou $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$), frequentemente pelo método de aspersão térmica por plasma, para formar um recobrimento bioativo que, quando implantado no tecido ósseo, pode ligar-se quimicamente ao tecido ósseo adjacente (COOK *et al.*, 1987; MORRIS, 1998; STRNAD *et al.*, 2000; GIAVARESI *et al.*, 2003a; b) e acelerar o processo de aposição óssea (LACEFIELD 1999; JEFFCOAT *et al.*, 2003; DE ALMEIDA *et al.* 2005). Diversos estudos demonstraram que a utilização de implantes recobertos por HA promoveu um maior percentual de contato entre osso e implante nos estágios iniciais do processo de osseointegração, porém não em longo prazo (BLOCK *et al.*, 1987; COOK *et al.*, 1987; BLOCK 1991; GOTTLANDER & ALBREKTSSON, 1991, 1992a; b; WEINLAENDER *et al.*, 1992; MATSUI *et al.*, 1994; CARR *et al.*,

1997; VERCAIGNE *et al.*, 1998; IAMONI *et al.*, 1999; LACEFIELD, 1999; WIGIANTO *et al.*, 1999; VIDIGAL Jr. *et al.*, 1999; TRISI *et al.*, 1999; KARABUDA *et al.*, 1999; STRNAD *et al.*, 2000; DE PAUW *et al.*, 2002; GIAVARESI *et al.*, 2003 a; b; ICHIKAWA *et al.*, 2003; ZECHNER *et al.*, 2003; ONG *et al.*, 2004; DE ALMEIDA *et al.*, 2005; TRISI *et al.*, 2005).

Diferentes processos de recobrimento utilizam como matéria prima a HA (SUCHANEK *et al.*, 1998) resultando em superfícies com diferentes morfologias e propriedades, até dentro de um mesmo lote de um mesmo fabricante (WENNERBERG *et al.*, 1993; IAMONI *et al.*, 1999; LACEFIELD, 1999; VIDIGAL Jr., 2002; ONG *et al.*, 2004) sendo difícil a obtenção de uma camada fina e uniforme de HA quando da sua aplicação em superfícies geométricas complexas, tais como roscas ou superfícies porosas de metal. O processo aspersão térmica de HA não permite a obtenção de uma camada com menos de 40µm de espessura (GIAVARESI *et al.*, 2003 a; b), sendo que a força de adesão da camada de HA ao substrato metálico é fraca, pois depende exclusivamente do contato físico entre a camada de HA do recobrimento e a superfície do implante (KOKUBO *et al.*, 1996).

Não há consenso quanto à absorção, dissolução ou descolamento dos recobrimentos de HA aplicados sobre implantes (figura 3). Alguns autores não observaram nenhuma degradação da HA (DATILLO *et al.*, 1995; PROUSSAEFS *et al.*, 2000). Outros constataram um descolamento (VIDIGAL Jr. & GROISMAN, 1997; ALBREKTSSON, 1998) ou uma degradação parcial (CAULIER *et al.*, 1997; VERCAIGNE *et al.*, 1998; IAMONI *et al.*, 1999; TRISI *et al.*, 2005) e que foi possível observar que o recobrimento de HA sofreu absorção, uma vez que partículas de HA podiam ser vistas no citoplasma de macrófagos e células multinucleadas próximas a região do implante (BUSER *et al.*, 1991; PIATTELLI *et al.*, 1998c; ZECHNER *et al.*,

2003), não havendo, porém, comprometimento do contato direto do tecido ósseo com a superfície dos implantes (CAULIER *et al.*, 1997; TRISI *et al.*, 2005).

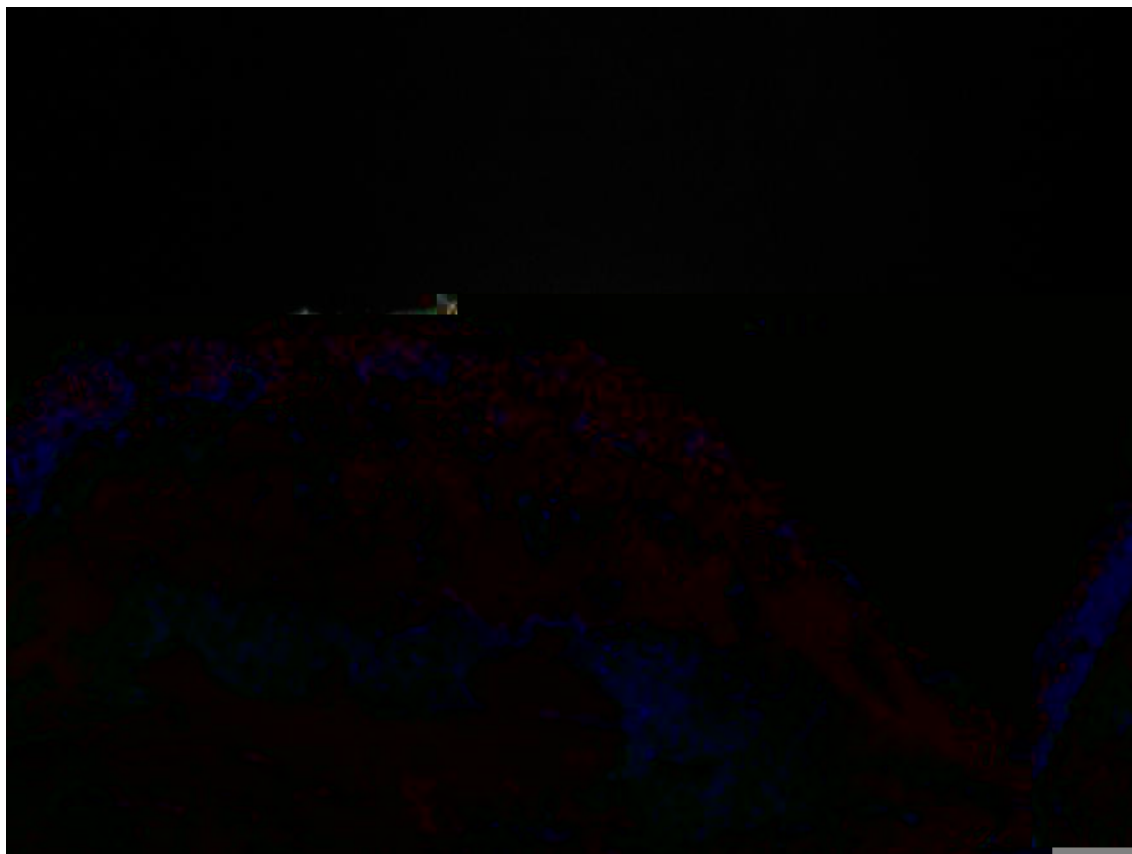


Figura 3 – Fotomicrografia de secção longitudinal de um implante recoberto por aspersão térmica de HA. Esta foto mostra o revestimento de HA solto da superfície do implante. A HA é a imagem marrom parecendo novelo de lã (A) dentro do tecido ósseo (B). Experimento em coelho. MO, aumento original de 400X, corado por azul de toluidina a 1%. (Foto cedida pelo Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Júnior).

Com o objetivo de melhorar a união entre os recobrimentos de HA e as superfícies de implantes, processos químicos alternativos vêm sendo desenvolvidos. (KOKUBO *et al.*, 1996; SENA *et al.*, 2002).

2.6.1 Deposição por eletroforese

A deposição de HA por eletroforese é um método rápido (2-3 minutos) e com alto grau de reprodutibilidade, porém é necessário que o substrato metálico tenha sua superfície previamente jateada, para aumentar sua rugosidade, e

posteriormente calcinada para melhorar a adesão da HA (SENA *et al.*, 2002; ALMEIDA *et al.*, 2005).

2.6.2 Deposição eletrolítica

É realizado em uma célula eletrolítica empregando-se grafita ou platina como anodo, sendo o metal a ser revestido o eletrodo de trabalho (catodo). Um potenciostato induz a deposição da HA ou outro fosfato, dependendo dos íons presentes no eletrólito (SILVA, 1999).

2.6.3 Deposição biomimética

O processo de deposição biomimética se baseia na precipitação heterogênea de fosfatos de cálcio sobre substratos, metálicos ou não, por meio da imersão desse substrato, por vários dias, em soluções que simulam o plasma humano (SBF). No caso em que a deposição seja realizada em um substrato metálico, p. ex. titânio, o metal é previamente ativado em uma solução alcalina, geralmente NaOH, para formação de uma camada de titanato de sódio em substituição ao óxido de titânio presente originalmente na

et al., 1996; ANDRADE *et al.*, 2002). No processo biomimético, a nucleação e crescimento de fosfatos de cálcio criam camadas intermediárias que garantem uma união química do recobrimento com o substrato, com uma espessura que varia entre 1 e 5µm (DE GROOT, 1998).

2.7 Histomorfometria

O percentual de contato entre osso e implante necessário para gerar uma ancoragem suficientemente eficaz para permitir que um implante receba carga funcional permanece incerto (BUSER *et al.*, 1991). Os dois métodos mais empregados para analisar a interface entre osso e implante são os testes biomecânicos e análise histomorfométrica (SYKARAS *et al.*, 2000).

Histomorfometria (do grego *histós* – tecido; *morphe* – forma; *métron* – medida) é análise quantitativa de estruturas histológicas, sendo que os parâmetros de avaliação podem variar (área, perímetro e contorno); (VIDIGAL Jr., 1996). A técnica de análise da interface entre osso e implante realizada no passado, consistia naquela em que o implante era removido, antes do embutimento do espécime, para análise microscópica. O resultado da remoção do implante era a perda do material localizado na interface. Este fato se tornava mais crítico quando se utilizavam materiais de recobrimento bioativos. LINDER *et al.* (1989) propuseram uma modificação na preparação de espécimes para cortes, onde a remoção do implante só seria feita após o embutimento dos espécimes em resina, para que não houvesse perda do tecido da interface entre osso e implante.

A análise histomorfométrica da interface entre osso e implante pode ser realizada por diferentes técnicas de observação (microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura e microtomografia) e considerando diversos parâmetros, tais

como: comprimento, diâmetro, formato, superfície e material do implante, modelo animal, tempo de implantação, sítio de implantação, a aplicação ou não de carga funcional sobre os implantes analisada, o período de cicatrização antes da aplicação da carga funcional, o total da área analisada e a orientação dos cortes histológicos (BRUNSKI *et al.*, 2000; PARK *et al.*, 2005).

2.7.1 Estudos histomorfométricos em coelhos

Ao compararem, histomorfometricamente, implantes de TiCP jateados com óxido de alumínio e jateados com óxido de alumínio e anodizados termicamente, instalados em tíbia de coelhos, KIM *et al.* (2003) verificaram que, após 4 semanas, o percentual médio de contato entre osso e implante, para os implantes com superfície anodizada, foi de 33,3% e para os jateados foi de 23,1% sendo esta diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$). Tal diferença foi atribuída ao fato dos implantes anodizados apresentarem uma camada de óxido mais espessa, o que aumenta a biocompatibilidade e a resistência à corrosão do Ti. Porém, após doze semanas, não houve diferença estatisticamente significativa no percentual médio de contato entre osso e os diferentes implantes. CORDIOLI *et al.* (2000), comparando quatro tipos diferentes de superfícies de implantes (usinada, jateada com Al_2O_3 , TPS e atacada por ácido), verificaram que, dentro de um período de cinco semanas, os implantes com superfície tratada por ácido apresentaram 33% mais contato ósseo e foi necessário um torque 60% maior para sua remoção do que para os implantes com as outras superfícies. WENNERBERG *et al.* (1995) e PIATTELLI *et al.* (1998 a; b) afirmaram que implantes jateados apresentam um maior percentual de contato ósseo do que os implantes usinados. GIAVARESI *et al.* (2004)

sugerem que tal diferença ocorre devido à modificação na nanoestrutura da camada de recobrimento de TiO_2 dos implantes devido ao tratamento da superfície.

Implantes recobertos por HA instalados em tíbias de coelhos, quando comparados aos implantes fabricados em TiCP e implantes recobertos com íons cálcio, apresentaram após quatro semanas da instalação, um maior volume ósseo medular a uma distância de até 1 mm da interface entre osso e implante (WIGIANTO *et al.*, 1999; ICHIKAWA *et al.*, 2003). VIDIGAL Jr. *et al.* (1999) observaram que os implantes recobertos com HA apresentam um maior contato entre osso e implante no período de, pelo menos, três meses após a sua instalação. Uma vez que a fase de remodelamento do processo de osseointegração pode estender-se por mais de um ano após a instalação de um implante (JOHANSSON & ALBREKTSSON 1987), implantes recobertos com HA, quando comparados com implantes usinados, apresentaram um maior contato entre osso e implante (ALMEIDA *et al.*, 2005) até os seis primeiros meses pós-implantação, porém, não necessariamente apresentaram um percentual de contato maior após um período de um ano (GOTTLANDER & ALBREKTSSON, 1991).

JOHANSSON & MORBERG (1995b) afirmaram que a espessura do cortes histológicos não deve ser maior que $30\mu\text{m}$ uma vez que, em cortes de maior espessura, pode ocorrer uma superestimação do percentual de contato ósseo. JOHANSSON & MORBERG (1995a), avaliaram o percentual de osseointegração de dez implantes usinados de titânio instalados em tíbias de coelhos após três meses de cicatrização. Ao compararem o percentual de contato entre osso e implante dos cortes longitudinais e transversais das tíbias, encontraram um percentual de contato entre osso e implante 25% maior nos cortes longitudinais do que nos cortes transversais.

2.7.2 Estudos histomorfométricos em cães

Implantes com superfície modificada por TPS ou por ataque ácido, instalados em mandíbulas de cães, apresentaram maior superfície de contato entre osso e implante, em cortes longitudinais, do que os de superfície usinada (GOTFREDSEN *et al.*, 1992; ERICSSON *et al.*, 1994; VEIS *et al.*, 2004), principalmente em áreas de baixa qualidade óssea (WENG *et al.*, 2003). Por sua vez, implantes recobertos com HA pela mesma técnica apresentaram um maior percentual de contato entre osso e implante do que os implantes jateados com partículas de alumina (BLOCK *et al.*, 1987; COOK *et al.*, 1987; STRNAD *et al.*, 2000), implantes de superfície usinada (BLOCK *et al.*, 1987; WEINLAENDER *et al.*, 1992; MATSUI *et al.*, 1994; KARABUDA *et al.*, 1999; ONG *et al.*, 2004) e implantes tratados por TPS (KARABUDA *et al.*, 1999; ONG *et al.*, 2004). Apesar de apresentarem maior percentual de contato ósseo, implantes recobertos por HA-PS apresentaram a mesma resistência à remoção por tração do que implantes com superfícies usinadas e implantes tratados por TPS, após períodos de carga de três e doze meses (ONG *et al.*, 2004), não havendo diferenças estruturais significativas entre implantes com e sem carga (PAUW *et al.*, 2002). PEBÉ *et al.* (1997) demonstraram ainda que, implantes com a superfície tratada por duplo ataque ácido (ácidos hidrocloreídrico e sulfúrico) apresentaram maior resistência à força de contra-torque do que implantes usinados ou jateados com partículas de alumina, tanto para os implantes que receberam carga por quatro meses como para os implantes que não receberam carga. Porém, não houve diferença significativa no percentual de contato entre osso e implante entre as diferentes superfícies pesquisadas. ETTINGER *et al.* (1993) num estudo em cães utilizando implantes IMZ de 4 mm de

diâmetro, encontraram um percentual médio de contato entre osso e implante, em cortes longitudinais, de 44,69% contra 60,51% para os cortes transversais.

2.7.3 Estudos histomorfométricos em macacos

CARR *et al.* (1997) compararam, por meio de cortes transversais, o percentual de contato entre osso e implantes recobertos por HA-PS, implantes usinados de TiCP e implantes usinados em liga de Ti_6Al_4V instalados na mandíbula e na maxila de babuíños e que não receberam carga. Os implantes recobertos por HA-PS apresentaram maior percentual de contato entre osso e implante do que os implantes usinados de TiCP e liga de titânio, após três meses de cicatrização (CARR *et al.*, 1997). Os implantes instalados na mandíbula apresentaram maior percentual de contato ósseo do que os instalados na maxila, após períodos de cicatrização de três e seis meses (CARR *et al.*, 1997; 2000) sendo que os resultados na maxila, após seis meses, foram similares aos da mandíbula após três meses (CARR *et al.*, 2001). CARR *et al.* (2000), verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa no percentual de contato entre osso e implante, após seis meses, na comparação de cortes horizontais de implantes usinados de TiCP, de implantes de liga de titânio usinado e implantes recobertos por TPS. Implantes jateados com partículas de Al_2O_3 , instalados na mandíbula de macacos (*Macaca fascicularis*), e que receberam carga imediata por meio de restaurações provisórias de acrílico, apresentaram maior percentual de contato entre osso e implante do que implantes que não receberam carga ou que receberam carga após três meses de cicatrização (ROMANOS *et al.*, 2003). WATZAK *et al.* (2005) compararam implantes rosqueados de TiCP, implantes rosqueados jateados com partículas de alumina e tratados com ácido e implantes cilíndricos de TPS, instalados na maxila e na mandíbula de

babuínos, e que receberam carga por dezoito meses. Mesmo com a superfície tratada, os implantes cilíndricos de TPS apresentaram percentual de contato entre osso e implante menor do que os demais.

2.7.4 Estudos histomorfométricos em humanos

O percentual de osseointegração de implantes em função por mais de doze meses instalados em humanos parece apresentar pouca variação, independentemente do tipo de superfície dos implantes. Um percentual de contato entre osso e implante variando entre 80 e 100% foi constatado em noventa implantes, de diversos formatos e tratamentos de superfície, que permaneceram em função por oito anos em média e que foram removidos de pacientes por motivo de fratura do implante (PIATTELLI *et al.*, 1998c). Uma média entre 70 e 80% de percentual de contato entre osso e implante, com um mínimo de 60%, foi verificada em 33 implantes removidos de pacientes, após um período médio de dezessete anos de função clínica (ALBREKTSSON *et al.*, 1993). Implantes recobertos por HA-PS removidos de dois pacientes, após sete e dez anos de instalação, por motivos de impossibilidade de restauração protética adequada, no primeiro caso, e falecimento do paciente no segundo, apresentaram uma média de contato entre osso e implante de 82,5% (PROUSSAEFS *et al.*, 2000) e de 78,48% (TRISI *et al.*, 2005) respectivamente.

Em períodos de tempo inferiores a doze meses o percentual de osseointegração é influenciado pelas características da superfície dos implantes. DEGIDI *et al.* (2003; 2005 a; b) observaram que implantes instalados em humanos e que receberam carga imediata apresentaram um maior percentual de contato com o tecido ósseo, porém, constataram a mesma taxa de remodelação óssea do que os

implantes que não receberam carga. TRISI *et al.* (1999) constataram que implantes com superfície jateada com partículas de óxido de alumínio instalados em osso tipo 3 em humanos, apresentaram maior percentual de contato entre osso e implante do que implantes usinados, após períodos de cicatrização de três, seis e doze meses, porém não houve alteração ou melhora da qualidade do tecido ósseo ao redor dos implantes com superfície tratada. IVANOFF *et al.* (2003) constataram que implantes instalados tanto na maxila quanto na mandíbula de pacientes, cuja superfície foi tratada por oxidação anódina, apresentaram um maior contato com o tecido ósseo adjacente do que implantes com superfícies usinadas, após períodos de cicatrização médios de 6,6 meses para a maxila e 3,5 meses para a mandíbula.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho pretende comparar o percentual de osseointegração de implantes recobertos com hidroxiapatita pelo processo biomimético, por meio de cortes longitudinais e transversais, empregando-se como métodos de análise a histomorfometria computadorizada, com o auxílio da MEV.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Implantes

No presente estudo foram utilizados dez implantes de TiCP, medindo 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, produzidos pela Neodent¹ e posteriormente recobertos com hidroxiapatita pelo processo biomimético seguindo o protocolo de KOKUBO *et al.* (1996) e modificado por ANDRADE *et al.* (1997). O recobrimento, embutimento, caracterização de superfície, cortes e observação em MEV foram realizados nas dependências da COPPE/PEMM – UFRJ.

4.1.1 Recobrimento biomimético

- a) Tratamento dos implantes de TiCP a 60°C, durante 24 horas, em solução NaOH 5 M. Após serem retirados da solução, os implantes foram lavados com água bidestilada à temperatura ambiente. O objetivo foi formar uma camada de titanato de sódio na superfície do implante, substituindo a camada de óxido de titânio;
- b) Estabilização da camada de titanato de sódio com tratamento térmico em um forno tubular com fluxo de N₂, utilizando-se uma taxa de aquecimento de 300°C h⁻¹. Após atingir a temperatura de 600°C, os implantes permaneceram durante uma hora nessa temperatura, sendo resfriados a uma taxa de 55°C h⁻¹;

¹ Neodent implantes osseointegráveis – Curitiba - PR

- c) Em seguida os implantes permaneceram submersos em solução SBF, a 37°C, durante 21 dias com o objetivo de formar titanato de cálcio na superfície do implante, para em seguida ocorrer nucleação de HA sobre esta camada;
- d) Após o tratamento em solução SBF, alguns implantes apresentaram aglomerados que foram removidos por meio de água destilada e deionizada em cuba ultra-sônica durante cinco minutos; e
- e) Por fim, os implantes foram embalados e esterilizados por irradiação, usando uma fonte de Césio-137, com dose total de 25 KGy por 10 h.

4.1.2 Caracterização da superfície dos implantes

As camadas mais externas dos implantes recobertos por HA pelo processo biomimético foram analisadas por espectroscopia de fotoelétrons de Raios-X (XPS) para verificar sua composição química. O quadro 1 mostra a composição química dos recobrimentos em porcentagem atômica. Além destes elementos foram detectados traços de magnésio. O recobrimento biomimético apresentou uma relação Ca/P de 1,34, semelhante ao fosfato β -tricálcico (1,33).

Quadro 1 - Composição química, em porcentagem atômica, da superfície dos implantes analisados.

C	Ca	O	P	Ti	Ca/P
30,59	10,80	50,06	8,06	0,49	1,34

4.2 Animais e técnica cirúrgica

Dez coelhas adultas saudáveis da raça Nova Zelândia (*Oryctolagus cuniculus*), pesando entre 3 e 4 kg, receberam cada uma, na metáfise proximal de suas tíbias direitas, um implante Neodent medindo 3,75 mm de diâmetro por 10 mm

de comprimento com a superfície recoberta por hidroxiapatita pelo processo biomimético, num total de dez implantes instalados.

Antes da cirurgia, em função do uso de anestesia dissociativa, as coelhas ficaram vinte e quatro horas sem receber nenhum tipo de alimentação e doze horas sem beber. As coelhas receberam anestesia dissociativa com cloridrato de xilazina (Rompum[®], solução aquosa a 2%)², na seguinte dosagem: 3 mg/kg peso, via IM, associado a cloridrato de cetamina (Ketalar[®])³, 20mg/kg peso, via IM. Após a sedação, as coelhas tiveram suas pernas degermadas com sabonete neutro (SOAPEX)⁴, antes do procedimento de tricotomia.

A cirurgia foi realizada sob condições assépticas, seguindo o protocolo cirúrgico aprovado pela Comissão de Avaliação do Uso de Animais em Pesquisa (CAUAP) do Instituto de Biofísica Carlos Chagas – UFRJ (ANEXO 1). O protocolo está detalhado no ANEXO 2.

4.3 Preparo dos espécimes

Três meses após a data da cirurgia, os animais foram sacrificados com uma dose elevada de pentobarbital sódico⁵ 200mg/kg peso, via EV, segundo medicação de VOLOCH *et al.* e WOLFENSOHN *et al.* (1992).

Os implantes foram removidos em bloco, com o auxílio de um disco diamantado da marca Komet, número 911H⁶, acoplado em uma peça reta e micromotor odontológico Kavo⁷, juntamente com o tecido ósseo vizinho. As amostras

² Bayer do Brasil S.A. – Área Veterinária

³ Laboratórios Pfizer Ltda – Guarulhos – SP

⁴ Darrow Laboratórios S.A. – Rio de Janeiro - RJ

⁵ Cristália Produtos Químicos Farmacêuticos Ltda. – São Paulo - SP

⁶ Komet - Germany

⁷ Kavo do Brasil – Londrina - PR

foram então fixadas em solução de glutaraldeído a 2,5%, em tampão cacodilato, permanecendo em imersão nesta solução por 48 h (JOHANSSON *et al.*, 1989).

Os espécimes já fixados foram submetidos a um processo de desidratação por meio de uma série de concentração crescente de etanol e o tecido gorduroso foi removido em solução de clorofórmio com o objetivo de obter-se uma melhor penetração da resina nos espaços medulares durante o processo de embutimento. Em seguida os espécimes voltaram a uma solução de álcool absoluto, sendo finalmente imersos em acetona. As amostras foram imersas seguindo o seguinte esquema de troca de soluções a 4°C (Quadro 2).

Quadro 2 - Esquema de desidratação dos espécimes.

SOLUÇÃO	CONCENTRAÇÃO	TEMPO
Etanol	70%	4 dias
Etanol	95%	3 dias
Etanol abs	100%	1 dia
Etanol abs	100%	2 dias
Clorofórmio	-----	2 dias
Clorofórmio	-----	2 dias
Etanol abs	100%	Só lavagem
Acetona	100%	2 dias

Após a desidratação, o processo de infiltração da resina foi realizado utilizando-se a mudança de soluções de diferentes proporções da resina e do solvente, seguindo o seguinte esquema, em câmara de vácuo a 20° C (Quadro 3).

Quadro 3 – Processo de infiltração dos espécimes com resina.

SOLUÇÃO	RAZÃO	TEMPO
Resina Spurr- acetona abs	1:2	48 h
Resina Spurr- acetona abs	1:1	48 h
Resina Spurr- acetona abs	2:1	48 h
Resina Spurr	Pura	48 h

Após esse procedimento, os espécimes infiltrados com resina Spurr foram deixados por doze horas em estufa a 60° C para polimerização dos blocos. Após a polimerização, os blocos contendo os implantes inseridos em tecido ósseo foram

seccionados, utilizando-se o Isomet™ *Low Speed Saw*⁸ com disco de diamante (figura 4A e 4B), no sentido longitudinal e transversal (figuras 4C, 5A e 5B). Primeiramente, os blocos foram divididos em duas partes no sentido longitudinal dos implantes. Em seguida foi feita a quantificação do percentual de contato entre osso e implante em nível da cortical óssea, que, em coelhos, corresponde à espessura de aproximadamente três roscas do implante. Após a análise histomorfométrica da porcentagem de osseointegração dos cortes no sentido longitudinal, as amostras obtidas anteriormente foram novamente seccionadas no sentido transversal, em nível cortical, utilizando-se o Isomet™ *Low Speed Saw* com disco de diamante.

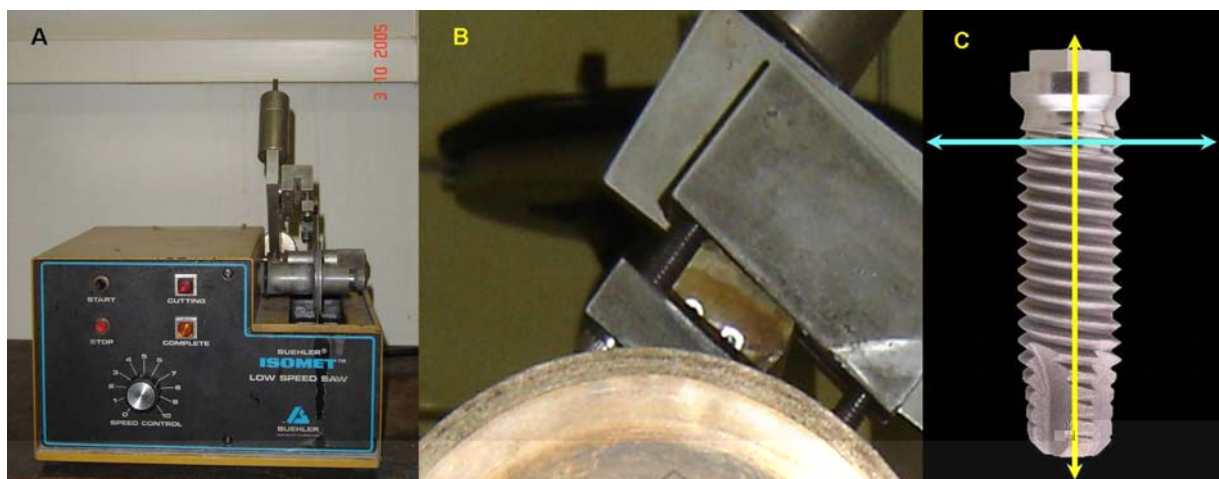


Figura 4 – Isomet™ *Low Speed Saw* (A) e imagem lateral do equipamento mostrando o disco diamantado e uma das amostras sendo seccionada no sentido transversal (B). Representação esquemática (C) da direção dos cortes longitudinais (amarelo) e transversais (azul).

4.4 Microscopia eletrônica de varredura

A análise histomorfométrica da interface entre osso e implante usando o modo de elétrons retroespalhados em MEV foi introduzida por BROGNIEZ *et al.* (2000). Com o objetivo de melhorar a condutividade superficial e tornar as imagens mais nítidas na MEV, antes de serem observadas as amostras receberam uma

⁸ Buehler – Lake Bluff – Illinois - USA

cobertura com ouro por meio de um sistema de deposição conhecido como *sputtering*. Utilizando-se o aparelho MTech, modelo K 550⁹, foi realizada uma deposição de ouro durante 4 minutos, em 1,2 ATM de vácuo e uma tensão de 20mA (figura 5 C e D).

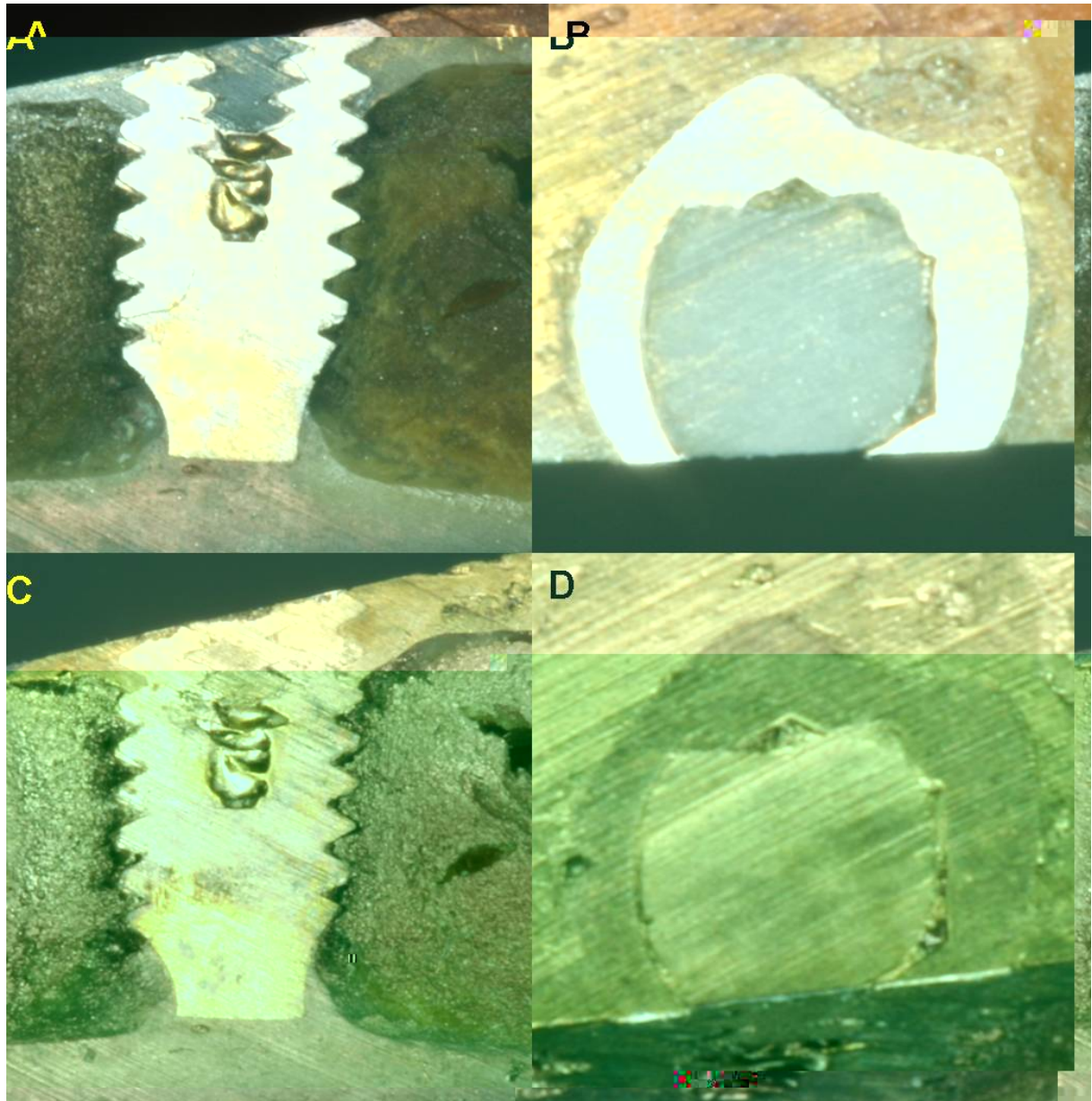


Figura 5 – Implante seccionado no sentido longitudinal (A) e transversal (B). Aspecto do mesmo implante após ser submetido ao banho de ouro (C e D).

⁹ Mtech - Atlanta – Georgia - USA

No presente estudo as imagens foram realizadas em um microscópio eletrônico de varredura, modelo JSM 6460 - LV¹⁰ (figura 6), com 20 kV de aceleração de elétrons. As imagens foram obtidas com aumento de 100 vezes, com o detector de elétrons retroespalhados (figuras 7 e 8).



Figura 6 – Microscópio eletrônico de varredura, modelo JSM 6460 – LV, pertencente ao PEMM – UFRJ (foto cedida pelo Prof. Eduardo Dias).

¹⁰ JEOL – Tokyo - Japan



Figura 7 – Imagens obtidas por MEV de um implante instalado em tíbia de coelho e seccionado no sentido longitudinal. A região do implante a ser analisada fica localizada em nível da camada cortical e corresponde, aproximadamente, à espessura de três roscas. Aspecto do lado esquerdo (A) e direito (B) da amostra. Aumento de 100 X.

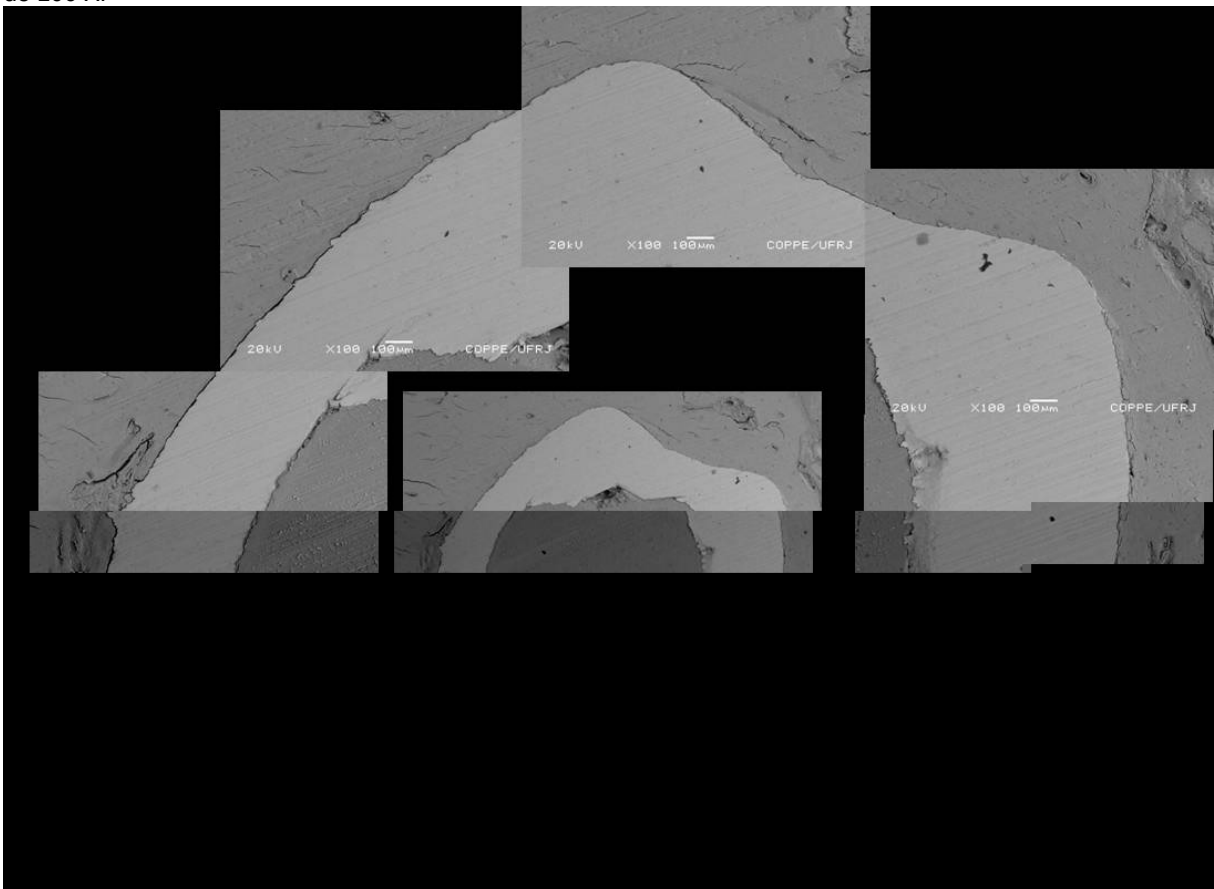


Figura 8 – Imagens obtidas por MEV de um implante instalado em tíbia de coelho e seccionado no sentido transversal. A região do implante a ser analisada fica localizada na curvatura mais externa das imagens. Foram necessárias sete imagens, com aumento de 100 X, para registrar toda a superfície.

4.5 Análise histomorfométrica

Finalmente as imagens foram analisadas com o auxílio de um computador portátil da marca Sony¹¹, modelo Vaio VGN –FJ18OP, equipado com um processador Intel® Centrino®¹² e sistema operacional Windows® XP Professional¹³, com uma configuração de 512 *megabytes* de memória RAM e um disco rígido de 100 *gigabytes*, no qual foi instalado o programa Image-Pro® Plus¹⁴ (figura 9), versão 4.5.0.29, que permitiu a realização da quantificação da superfície de contato entre osso e implante, denominada porcentagem de osseointegração.

Utilizando-se o sistema computadorizado descrito anteriormente, foram medidas, no sentido longitudinal, a superfície total das roscas que se encontravam em tecido cortical e, no sentido transversal, toda a superfície da circunferência externa da imagem obtida. As superfícies dos implantes que apresentavam uma imagem em espelho, ou seja, a imagem da superfície óssea igual a imagem da superfície do implante, tanto no sentido longitudinal como no sentido transversal, foram consideradas osseointegradas.

¹¹ Sony Corporation – Tokyo - Japan

¹² Intel – Santa Clara – California - USA

¹³ Microsoft – Washington - USA

¹⁴ Media Cybernetics – Silver Springs - Maryland - USA

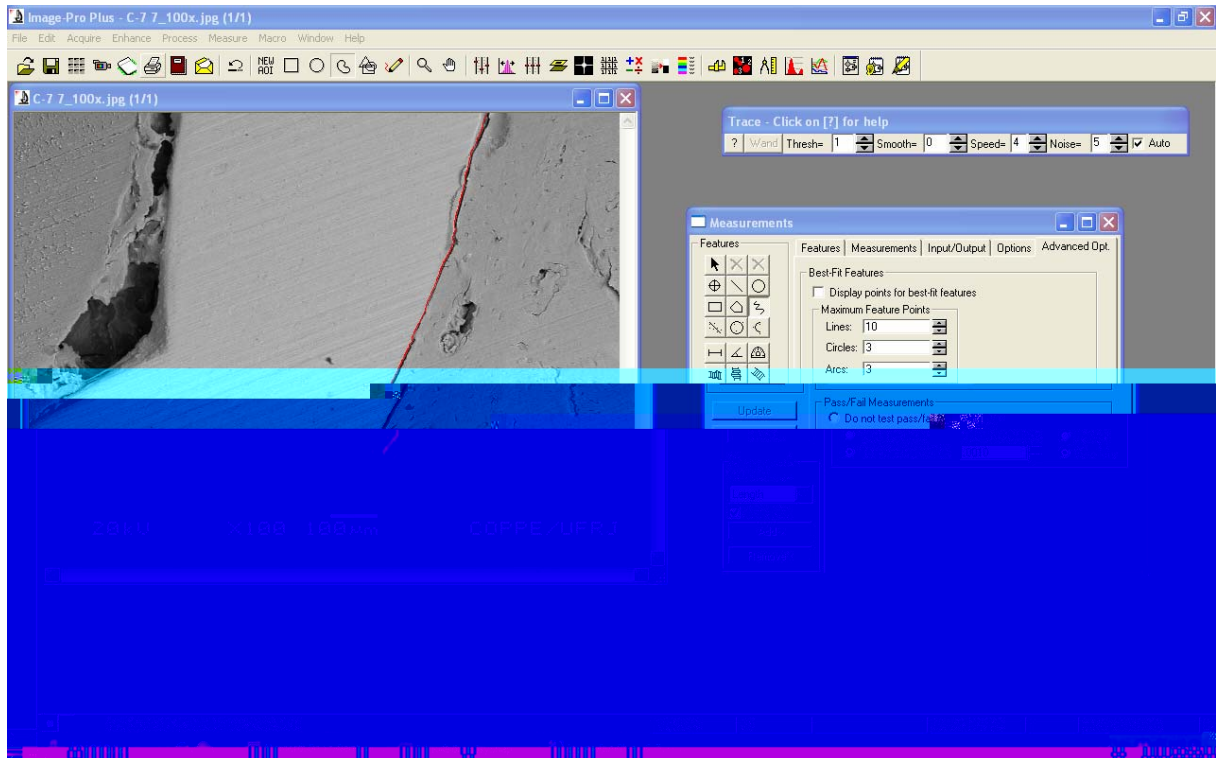


Figura 9 – Imagem da área do trabalho do programa Image-Pro® Plus. A linha vermelha corresponde à medição automática da superfície total avaliada deste trecho do corte transversal de um dos implantes analisados.

Posteriormente, utilizando-se a fórmula abaixo, foi calculado o percentual total de osseointegração.

$$\% \text{ de osseointegração} = \frac{\Sigma \text{ da superfície osseointegrada} \times 100}{\text{superfície total avaliada}}$$

4.6 Análise estatística

No presente estudo foi aplicado o teste “t” de Student (pareado) para calcular a possível significância estatística dos percentuais de osseointegração dos cortes no sentido longitudinal e transversal. Para a realização dos cálculos bioestatísticos foi utilizado o programa Primer^{©15} versão 4.0.

¹⁵ McGraw Hill - USA

5 RESULTADOS

5.1 Resultados da histomorfometria

Os resultados da análise histomorfométrica e a média com desvio-padrão estão apresentados no quadro 4. Devido a pouca espessura da cortical óssea da tíbia dos coelhos, em média 2,4 mm, somente sete das dez amostras puderam ser analisadas. O disco de diamante utilizado para a realização dos cortes transversais apresentava uma espessura média de 1 mm, o que dificultou a realização de cortes transversais que atravessassem somente a cortical óssea.

Quadro 4 - Percentual de contato entre osso e implante.

Implante	Corte Longitudinal	Corte Transversal
3	95,10	57,97
4	90,03	90,12
6	96,18	58,61
7	90,89	90,82
8	84,06	84,62
9	92,78	92,06
10	98,20	100
Média (desvio-padrão)	92,46 ($\pm$ 4,7)	82,02 ($\pm$ 16,83)

Foi aplicado o teste “t” de Student (pareado) para avaliar a significância dos resultados, no nível de 5 % de significância, comparando o percentual de contato entre o osso e implante nos cortes longitudinais e nos cortes transversais. Para os cortes longitudinais o percentual médio de contato entre o osso e implante foi de 92,46% ($\pm$ 4,7) e, para os cortes transversais o percentual médio foi de

82,02% ($\pm 16,83$). Quando comparados o percentual dos cortes longitudinais e transversais, as diferenças foram não significativas ($P>0,05$).

6 DISCUSSÃO

6.1 Do método

Durante as últimas três décadas a implantodontia deixou de ser uma alternativa experimental na reabilitação oral de pacientes edêntulos totais e parciais para tornar-se uma técnica previsível, com resultados de longo prazo e embasamento científico. (McMILLAN *et al.*, 1999).

A caracterização biológica é crucial quando se testam materiais para uso em humanos. Testar a biocompatibilidade de um material específico significa verificar se esse material apresenta ou não efeitos tóxicos sobre as células. Essa caracterização costuma ser dividida em testes *in vitro* e testes *in vivo*. Embora a realização da análise *in vitro* não elimine a necessidade da análise *in vivo*, a análise *in vitro* é normalmente aceita como a primeira bateria de testes sobre a toxicidade de um determinado material. Apesar de não reproduzirem as reais condições a que um implante é submetido *in vivo*, esses testes fornecem informações valiosas, sobre: morte e adesão celular, sua morfologia, proliferação e atividade de síntese celular (LEITÃO *et al.*, 1998).

Na avaliação de materiais para implantes por meio de cultura de células, a escolha do tipo de célula depende do meio em que o material será implantado. No caso dos implantes dentários, estes se encontram em contato com os tecidos: epitelial, conjuntivo e ósseo. A morfologia é avaliada por microscopia eletrônica de varredura e serve para indicar como está ocorrendo a ancoragem da célula à superfície do material, indicando o provável estado de energia de superfície do material.

Os testes *in vitro*, apesar de serem dinâmicos, não são capazes de traduzir a complexidade dos tecidos vivos, tais como variações de pH, diversidade de componentes macromoleculares orgânicos e de células. Entretanto, os testes nos quais não é necessária a morte da célula para o exame permitem uma avaliação dinâmica do processo. Ao contrário, a maioria dos ensaios *in vivo* é estática, pois o exame de uma secção histológica reflete somente a realidade biológica no momento do sacrifício do espécime. Além dos exames histológicos convencionais da interface entre o osso e implante, outro tipo de ensaio *in vivo* são os testes de remoção por torque e os testes de análise de frequência de ressonância. Os estudos *in vivo* em animais são um passo necessário e fundamental antes do planejamento e execução de estudos em humanos, levando-se sempre em consideração as limitações do modelo animal escolhido (VIDIGAL Jr., 2002).

6.1.1 O modelo animal

Devido às dificuldades em se obter material de autópsia ou de biópsia contendo implantes, não existem na literatura dados suficientes sobre histomorfometria em humanos. A utilização de diferentes modelos de estudo em animais também resulta em dificuldades na comparação dos resultados (quadros 5, 6 e 7). A maioria dos autores tem optado por instalar implantes na tíbia de coelhos, porém, cães também têm sido utilizados (STEFLIK *et al.*, 1994) uma vez que apresentam taxa de neoformação óssea próxima da taxa dos seres humanos (BROGNIEZ *et al.*, 2000). Macacos ou primatas têm sido utilizados mais esporadicamente, apesar de serem similares ao ser humano quanto à anatomia, histologia e imunologia orais (WATZAK *et al.*, 2005), pois são considerados animais

nobres ou ameaçados de extinção em alguns casos, além de serem caros. Coelhos são animais dóceis, relativamente baratos quando comparados aos cães, macacos, primatas, cabras, ovelhas e suínos, possuem pequenas dimensões facilitando sua criação para fins de pesquisa científica, são de fácil manuseio, as espécies são geneticamente homogêneas, estão disponíveis em grandes quantidades não sendo ameaçados de extinção, permitem a instalação de implantes com as mesmas dimensões dos implantes utilizados em humanos e atingem a maturidade aos cinco meses de idade (CAO *et al.*, 2001). Porém deve-se levar em conta que o osso medular destes animais é estruturalmente diferente da maxila ou da mandíbula, em humanos. A cavidade medular da tíbia dos coelhos é formada por um único espaço, ou seja, não observamos a presença de trabéculas ósseas. Em períodos de observação de até três meses, quase não é observada a formação de tecido ósseo ao redor da porção dos implantes localizados nesta área (WINET & ALBREKTSSON, 1988). Portanto, em coelhos, existe uma tendência em se analisar somente a região do implante localizada em nível da camada cortical (quadro 6), o que normalmente corresponde, em largura, à espessura de três roscas.

6.1.2 Histomorfometria

A obtenção de dados clínicos juntamente com estudos histomorfométricos fornecem informações que são fundamentais para a compreensão do processo da osseointegração (STEFLIK *et al.*, 1994; CARR *et al.*, 2001).

Uma vez que não é possível a observação direta da resposta do tecido ósseo à instalação de implantes dentários (CARR *et al.*, 2000), a avaliação

quantitativa dos parâmetros que caracterizam a integração entre osso e implante depende da obtenção de cortes histológicos apropriados (STEFLIK *et al.*, 1996). Isso só pode ser feito por meio do embutimento dos espécimes, não descalcificados, em resina, seguido de cortes com discos diamantados e posterior desgaste das amostras (McMILLAN *et al.*, 1999) até uma espessura máxima de 30 μm , uma vez que espessuras maiores podem mascarar áreas que não estejam osseointegradas (JOHANSSON & MORBERG, 1995a). Essa técnica, porém, impede a análise de múltiplas seções, uma vez que apenas uma ou duas podem ser obtidas por implante (McMILLAN *et al.*, 1999), oferecendo uma informação limitada somente ao que ocorreu naquela região específica representada por aquela secção no momento da obtenção do espécime (ETTINGER *et al.*, 1993; STEFLIK *et al.*, 1994), e, portanto, surge a dúvida se uma ou duas secções histológicas seriam representativas de toda a circunferência do implante. BRITO (2004), comparou o percentual de osseointegração da secção histológica longitudinal da região mais central de implantes contra o percentual de osseointegração da média de sete secções longitudinais, realizadas a cada 100 μm , dos mesmos implantes e observou, em MEV, que não existem diferenças estatisticamente significantes entre os percentuais de osseointegração dos diferentes cortes.

Um implante instalado em um determinado tipo de osso está em contato com tecido ósseo cortical e medular. A diferença estrutural entre esses dois tipos de tecido freqüentemente resulta em uma considerável variação no percentual de contato entre osso e implante (GOTFREDSEN *et al.*, 1991, TRISI *et al.*, 1999). Além disso, deve-se levar em consideração que o percentual de contato entre osso e implante está em constante modificação, dependendo da dinâmica da região do

tecido ósseo na qual o implante foi instalado (ETTINGER *et al.*, 1993; STEFLIK *et al.*, 1994).

Inicialmente as medições lineares do percentual de osseointegração eram realizadas, por meio de microscopia óptica, sobre a imagem dos cortes histológicos utilizando-se uma “grade” diretamente acoplada à ocular do microscópio. Mais recentemente, a histomorfometria computadorizada tem sido utilizada para quantificar a formação de tecido ósseo frente aos diversos materiais de implantes, o que facilitou a obtenção de medidas padronizadas, uma vez que a medição da interface entre osso e implante é feita automaticamente sendo necessárias apenas pequenas correções manuais durante o processo.

A análise histomorfométrica da interface entre osso e implante pode ser influenciada por vários fatores (quadros 6 e 7) tais como: comprimento, diâmetro, formato, tipo de tratamento de superfície e material do implante, modelo animal, qualidade do osso receptor, tempo de cicatrização, sítio de implantação, a aplicação ou não de carga funcional sobre os implantes analisados, o período de cicatrização antes da aplicação da carga funcional, o comprimento da área analisada, a orientação dos cortes histológicos (SYKARAS *et al.*, 2000; HUANG *et al.*, 2004) e erros de observação intra e inter-observadores (COMPSTON *et al.*, 1986). A falta de homogeneidade dos protocolos utilizados nos diferentes estudos para a análise histomorfométrica da interface entre osso e implante pode resultar em variações significativas dos resultados obtidos (CARR *et al.*, 1997; COCHRAN, 1999; MCMILLAN *et al.*, 2000, HUANG *et al.*, 2004), assim, a diversidade de fatores dificulta a comparação entre os estudos, bem como sua reprodutibilidade. Assim, os resultados desses estudos podem ser de difícil tradução para a prática clínica (BROGNIEZ *et al.*, 2000; SEGUNDO *et al.*, 2006). O exame histológico de implantes

removidos de seres humanos é fundamental para validar os resultados obtidos nos diversos modelos animais utilizados (PIATTELLI *et al.*, 1998 b; c).

6.1.3 Microscopia eletrônica de varredura

Os exames histológicos fornecem a melhor evidência do tipo de inserção tecidual aos implantes. Um sistema de implantes não pode ser referido, com precisão, como osseointegrado caso não haja evidência histológica e uma quantificação do contato direto entre o tecido ósseo e os implantes, observados em modelo animal. O exame histológico, em nível de microscopia óptica, responde a mais importante pergunta sobre a estrutura da interface, demonstrando que tipo de tecido está em contato com a maior parte do implante. A microscopia eletrônica de varredura, no modo de elétrons retro-espalhados, é capaz de fornecer informações interessantes, pois não são necessários desgaste e coramento das amostras para tornar evidente o tipo de tecido em torno dos implantes (VIDIGAL Jr., 2002). Além disso, a MEV permite níveis maiores de resolução, em comparação com microscópio óptico, caso haja dúvidas em relação à natureza da interface. Porém, é uma técnica de microscopia mais cara, uma vez que o equipamento é de valor elevado. A maioria dos trabalhos revisados utiliza-se da microscopia óptica para a análise da interface entre osso e implante, sendo que frequentemente a magnificação utilizada para a observação não se apresenta especificada (quadro 7).

6.2 Dos resultados

No presente estudo não houve diferença significativa entre o percentual de contato entre osso e implantes recobertos por HA pelo processo biomimético,

após três meses de cicatrização, entre os cortes longitudinais e transversais ($P>0,05$). O percentual médio de contato entre osso e implante para os cortes longitudinais foi de 92,46% ($\pm 4,7$) e para os cortes transversais foi de 82,02% ($\pm 16,83$).

Devido a pouca espessura da cortical óssea da tíbia dos coelhos, em média 2,4 mm, somente sete das dez amostras puderam ser analisadas. O disco de diamante utilizado para a realização dos cortes transversais apresentava uma espessura média de 1 mm, o que dificultou a realização de cortes transversais que atravessassem somente a cortical óssea. Esse fato também pode ser responsável pelo elevado desvio-padrão no percentual de osseointegração das amostras submetidas aos cortes transversais, uma vez que a porção medular da tíbia pode ter sido exposta inadvertidamente. Além disso, um desvio-padrão elevado é característico de estudos em animais.

Dos 71 artigos sobre histomorfometria e percentual de osseointegração revisados (quadros 5, 6 e 7), em apenas seis foram utilizados cortes transversais, sendo que em somente um foram realizadas medidas longitudinais e transversais (ETTINGER *et al.*, 1993).

BUSER *et al.* (1991) parecem ter sido os primeiros a utilizarem cortes transversais para avaliação do percentual de contato entre osso e implante. Foram analisados implantes cilíndricos ocos, instalados na tíbia e fêmur de suínos, com seis tipos diferentes de tratamento de superfície, inclusive com recobrimento de HA, cujo percentual médio de osseointegração foi de 69,5% ($\pm 6,5$), semelhante ao do presente estudo. Porém, BUSER *et al.* (1991) analisaram, em MO, amostras com 80 μ m de espessura. Segundo JOHANSSON & MORBERG (1995b), cortes histológicos para a avaliação do contato entre osso e implantes que apresentem

espessura maior que 30 μ m podem levar a uma superestimação do percentual devido à sobreposição de camadas de tecido.

ETTINGER *et al.* (1993), num estudo em cães utilizando implantes IMZ, com 3,3 e 4,0mm de diâmetro e superfície tratada por TPS, encontraram um percentual médio de contato entre osso e implante de 44,69% ($\pm$ 5,2) para os cortes longitudinais, contra 60,51% ($\pm$ 3,7) para os cortes transversais. Primeiramente, estes percentuais divergem do presente estudo possivelmente porque os implantes IMZ são cilíndricos, apresentando uma menor superfície de contato do que os implantes rosqueados utilizados neste estudo. Em segundo lugar, os implantes utilizados por ETTINGER *et al.* (1993) eram recobertos por TPS, sendo instalados em alvéolos frescos de extração, muitos dos quais preenchidos com HA e cobertos por membranas de politetrafluoretileno expandido. Os implantes do presente estudo foram recobertos por HA pelo processo biomimético e instalados em sítios hígidos. Tal diferença na técnica pode ter resultado em diferença no percentual de contato entre osso e implante, uma vez que a HA é bioativa, principalmente no período de tempo analisado, que foi de três meses para ambos os estudos. Finalmente, ETTINGER *et al.* (1993) analisaram as porções cervical, média e apical dos implantes, envolvendo osso cortical e medular, enquanto o presente estudo analisou apenas a porção cervical que estava em contato com apenas osso cortical.

CARR *et al.* (1997) compararam o percentual de contato entre osso e de implantes usinados de TiCP, Ti₆Al₄V e implantes recobertos por HA-PS, instalados na maxila e mandíbula de babuíños, com períodos de cicatrização de três meses, por meio de seis cortes transversais. A média de contato entre osso e implantes HA-PS foi de 61,5%, não sendo informado o desvio-padrão nem qual a magnificação, em MO, utilizada para a observação das amostras. Esse resultado não está de

acordo com o presente estudo, cuja média foi de 82,02% ($\pm 16,83$), para os cortes transversais. Tal diferença pode ter ocorrido porque CARR *et al.* (1997) analisaram as porções cervical, média e apical dos implantes, envolvendo osso cortical e medular, enquanto o presente estudo analisou apenas a porção cervical que estava em contato apenas com a cortical óssea sendo que o percentual de osseointegração é maior em nível de osso cortical do que em osso medular. Além disso, analisaram amostras com 40 μ m de espessura, o que pode ter causado superestimação do percentual de osseointegração.

CARR *et al.* (2000) compararam, por meio de MO, o percentual de contato entre osso e implante entre implantes usinados e recobertos por TPS, instalados na maxila e mandíbula de babuínos, com um período de cicatrização de 189 dias, por meio de seis cortes transversais. A média de contato entre osso e implantes foi de 50,8% ($\pm 1,4$) e 60,8% ($\pm 1,6$) para a maxila e mandíbula respectivamente. Os resultados encontrados por CARR *et al.* (2000) divergem dos encontrados no presente estudo. Primeiramente, os implantes utilizados no presente trabalho foram recobertos por HA pelo processo biomimético. A diferença no tipo de recobrimento dos implantes pode ter resultado em variação no percentual de contato entre osso e implante, uma vez que a HA é bioativa, principalmente nos três primeiros meses após a instalação. No estudo de CARR *et al.* (2000) o período de cicatrização foi de 189 dias, o que pode ter gerado também uma variação no percentual de osseointegração. CARR *et al.* (2000) analisaram as porções cervical, média e apical dos implantes, envolvendo osso cortical e medular, enquanto o presente estudo analisou apenas a porção cervical que estava em contato apenas com a cortical óssea sendo que o percentual de osseointegração é maior em nível de osso cortical do que em osso medular. As amostras foram analisadas em MO,

diferentemente da MEV utilizada no presente estudo. Além disso, analisaram amostras com 40µm de espessura, o que pode ter causado superestimação do percentual de osseointegração.

Nos estudos de CARR *et al.* (1997) e CARR *et al.* (2000) não houve comparação dos cortes transversais com cortes longitudinais.

Quadro 5 – Percentual de osseointegração em diferentes modelos.

AUTORES		TIPO DE SUPERFÍCIE, PERCENTUAL DE OSSEOINTEGRAÇÃO E DESVIO-PADRÃO
1	Block <i>et al.</i> (1987)	Usinada - *
		Jateada (Al_2O_3) – 40,0 ($\pm$ *)
		HA-PS – 80,0 ($\pm$ *)
2	Cook <i>et al.</i> (1987)	TiCP - *
		HA-PS - *
3	Johansson & Albrektsson (1987)	TiCP – 50,0 ($\pm$ *)
4	Linder (1989)	$\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ - *
		Liga de Cr-Co - *
		Aço inoxidável - *
5	Buser <i>et al.</i> (1991)	Eletropolidada – 25,1 ($\pm$ 7,4)
		TPS – 37,8 ($\pm$ 11,6)
		Ataque ácido – 21,6 ($\pm$ 9,3)
		SLA – 57,7 ($\pm$ 9,5)
		HA-PS – 69,5 ($\pm$ 6,5)
6	Gotfredsen <i>et al.</i> (1991)	Jateada (Al_2O_3) – 33,6 ($\pm$ 11,5)
7	Gottlander <i>et al.</i> (1991)	TiCP – 48 ($\pm$ *)
8	Johansson & Albrektsson (1991)	Usinada – 59,9 ($\pm$ 8,0)
		HA-PS – 75,9 ($\pm$ 8,0)
9	Johansson <i>et al.</i> (1991)	TiCP – 37,2 ($\pm$ 10,1)
		Nióbio – 41,1 ($\pm$ 10,6)
10	Gottlander & Albrektsson (1992)	TiCP – 34,7 ($\pm$ 13,5)
		Vitallium – 21,7 ($\pm$ 11,5)
11	Gottlander <i>et al.</i> (1992)	TiCP – *
		TPS (cilíndrico) – *
		TPS (rosqueável) - *
12	Gottlander & Albrektsson (1992)	Média de todos os implantes – 69 ($\pm$ *)
		Usinada – 52,6 ($\pm$ 14,7)
13	Gottlander <i>et al.</i> (1992)	HA-PS – 65,1 ($\pm$ 11,6)
		Usinada – 75,4 ($\pm$ 11,1)
14	Weinlaender <i>et al.</i> (1992)	HA-PS – 76,6 ($\pm$ 9,3)
		TiCP – 45,66 ($\pm$ 16,42)
		TPS – 54,96 ($\pm$ 10,85)
15	Ettinger <i>et al.</i> (1993)	HA-PS – 71,35 ($\pm$ 11,79)
		TPS (cortes longitudinais) – 47,9 ($\pm$ 5,2)
16	Ericsson <i>et al.</i> (1994)	TPS (cortes transversais) – 53,5 ($\pm$ 3,7)
		Usinada – 42,9 ($\pm$ 31,2)
17	Matsui <i>et al.</i> (1994)	TPS – 65,1 (17,3)
		Usinada - *
18	Steflik <i>et al.</i> (1994)	HA-PS - *
		Cerâmicos – 42,0 ($\pm$ *)
19	Dattilo <i>et al.</i> (1995)	TiCP – 65,0 ($\pm$ *)
		HA-PS - *
20	Johansson & Morberg (1995a)	Usinada -50,0 ($\pm$ 12,51)
21	Johansson & Morberg (1995b)	Usinada – 31,0 ($\pm$ 9,54)
22	Wennerberg <i>et al.</i> (1995)	Usinada – 34,5 ($\pm$ *)
		Jateada com TiO_2 (25 μm) - 40,9 ($\pm$ *)
23	Huré <i>et al.</i> (1996)	Usinada – 56,02 ($\pm$ 5,8)
		SLA – 60,42 (7,94)
24	Carr <i>et al.</i> (1997)	TiCP – 39,1 ($\pm$ *)
		$\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ – 40 ($\pm$ *)
		HA-PS – 61,5 ($\pm$ *)

* Percentual ou desvio-padrão não informado pelos autores.

Quadro 5 – Percentual de osseointegração em diferentes modelos.

25	Caulier <i>et al.</i> (1997)	Usinada – 26,5 ($\pm$ 16,2)
		HA-PS – 67,4 ($\pm$ 27)
		HA-PS (tratamento térmico) – 63,1 ($\pm$ 24,9)
		FA-PS – 77,1 ($\pm$ 13)
26	Pebé <i>et al.</i> (1997)	Usinada – 55,0 ($\pm$ 13,2)
		Jateada (Al_2O_3) – 38,5 ($\pm$ 15,8)
		Ataque ácido – 59,0 ($\pm$ 11,6)
27	Wennerberg <i>et al.</i> (1997)	Usinada – 62 (+ 7)
		Jateada (Al_2O_3) – 71 ($\pm$ 4)
28	Piatelli <i>et al.</i> (1998a)	Usinada – 60% ($\pm$ 1,4)
		Jateada (Al_2O_3) – 51% ($\pm$ 1,9)
29	Piattelli <i>et al.</i> (1998c)	Usinada – 85 ($\pm$ *)
30	Vercaigne <i>et al.</i> (1998)	Usinada – 11,4 ($\pm$ 10,5)
		TPS – 10,1 ($\pm$ 8,8)
		HA-PS – 29,5 ($\pm$ 7,4)
31	Chappard <i>et al.</i> (1999)	TiCP (usinada) – 82 ($\pm$ 3,5)
		Descarga de radiofrequência – 85,5 ($\pm$ 2)
32	Iamoni <i>et al.</i> (1999)	HA-PS – 91,73 ($\pm$ *)
		TiCP – 37,37 ($\pm$ *)
33	Karabuda <i>et al.</i> (1999)	TPS – 61,84 ($\pm$ 7,84)
		HA-PS – 51,35 ($\pm$ 12,1)
34	Vidigal <i>et al.</i> (1999)	HA-PS – 74,16% ($\pm$ 20)
35	Trisi <i>et al.</i> (1999)	Usinada – 6,2 ($\pm$ 1,55)
		Jateada (Al_2O_3) – 58,9 ($\pm$ 5,09)
36	Wiggianto <i>et al.</i> (1999)	Usinada – 86,03 ($\pm$ 3,41)
		HA sinterizada – 79,46 ($\pm$ 12,96)
37	Carr <i>et al.</i> (2000)	TiCP – 56,2 ($\pm$ *)
		Ti ₆ Al ₄ V – 55,2 ($\pm$ *)
		TPS – 56 ($\pm$ *)
38	Cordioli <i>et al.</i> (2000)	Usinada – 48,60% ($\pm$ 8,44)
		Jateada com Al_2O_3 – 54,80% ($\pm$ 10,96)
		TPS – 56,80% ($\pm$ 10,96)
		Ataque ácido – 72,40 ($\pm$ 9,83)
39	Ichikawa <i>et al.</i> (2000)	Usinada – 82 ($\pm$ *)
		HA sinterizada – 95 ($\pm$ *)
40	McMillan <i>et al.</i> (2000)	Usinada – 59,2 ($\pm$ 19,3)
41	Nociti Jr. <i>et al.</i> (2000)	TiCP atacada por ácido – 14,59 ($\pm$ 16,53)
42	Proussaefs <i>et al.</i> (2000)	HA-PS – 81,5 ($\pm$ *)
43	Strnad <i>et al.</i> (2000)	HA-PS – 79,0 ($\pm$ *)
		Jateada (Al_2O_3) – 54,0 ($\pm$ *)
44	Carr <i>et al.</i> (2001)	TiCP – 56,2 ($\pm$ 5,3)
		Ti ₆ Al ₄ V – 55,2 ($\pm$ 6,0)
45	Pauw <i>et al.</i> (2002)	TiCP (sem carga) – 37,0 ($\pm$ *)
		TiCP (com carga) – 36,0 ($\pm$ *)
46	Hayakawa <i>et al.</i> (2002)	TPS – 46 ($\pm$ 5,5)
		SLA – 76,6 ($\pm$ 11,1)
47	McCraken <i>et al.</i> (2002)	TiCP (rosqueável) – 59 ($\pm$ *)
		TiCP (laminado) – 56 ($\pm$ *)
48	Nkenke <i>et al.</i> (2002)	TPS – 72,2 ($\pm$ 7,0)
49	Novaes Jr. <i>et al.</i> (2002)	Usinada – 41,7 ($\pm$ 7,8)
		HA-PS – 57,9 ($\pm$ 18,0)
		SBM – 68,5 ($\pm$ 18,8)
		TPS – 48,9 ($\pm$ 21,1)

* Percentual ou desvio-padrão não informado pelos autores.

Quadro 5 – Percentual de osseointegração em diferentes modelos.

50	Fini <i>et al.</i> (2003)	Usinada (baixa porosidade) – 90 ($\pm$ 2)
		Usinada (alta porosidade) – 68 ($\pm$ 7)
		FHA-PS (baixa porosidade) - 91 ($\pm$ 2)
		FHA-PS (alta porosidade) – 70 ($\pm$ 7)
51	Giavaresi <i>et al.</i> (2003a)	Usinada – 75 ($\pm$ 10)
		Ataque ácido – 32 ($\pm$ 8)
		HA-PS – 72 (4)
		Anodização de Ca/P e tratamento hidrotérmico – 73 ($\pm$ 8)
52	Giavaresi <i>et al.</i> (2003b)	Usinado – 75,3 ($\pm$ 7,8)
		Ataque ácido – 50,9 ($\pm$ 7,8)
		HA-PS – 71,6 ($\pm$ 3,8)
		Anodizada – 72,5 ($\pm$ 7,2)
53	Ivanoff <i>et al.</i> (2003)	Usinada – 13 ($\pm$ 12)
		Oxidação anódina – 34 ($\pm$ 13)
54	Kim <i>et al.</i> (2003)	Jateada (Al ₂ O ₃) – 57,6 ($\pm$ 13,50)
		Jateada + oxidação – 58,20 ($\pm$ 12,80)
55	Nkenke <i>et al.</i> (2003)	*
56	Novaes Jr. <i>et al.</i> (2003)	SLA – 66,0 ($\pm$ 19,6)
57	Ong <i>et al.</i> (2003)	Usinada – 71,2 ($\pm$ 2,3)
		TPS – 58,6 ($\pm$ 5,1)
		HA-PS – 77,8 ($\pm$ 1,6)
58	Romanos <i>et al.</i> (2003)	Jateada (Al ₂ O ₃ sem carga) – 50,2 ($\pm$ 9,06)
		Jateada (Al ₂ O ₃ - carga imediata) – 64,25 ($\pm$ 0,65)
		Jateada (Al ₂ O ₃ – carga mediata) – 67,93 ($\pm$ 1,6)
59	Weng <i>et al.</i> (2003)	Usinada – 39,5 ($\pm$ 13,0)
		Duplo ataque ácido – 62,9 ($\pm$ 12,4)
60	Zechner <i>et al.</i> (2003)	Usinada – 29,88 ($\pm$ 7,12)
		HA-PS – 48,49 ($\pm$ 6,58)
		Anodizada – 61,29 (6,61)
61	Brito (2004)	HA-PS – 66,48
62	Giavaresi <i>et al.</i> (2004)	Usinada – 71,45 ($\pm$ 11,5)
		Deposição de vapor metálico de TiO ₂ – 79,09 ($\pm$ 17,73)
63	Rohner <i>et al.</i> (2004)	SLA (fíbula) – 46,8 ($\pm$ 12,6)
		SLA (escápula) – 74,2 ($\pm$ 6,5)
		SLA (crista ilíaca) – 52,5 ($\pm$ 11,2)
64	Veis <i>et al.</i> (2004)	Usinada – 28,59 ($\pm$ 12,04)
		Ataque ácido – 46,44 ($\pm$ 15,81)
65	Almeida <i>et al.</i> (2005)	Usinada – 55,98 ($\pm$ 21,70)
		Deposição de HA (eletroforese) – 85,29 ($\pm$ 4,02)
66	Degidi <i>et al.</i> (2005)	* - 68 ($\pm$ 5,5)
67	Huang <i>et al.</i> (2005)	Ataque ácido - 74,1 ($\pm$ 4,8)
68	Park <i>et al.</i> (2005)	Jateada (Al ₂ O ₃) – 63,1 (7,93)
69	Pretorius <i>et al.</i> (2005)	Usinada – 73,3 ($\pm$ *)
		HA-PS – 86,6 ($\pm$ *)
70	Trisi <i>et al.</i> (2005)	HA-PS – 78,48 ($\pm$ *)
71	Watzak <i>et al.</i> (2005)	Usinada – 66,8 ($\pm$ *)
		SLA – 70,6 ($\pm$ *)
		TPS – 58,4 ($\pm$ *)

* Percentual ou desvio-padrão não informado pelos autores.

Quadro 6 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS						
		A	B	C	D	E	F	G
1	Block <i>et al.</i> (1987)	Cães (10)	Usinada, jateada (Al ₂ O ₃) e HA-PS	Cilíndrico	1, 4 e 10 meses	Longitudinal	Histológico	101
2	Cook <i>et al.</i> (1987)	Cães (12)	TiCP e HA-PS	Cilíndrico	5, 10 e 32 semanas	Transversal	Tração e histomorfometria	120
3	Johansson & Albrektsson (1987)	Coelhos (25)	TiCP (usinada)	Rosqueável	3 semanas, 1, 3, 6 e 12 meses	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria	50
4	Linder (1989)	Coelhos (38)	Ti ₆ Al ₄ V, liga de Cr-Co e aço inoxidável	Cilíndrico	4 e 11 meses	Longitudinal	Histomorfometria	76
5	Buser <i>et al.</i> (1991)	Suínos (6)	Eletropolida, TPS, ataque ácido, SLA, HA-PS e jateada (Al ₂ O ₃)	Cilíndrico oco	3 e 6 semanas	Transversal	Histomorfometria (remoção do implante)	72
6	Gottfredsen <i>et al.</i> (1991)	Macacos (6)	TiCP	Cilíndrico oco	22 meses	Longitudinal	Histomorfometria Computadorizada	24
7	Gottlander <i>et al.</i> (1991)	Coelhos (12)	Usinada e HA-PS	Rosqueável	6 semanas e 12 meses	Longitudinal	Histomorfometria Computadorizada	48
8	Johansson & Albrektsson (1991)	Coelhos (6)	TiCP e Nióbio	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria	36
9	Johansson <i>et al.</i> (1991)	Coelhos (7)	TiCP e Vitallium	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria	28
10	Gottfredsen <i>et al.</i> (1992)	Cães (6)	TiCP e TPS	Cilíndrico e Rosqueável	12 semanas	Longitudinal	Radiografias, Contra-torque, histomorfometria e histomorfometria computadorizada	24
11	Gottlander & Albrektsson (1992)	Coelhos (9)	Usinada e HA-PS	Rosqueável	6 meses	Longitudinal	Histomorfometria	18
12	Gottlander <i>et al.</i> (1992)	Coelhos (9)	Usinada e HA-PS	Cilíndrico	6 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	18
13	Weinlaender <i>et al.</i> (1992)	Cães (7)	TiCP, TPS e HA-PS	Cilíndrico e Rosqueável	12 semanas	Longitudinal	Histomorfometria	21
14	Ettinger <i>et al.</i> (1993)	Cães (3)	TPS	Cilíndrico	12 semanas	Longitudinal e transversal	Microradiografia e Histomorfometria computadorizada	15

A – Modelo animal e quantidade. B – Tipos de superfície dos implantes. C – Formato dos implantes. D – Tempo de cicatrização. E – Direção dos cortes. F – Método de análise. G – Número de implantes. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 6 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS						
		A	B	C	D	E	F	G
15	Ericsson <i>et al.</i> (1994)	Cães (5)	Usinada e TPS	Rosqueável	4 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	20
16	Matsui <i>et al.</i> (1994)	Cães (8)	Usinada e HA-PS	Rosqueável	2 semanas, 1, 3 e 6 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	*
17	Steffik <i>et al.</i> (1994)	Cães (18)	Cerâmicos e TiCP	Rosqueável, cilíndrico e lâmina	5, 11 e 17 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	72
18	Dattilo <i>et al.</i> (1995)	Humano (1)	HA-PS	Cilíndrico	32 semanas	Longitudinal	Histomorfometria	4
19	Johansson & Morberg (1995a)	Coelhos (10)	Usinada	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	10
20	Johansson & Morberg (1995b)	Coelhos (10)	Usinada	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria	10
21	Wennerberg <i>et al.</i> (1995)	Coelhos (10)	Usinada, jateada com TiO ₂ (25 µm) e jateada com Al ₂ O ₃ (75 µm)	Rosqueável	12 semanas	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria computadorizada	60
22	Huré <i>et al.</i> (1996)	Ovelhas (2)	Usinada e SLA	Rosqueável	6 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	10
23	Steffik <i>et al.</i> (1996)	Cães (30)	Cerâmicos e TiCP	Rosqueável, cilíndrico e lâmina	5, 11, 17, 23 e 29 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	120
24	Carr <i>et al.</i> (1997)	Macacos (6)	TiCP, Ti ₆ Al ₄ V e HA-PS	Rosqueável	3 meses	Transversal	Histomorfometria computadorizada	36
25	Caulier <i>et al.</i> (1997)	Cabras (16)	HA-PS, FA-PS, HA-PS (tratamento térmico) e usinada	Rosqueável	4 meses	Longitudinal	Histologia e histomorfometria	64
26	Pebé <i>et al.</i> (1997)	Cães (5)	Usinada, jateada (Al ₂ O ₃) e SLA	Rosqueável	9 meses	Longitudinal	Contra-torque, tração e histomorfometria	30
27	Wennerberg <i>et al.</i> (1997)	Coelhos (11)	Usinada e jateada (Al ₂ O ₃)	Rosqueável	12 meses	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria	66
28	Piatelli <i>et al.</i> (1998a)	Coelhos (45)	Usinada e jateada (Al ₂ O ₃)	Rosqueável	1, 2, 3, 4 e 8 semanas	Longitudinal	Histomorfometria	90

A – Modelo animal e quantidade. B – Tipos de superfície dos implantes. C – Formato dos implantes. D - Tempo de cicatrização. E - Direção dos cortes.

F - Método de análise. G – Número de implantes. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 6 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS						
		A	B	C	D	E	F	G
29	Piattelli <i>et al.</i> (1998c)	Humanos (*)	Usinada e HA-PS	Rosqueável, cilíndrico e lâmina	4,5 anos em média	Longitudinal	Histomorfometria	230
30	Vercaigne <i>et al.</i> (1998)	Cabras (10)	Usinada, TPS e HA-PS	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria	40
31	Chappard <i>et al.</i> (1999)	Ovelhas (6)	TiCP usinada e descarga de radiofrequência em meio gasoso	Rosqueável	3 e 6 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	48
32	Iamoni <i>et al.</i> (1999)	Humanos (4)	HA-PS e TiCP	Rosqueável	1, 3, 6 e 12 meses	Longitudinal	Histomorfometria	8
33	Karabuda <i>et al.</i> (1999)	Cães (2)	TPS e HA-PS	Rosqueável	8 semanas	Longitudinal	Histomorfometria	8
34	Vidigal <i>et al.</i> (1999)	Coelhos (4)	HA-PS e usinada (diferentes marcas)	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	20
35	Trisi <i>et al.</i> (1999)	Humanos (6)	Usinada e jateada (Al ₂ O ₃)	Cônico rosqueável	3, 6 e 12 meses	Longitudinal	Histomorfometria	12
36	Wiggianto <i>et al.</i> (1999)	Coelhos (16)	Usinada e HA sinterizada	Rosqueável	2, 4, 6 e 8 semanas	Longitudinal	Reconstrução 3D	32
37	Carr <i>et al.</i> (2000)	Macacos (4)	TiCP, Ti ₆ Al ₄ V e TPS	Rosqueável	6 meses	Transversal	Histomorfometria computadorizada	24
38	Cordioli <i>et al.</i> (2000)	Coelhos (12)	Usinada, TPS (10-60 µm), TPS (50-70 µm) e ataque ácido	Rosqueável	5 semanas	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria computadorizada	48
39	Ichikawa <i>et al.</i> (2000)	Coelhos (18)	Usinada e HA sinterizada	Rosqueável	2, 4 e 8 semanas	Longitudinal	Reconstrução 3D	36
40	McMillan <i>et al.</i> (2000)	Cães (5)	Usinada	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	30
41	Nociti Jr. <i>et al.</i> (2000)	Cães (6)	TiCP atacada por ácido	Rosqueável	3 e 8 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	12

A – Modelo animal e quantidade. B – Tipos de superfície dos implantes. C – Formato dos implantes. D – Tempo de cicatrização. E – Direção dos cortes. F – Método de análise. G – Número de implantes. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 6 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS						
		A	B	C	D	E	F	G
42	Proussaefs <i>et al.</i> (2000)	Humano (1)	HA-PS	Rosqueável	7 anos	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	2
43	Strnad <i>et al.</i> (2000)	Cães (2)	HA-PS e Jateada (Al ₂ O ₃)	Cilíndrico	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	12
44	Carr <i>et al.</i> (2001)	Macacos (9)	TiCP e Ti ₆ Al ₄ V	Rosqueável	3 e 6 meses	Transversal	Histomorfometria computadorizada	37
45	Pauw <i>et al.</i> (2002)	Cães (5)	TiCP	Rosqueável	16 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	27
46	Hayakawa <i>et al.</i> (2002)	Humanos (2)	TPS e SLA	Rosqueável	6 meses e 5 anos	Longitudinal	Microradiografia e Histomorfometria computadorizada	2
47	McCraken <i>et al.</i> (2002)	Macacos (36)	TiCP	Rosqueável e lâmina	27 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	48
48	Nkenke <i>et al.</i> (2002)	Coelhos (52)	TPS	Rosqueável	2, 4 e 8 semanas	Transversal (1/3 médio)	Microscopia de fluorescência e histomorfometria computadorizada	104
49	Novaes Jr. <i>et al.</i> (2002)	Cães (5)	Usinada, HA-PS, SBM e TPS	Rosqueável	12 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	40
50	Fini <i>et al.</i> (2003)	Ovelhas (8)	Usinada e FHA-PS	Rosqueável	12 semanas	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria computadorizada	96
51	Giavaresi <i>et al.</i> (2003a)	Ovelhas (8)	Usinada, ataque ácido e HA-PS	Rosqueável	8 e 10 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	*
52	Giavaresi <i>et al.</i> (2003b)	Ovelhas (8)	Usinada, ataque ácido, HA-PS, anodizada	Rosqueável	8 e 12 semanas	Longitudinal	Tração e histomorfometria computadorizada	64
53	Ivanoff <i>et al.</i> (2003)	Humanos (20)	Usinada e oxidação anódina	Rosqueável	14 e 26 semanas em média	Longitudinal	Histomorfometria	40
54	Kim <i>et al.</i> (2003)	Coelhos (12)	Jateada (Al ₂ O ₃) e jateada + oxidação	Rosqueável	1 e 3 meses	Longitudinal	Histomorfometria	48

A – Modelo animal e quantidade. B – Tipos de superfície dos implantes. C – Formato dos implantes. D – Tempo de cicatrização. E – Direção dos cortes.

F – Método de análise. G – Número de implantes. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 6 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS						
		A	B	C	D	E	F	G
55	Nkenke <i>et al.</i> (2003)	Humanos (3)	*	Rosqueável	*	Longitudinal	Periotest ^{®1} , Osstell ^{®2} e histomorfometria computadorizada	48
56	Novaes Jr. <i>et al.</i> (2003)	Cães (5)	SLA	Rosqueável	12 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	40
57	Ong <i>et al.</i> (2003)	Cães (10)	Usinada, TPS e HA-PS	Rosqueável	12 e 68 semanas	Longitudinal	Tração e histomorfometria computadorizada	50
58	Romanos <i>et al.</i> (2003)	Primatas (9)	Jateada (Al ₂ O ₃)	Rosqueável	3 e 6 meses	Longitudinal	Histomorfometria	48
59	Weng <i>et al.</i> (2003)	Cães (5)	Usinada e duplo ataque ácido	Rosqueável	4 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	20
60	Zechner <i>et al.</i> (2003)	Suíños (12)	Usinada, HA-PS e anodizada	Rosqueável	3, 6 e 12 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	72
61	Brito (2004)	Coelhos (5)	HA-PS	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	5
62	Giavaresi <i>et al.</i> (2004)	Coelhos (8)	Usinada e deposição de vapor metálico de Ti O ₂	Cilíndrico	4 e 12 semanas	Longitudinal e transversal	Histomorfometria computadorizada	16
63	Rohner <i>et al.</i> (2004)	Suíno (6)	SLA	Rosqueável	3, 6 e 12 semanas	Longitudinal	Contra-torque e histomorfometria computadorizada	108
64	Veis <i>et al.</i> (2004)	Cães (2)	Usinada e ataque ácido	Rosqueável	5 meses (sem sacrifício dos animais)	Longitudinal	Histomorfometria	22
65	Almeida <i>et al.</i> (2005)	Coelhos (10)	Usinada e deposição de HA (eletroforese)	Rosqueável	8 e 12 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	16
66	Degidi <i>et al.</i> (2005)	Humanos (12)	*	Rosqueável	6 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	12

A – Modelo animal e quantidade. B – Tipos de superfície dos implantes. C – Formato dos implantes. D – Tempo de cicatrização. E – Direção dos cortes. F – Método de análise. G – Número de implantes. * Parâmetro não informado pelos autores.

¹ Siemens – Bensheim - Germany

² Osstell Integration Diagnostics – Gothenburg - Sweden

Quadro 6 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS						
		A	B	C	D	E	F	G
67	Huang <i>et al.</i> (2005)	Macacos (8)	Ataque ácido	Rosqueável	16 semanas	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	*
68	Park <i>et al.</i> (2005)	Coelhos (12)	Jateada (Al ₂ O ₃)	Rosqueável	3 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada e microtomografia por Raios-X	48
69	Pretorius <i>et al.</i> (2005)	Macacos (10)	Usinada e HA-PS	Rosqueável	3, 6, 9, 12 e 18 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	12
70	Trisi <i>et al.</i> (2005)	Humanos (1)	HA-PS	Cilíndrico	10 anos	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	2
71	Watzak <i>et al.</i> (2005)	Macacos (9)	Usinada, SLA e TPS	Rosqueável e Cilíndrico	26 meses	Longitudinal	Histomorfometria computadorizada	27

A – Modelo animal e quantidade. B – Tipos de superfície dos implantes. C – Formato dos implantes. D – Tempo de cicatrização. E – Direção dos cortes.

F – Método de análise. G – Número de implantes. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 7 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS					
		H	I	J	K	L	M
1	Block <i>et al.</i> (1987)	Sem carga	Maxila e mandíbula	*	MO (40X)	Toda a superfície	4
2	Cook <i>et al.</i> (1987)	Sem carga	Fêmur	100 µm	MO (100X)	Toda a superfície	*
3	Johansson & Albrektsson (1987)	Sem carga	Tíbia	*	MO (*X)	Toda a superfície	*
4	Linder (1989)	Sem carga	Tíbia	1 a 2 µm	MO (25, 150, 325, 550X)	Toda a superfície	3
5	Buser <i>et al.</i> (1991)	Sem carga	Tíbia e fêmur	80 e 500 µm	MO (100X)	Toda a circunferência	0
6	Gottfredsen <i>et al.</i> (1991)	Sem carga	Mandíbula	*	MO (200X)	Toda a superfície	0
7	Gottlander <i>et al.</i> (1991)	Sem carga	Tíbia	10 µm	MO (*X)	3 melhores rosas consecutivas	12
8	Johansson & Albrektsson (1991)	Sem carga	Tíbia e fêmur	*	MO (*X)	3 melhores rosas consecutivas	*
9	Johansson <i>et al.</i> (1991)	Sem carga	Tíbia	*	MO (25X)	3 melhores rosas consecutivas	0
10	Gottfredsen <i>et al.</i> (1992)	Sem carga	Mandíbula	*	MO (50X)	Toda a superfície	0
11	Gottlander <i>et al.</i> (1992)	Sem carga	Fêmur	10 µm	MO (10 e 25X)	Toda a superfície	6
12	Gottlander & Albrektsson (1992)	Sem carga	Tíbia	10 µm	MO (*X)	3 melhores rosas consecutivas	6
13	Weinlaender <i>et al.</i> (1992)	Sem carga	Mandíbula	50 – 70 µm	MO (60X)	Toda a superfície	0
14	Ettinger <i>et al.</i> (1993)	Sem carga	Mandíbula	25, 50 e 100 µm	MO (4X)	Toda a superfície	*
15	Ericsson <i>et al.</i> (1994)	Sem carga	Maxila	10 µm	MO (100X)	3 melhores rosas consecutivas	1
16	Matsui <i>et al.</i> (1994)	Sem carga	Mandíbula	15 µm	MO (*X)	Toda a superfície	*
17	Steflik <i>et al.</i> (1994)	6 e 12 meses	Mandíbula	80 – 100 µm	MO (35 e 70X) MEV (*X)	Toda a superfície	9
18	Dattilo <i>et al.</i> (1995)	Sem carga	Mandíbula	30 µm	MO (*X)	Toda a superfície	*

H – Tempo de carga. I – Local de instalação dos implantes. J – Espessura dos cortes. K – Técnica de microscopia e magnificação. L - Região avaliada dos implantes. M - Número de implantes perdidos. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 7 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS					
		H	I	J	K	L	M
19	Johansson & Morberg (1995a)	Sem carga	Tíbia	10 µm	MO (25X)	3 melhores rosas consecutivas	0
20	Johansson & Morberg (1995b)	Sem carga	Tíbia	10, 30, 50 e 100 µm	MO (25X)	3 melhores rosas consecutivas	0
21	Wennerberg <i>et al.</i> (1995)	Sem carga	Tíbia e fêmur	10 µm	MO (10X)	3 melhores rosas consecutivas	*
22	Huré <i>et al.</i> (1996)	Sem carga	Tíbia	10 µm	MO (*X) MEV (*X)	Toda a superfície	0
23	Steflik <i>et al.</i> (1996)	6, 12, 18 e 24 meses	Mandíbula	> 150 µm	MO (*X) MEV (20X)	Toda a superfície	12
24	Carr <i>et al.</i> (1997)	Sem carga	Maxila e mandíbula	40 e 100 µm	MO (*X)	Toda a superfície	0
25	Caulier <i>et al.</i> (1997)	Sem carga	Maxila	10 µm	MO (25 e 40X)	1/3 médio	16
26	Pebé <i>et al.</i> (1997)	4 meses	Mandíbula	25 µm	MO (40X)	Toda a superfície	2
27	Wennerberg <i>et al.</i> (1997)	Sem carga	Tíbia e fêmur	10 µm	MO (100X)	3 melhores rosas consecutivas	12
28	Piatelli <i>et al.</i> (1998a)	Sem carga	Fêmur	30 µm	MO (200X)	Toda a superfície	12
29	Piatelli <i>et al.</i> (1998c)	4,5 anos em média	Mandíbula e maxila	30 µm	MO (20 e 50X)	Toda a superfície	*
30	Vercaigne <i>et al.</i> (1998)	Sem carga	Maxila	10 µm	MO (70X)	Toda a superfície	5
31	Chappard <i>et al.</i> (1999)	Sem carga	Fêmur	20 µm	MO (100X)	3 melhores rosas consecutivas	*
32	Iamoni <i>et al.</i> (1999)	Sem carga	Mandíbula	30 µm	MO (10X)	Toda a superfície	1
33	Karabuda <i>et al.</i> (1999)	Sem carga	Mandíbula	80, 100 e 150 µm	MO (100X)	Toda a superfície	1
34	Vidigal <i>et al.</i> (1999)	Sem carga	Tíbia	*	MO (200X)	3 melhores rosas consecutivas	*
35	Trisi <i>et al.</i> (1999)	Sem carga	Maxila e mandíbula	40-50 µm	MO (10X)	Toda a superfície	*
36	Wiggianto <i>et al.</i> (1999)	Sem carga	Tíbia	80 µm	MO (*X)	Toda a superfície	*

H – Tempo de carga. I – Local de instalação dos implantes. J – Espessura dos cortes. K – Técnica de microscopia e magnificação. L - Região avaliada dos implantes. M - Número de implantes perdidos. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 7 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS				
		H	I	J	K	L
37	Carr <i>et al.</i> (2000)	Sem carga	Maxila e mandíbula	40 µm	MO (*X)	Toda a circunferência
38	Cordioli <i>et al.</i> (2000)	Sem carga	Tíbia	30 µm	MO (10X)	Toda a superfície
39	Ichikawa <i>et al.</i> (2000)	Sem carga	Tíbia	80 µm	MO (*X)	Cortical e medular
40	McMillan <i>et al.</i> (2000)	Sem carga	Mandíbula	*	MO (*X)	Roscas linguais
41	Nociti Jr. <i>et al.</i> (2000)	Sem carga	Mandíbula	*	MO (*X)	4 primeiras roscas de cada lado
42	Proussaefs <i>et al.</i> (2000)	7 anos	Maxila	50 µm	MO (10X)	Toda a superfície
43	Strnad <i>et al.</i> (2000)	Sem carga	Tíbia	5 – 10 µm	MO (100, 200 e 320X)	Toda a superfície
44	Carr <i>et al.</i> (2001)	Sem carga	Maxila e mandíbula	40 µm	MO (*X)	Toda a circunferência
45	Pauw <i>et al.</i> (2002)	8 semanas	Arco zigomático	10 µm	MO (100X)	Todas as roscas
46	Hayakawa <i>et al.</i> (2002)	6 meses e 5 anos	Maxila e mandíbula	50 µm	MO (65X)	Todas as roscas
47	McCraken <i>et al.</i> (2002)	2 anos	Mandíbula	40 µm	MO (100X)	Toda a superfície
48	Novaes Jr. <i>et al.</i> (2002)	Sem carga	Mandíbula	50 µm	MO (100X)	1/3 médio
49	Nkenke <i>et al.</i> (2002)	Sem carga	Fêmur	50 µm e 20-30 µm	MO (20X)	1/3 médio
50	Fini <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Tíbia	20-30 µm	MO (40X)	Toda a superfície
51	Giavaresi <i>et al.</i> (2003a)	3 meses	Fêmur	60 µm	MO (4X)	3 melhores roscas consecutivas
52	Giavaresi <i>et al.</i> (2003b)	Sem carga	Fêmur	60 µm	MO (4X)	Todas as roscas
53	Ivanoff <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Maxila e mandíbula	10 µm	MO (10X)	Toda a superfície
54	Kim <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Tíbia	10 µm	MO (100X)	3 melhores roscas consecutivas
55	Nkenke <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Maxila e mandíbula	30 µm	Câmera de vídeo (12,5X)	Toda a superfície

H – Tempo de carga. I – Local de instalação dos implantes. J – Espessura dos cortes. K – Técnica de microscopia e magnificação. L - Região avaliada dos implantes. M - Número de implantes perdidos. * Parâmetro não informado pelos autores.

Quadro 7 - Estudos histomorfométricos em diferentes modelos.

AUTORES		PARÂMETROS					
		H	I	J	K	L	M
56	Novaes <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Mandíbula	*	MO (50X)	1/3 médio	8
57	Ong <i>et al.</i> (2003)	52 semanas	Mandíbula	*	MO (25X)	Toda a superfície	*
58	Romanos <i>et al.</i> (2003)	3 meses	Mandíbula	10 µm	MO (2,5; 6,5 e 50X)	Toda a superfície	0
59	Weng <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Mandíbula	30 µm	MO (*X)	Toda a superfície	0
60	Zechner <i>et al.</i> (2003)	Sem carga	Mandíbula	20 µm	MO (*X)	1/2 coronal	11
61	Brito (2004)	Sem carga	Tíbia	100 µm	MEV (100X)	3 melhoes roscas consecutivas	*
62	Giavaresi <i>et al.</i> (2004)	Sem carga	Fêmur	15µm (MO) 60 µm (MEV)	MO (1,5 e 2,5X) MEV	Toda a superfície	*
63	Rohner <i>et al.</i> (2004)	Sem carga	Crista ilíaca, fíbula e escápula	80 µm	MO (100X)	Toda a superfície	0
64	Veis <i>et al.</i> (2004)	Sem carga	Crista ilíaca	40 – 50 µm	MO (12,5; 25; 50 e 100X)	Todas as roscas	0
65	Almeida <i>et al.</i> (2005)	Sem carga	Tíbia	*	MEV (100X)	3 melhoes roscas consecutivas	4
66	Degidi <i>et al.</i> (2005)	6 meses	Mandíbula	30 µm	MO (20, 40, 100 e 200X)	Toda a superfície	*
67	Huang <i>et al.</i> (2005)	Sem carga	Maxila	40 µm	MO (*X)	1/3 médio	0
68	Park <i>et al.</i> (2005)	Sem carga	Tíbia	30 µm	MO (25X)	Toda a superfície	0
69	Pretorius <i>et al.</i> (2005)	Sem carga	Mandíbula	60 µm	MO (100X)	Toda a superfície	*
70	Trisi <i>et al.</i> (2005)	10 anos	Mandíbula	40 µm	MO (*X)	Toda a superfície	*
71	Watzak <i>et al.</i> (2005)	18 meses	Mandíbula e maxila	20 µm	MO (*X)	8 mm coronais	0

H – Tempo de carga. I – Local de instalação dos implantes. J – Espessura dos cortes. K – Técnica de microscopia e magnificação. L – Região avaliada dos implantes. M - Número de implantes perdidos. * Parâmetro não informado pelos autores.

7 CONCLUSÃO

Levando em consideração as limitações do presente estudo, podemos concluir que: os espécimes examinados histomorfometricamente não apresentaram diferenças estatisticamente significantes no percentual de osseointegração quando comparados os cortes longitudinais e transversais, portanto, no presente estudo, a direção dos cortes não influenciou o percentual de contato entre osso e implante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
2. Albrektsson T. Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; 56(11): 1303-11.
3. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for insuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Ortho Scand* 1981; 52: 155-170.
4. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson et al. A swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988; 58: 287-296.
5. Albrektsson T, Eriksson AR, Friberg B, Lekholm U, Lindahl L, Nevins M et al. Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater* 1993; 12(1): 1-9.
6. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001; 10 (suppl 2): S96-S101.
7. Albrektsson T, Sennerby L. Direct bone anchorage of oral implants, clinical and experimental considerations on the concept of osseointegration. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 30-41.
8. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol* 1991; 18: 474-481.
9. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6(2): 95-105.
10. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington, P. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 1-31.
11. Almeida CC, Sena LA, Pinto M, Muller CA, Lima, JHC, Soares GA. In vivo characterization of titanium implants coated with synthetic hydroxyapatite by electrophoresis. *Braz Dent J* 2005; 16(1): 75-81.
12. Andrade MC. Nucleação e crescimento de hidroxiapatita em titânio [tese]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1997.
13. Andrade MC, Filgueiras MRT, Ogasawara T. Hydrothermal nucleation of hydroxyapatite on titanium surface. *J Eur Cer Soc* 2002; 22: 505-510.

¹ De acordo com a quinta edição das normas do Grupo de Vancouver de 1997 e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

14. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clin Oral Implant Res* 2003; 14: 251-262.
15. Block MS. Advantages and disadvantages of hydroxyapatite-coated implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 1991; 3: 835.
16. Block MS, Kent JN, Kay JF. Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 1987; 45: 601-607.
17. Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410.
18. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, USA: Quintessence Publishing Co Inc; 1985.
19. Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 11 (suppl 16): 1-132.
20. Brito OFG. Análise da interface osso-implantes revestidos por hidroxiapatita instalados em tíbias de coelhos: uma comparação entre uma e sete secções. [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade do Grande Rio; 2004.
21. Brogniez V, D'Hoore W, Grégoire V, Munting E, Reyhler H. Implants placed in a irradiated dog mandible: a morphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 511-518.
22. Brunski JB, Puelo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15 (1): 15-46.
23. Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25: 889-902.
24. Cao T, Shirota T, Yamazaki M, Ohno K, Michi K. Bone mineral density in mandibles of ovariectomized rabbits. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 604-608.
25. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Quantitative histomorphometric description of implant anchorage for three types of dental implants following 3 months of healing in baboons. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 777-784.
26. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 785-791.

27. Carr AB, Larsen PE, Gerard DA. Histomorphometric comparison of implant anchorage for two types of dental implants after 3 and 6 months' healing in baboon jaws. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 276-280.
28. Caulier H, van der Waerden JPCM, Wolke JGC, Kalk W, Naert I, Jansen JA. A histological and histomorphometrical evaluation of the application of screw-designed calciumphosphate (Ca-P)-coated implants in the cancellous maxillary bone of the goat. *J Biomed Mater Res* 1997; 35(1): 19-30.
29. Chappard D, Aguado E, Huré G, Grizon F, Baslé M-F. The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3- and 6-month study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 189-196.
30. Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 1999; 70(12): 1523-1539.
31. Compston JE, Vedi S, Stellon AJ. Inter-observer and intra-observer variation in bone histomorphometry. *Calcif Tissue Int* 1986; 38: 67-70.
32. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(1): 15-22.
33. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15 (5): 668-674.
34. Dattilo DJ, Misch CM, Arena S. Interface analysis of hydroxyapatite-coated implants in a human vascularized iliac bone graft. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(4): 405-409.
35. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 391-401.
36. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol* 2003; 29(1): 13-18.
37. Degidi M, Scarano A, Iezzi G. Histologic and histomorphometric analysis of an immediately loaded implant retrieved from man after 14 months of loading. *J Long Term Eff Med Implants* 2005 a; 15(5): 489-98.
38. Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Perrotti V, Piattelli A. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. *J Oral Implantol* 2005 b; 31(1): 18-24.
39. Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2004.

40. Ducheyne P, McGuckin Jr JF. Composite bioactive ceramic-metal materials. In: Yamamuro T, Hench LL, Wilson J editors. Handbook of bioactive ceramics. Florida: CRC
41. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. Clin Oral Implants Res 1994; 5(4): 202-206.
42. Ettinger RL, Spivey JD, Han D-H, Koorbusch G. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: A pilot study in dogs Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 420-427.
43. Fini M, Savarino L, Nicoli Aldini N, Martini L, Giavaresi G, Rizzi G et al. Biomechanical and histomorphometric investigations on two morphologically differing titanium surfaces with and without fluorohydroxyapatite coating: an experimental study in sheep tibiae. Biomaterials 2003; 24(19): 3183-92.
44. Giavaresi G, Ambrosio L, Battiston GA, Casellato U, Gebasi R, Finia M et al. Histomorphometric, ultrastructural and microhardness evaluation of the osseointegration of a nonostructured titanium oxide coating by metal-organic chemical vapour deposition: an in vivo study. Biomaterials 2004; 25: 5583-5591.
45. Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G, Rimondini L et al. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. J Biomed Mater Res 2003a; 67(1): 112-20.
46. Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G, Rimondini L et al. Histomorphometric and microhardness assessments of sheep cortical bone surrounding titanium implants with different surface treatments. Biomaterials 2003b; 24(9): 1583-1594.
47. Gotfredsen K, Nimb L, Hjørting-Hansen E, Jensen JS, Hólmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res 1992; 3(2): 77-84.
48. Gotfredsen K, Rostrup E, Hjørting-Hansen E, Stoltze K, Budtz-Jørgensen E. Histological and histomorphometrical evaluation of tissue reactions adjacent to endosteal implants in monkeys. Clin Oral Impl Res 1991; 2(1): 30-7.
49. Gottandler M, Albrektsson T. Histomorphometric studies of hydroxyapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 399-404.
50. Gottandler M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxylapatite-coated and uncoated titanium implants: the importance of the implant design. Clin Oral Impl Res 1992; 3:71-76.

51. Gottander M, Albrektsson T, Carlsson LV. A histomorphometric study of unthreaded hydroxylapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:485-490.
52. Groot K. Calcium phosphate coatings: alternatives to plasma spray. *Bioceramics* 1998; 11: 41-43.
53. Hayakama T, Kiba H, Yasuda S, Yamamoto H, Remoto K. A histologic and histomorphometric evaluation of two types of retrieved human titanium implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22(2): 164-71.
54. Hench LL, Wilson J. An introduction to bioceramics. Chapter 1, Singapore, World Scientific.
55. Huang Y-H, Xiropaidis AV, Sorensen RG, Albandar JM, Hall J, Wiskesjö. Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite™) oral implants in type IV bone. *Clin Oral Implants Research* 2004; 16: 105-111.
56. Huré G, Donath K, Lesourd M, Chappard D, Baslé M-F. Does titanium surface treatment influence the bone-implant interface? SEM and histomorphometry in a 6-month sheep study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(4): 506-11.
57. Iamoni F, Rasperini G, Trisi P, Simion M. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 729-735.
58. Ichikawa T, Hanawa T, Ukai H, Murakami K. Three-dimensional bone response to commercially pure titanium, hydroxyapatite, and calcium-ion-mixing titanium in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 231-238.
59. Ivanoff C-J, Widmark G, Johansson C, Wennerberg A. Histologic evaluation of bone response to oxidized and turned titanium micro-implants in the human jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 341-348.
60. Jeffcoat MK, McGlumphy EA, Reddy MS, Geurs NC, Proskin HM. A comparison of hydroxyapatite (HA) –coated threaded, HA-coated cylindrical, and titanium threaded endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 406-410.
61. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary report study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 211-217.
62. Johansson CB, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(2): 69-75.
63. Johansson CB, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2(1): 24-29.

64. Johansson CB, Lausmaa J, Hansson H-A. Ultrastructural differences of the interface zone between bone and Ti₆Al₄V or commercially pure titanium. *J Biomed Eng* 1989; 11(1): 3-8.
65. Johansson CB, Morberg P. Cutting directions of bone with biomaterials in situ does influence the outcome of histomorphometrical quantifications. *Biomaterials* 1995 a; 16: 1037-1039.
66. Johansson CB, Morberg P. Importance of ground section thickness for reliable histomorphometrical results. *Biomaterials* 1995 b; 16: 91-95.
67. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium[®] implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; (11) 6: 437-441.
68. Kasemo B, Lausmaa J. Surface science aspects on inorganic biomaterials. *Crit Rev Biocompat* 1986; 2 (4): 335-380.
69. Karabuda C, Sandalli P, Yalcin S, Steflik DE, Parr GR. Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hydroxyapatite-coated and titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 510-515.
70. Kim Y-H, Koak J-Y, Chang I-T, Wennerberg A, Heo S-J. A histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(3): 349-356.
71. Kokubo T, Miyaii F, Kim H-M. Spontaneous formation of bonelike apatite layer on chemically treated titanium metals. *J Amer Ceram Soc* 1996; 79(4): 1127-1129.
72. Lacefield WR. Materials characteristics of uncoated/ceramic-coated implant materials. *Adv Dent Res* 1999; 13: 21-26.
73. Leitão E, Barbosa MA, de Groot K. In vitro testing of surface-modified biomaterials. *J Mater Sci Mater Med* 1998; 9: 543-548.
74. Linder L. Osseointegration of metallic implants I) Light microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand* 1989; 2 (Apr): 129-134.
75. Linkow LI, Glassman PE, Asnis ST. Macroscopic and microscopic studies of endosteal blade-vent implant (six months study). *Oral Implantol* 1973; 3: 281-309.
76. Matsui Y, Ohno K, Michi K, Yamagata K. Experimental study of high-velocity flame-sprayed hydroxyapatite-coated and noncoated titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(4): 397-404.
77. McCracken M, Lemons JE, Jeffcoat M, Koth DL, Fritz ME. Histomorphological evaluation of loaded plate-form and root-form implants in *Macaca mulatta* monkeys. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(2): 214-220.

78. McMillan PJ, Kim J, Garrett S, Crigger M. Evaluation of bone-implant integration: efficiency and precision of 3 methods. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 631-638.
79. McMillan PJ, Riggs ML, Bogle GC, Crigger M. Variables that influence the relationship between osseointegration and bone adjacent to an implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 654–661.
80. Morris HF, Ochi S. Hydroxyapatite-coated implants: a case for their use. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; 56(11): 1303-1311.
81. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Impl Res* 2003; 14(5): 601-609.
82. Nkenke E, Kloss F, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Radespiel-Tröger M, Loos K et al. Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique. *Clin. Oral Impl Res* 2002; 13: 595–602.
83. Nociti Jr FH, Stefani CM, Machado MAN, Sallun EA, Toledo S, Sallun AW. Histometric evaluation of bone regeneration around immediate implants partially in contact with bone: a pilot study in dogs. *Implant Dent* 2000; 9(4): 321-328.
84. Novaes Jr AB, Marcaccini AM, Souza SLS, Taba Jr M, Grisi MFM. Immediate placement of implants into periodontally infected sites in dogs: a histomorphometric study of bone-implant contact. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 391-398.
85. Novaes Jr, AB, Souza SLS, de Oliveira PT, Souza AMMS. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(3): 377-383.
86. Ong JL, Carnes DL, Bessho K. Evaluation of titanium plasma-sprayed and plasma-sprayed hydroxyapatite implants in vivo. *Biomaterials* 2004; 25(19): 4601-6.
87. Park Y-S, Yi K-Y, Lee I-S, Jung Y-C. Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16: 156–160.
88. Pauw GAM, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometric analysis of heavily loaded and non-loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 405–412.
89. Pebé P, Bardot R, Trinidad J, Pesquera A, Lucente J, Nishimura R et al. Countertorque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study. *Implant Dent* 1997; 6(4): 259-265.

90. Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piattelli M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998a; 13: 805-810.
91. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Vaia E, Matarasso S. Hollow implants retrieved for fracture: a light and scanning electron microscope analysis of 4 cases. *J Periodontol* 1998b; 69(2): 185-189.
92. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M. Histologic observations on 230 retrieved dental implants: 8 years` experience (1989 – 1996). *J Periodontol* 1998c; 69(2): 178-184.
93. Pretorius JA, Melsen B, Nel JC, Germishuys PJ. A histomorphometric evaluation of factors influencing the healing of bony defects surrounding implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 387-398.
94. Proussaefs PT, Tatakis DN, Lozada J, Caplanis N, Rohrer MD. Histologic evaluation of hidroxyapatite-coated root-form implants retrieved after 7 years in function: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(3): 438-443.
95. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 425-431.
96. Rebollal J, Cardoso ES, Vidigal Jr GM. Fatores locais que determinam o fenótipo gengival ao redor de implantes dentários: revisão de literatura. *Implant News* 2006; 3(2): 155-160.
97. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history – Part 1. *Compend Contin Educ Dent* 1995a; 16: 1060-1069.
98. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history – Part 2. *Compend Contin Educ Dent* 1995b; 16: 1132-1142.
99. Rohner D, Tay A, Chung SM, Hutmacher DW. Interface of unloaded titanium implants in the iliac crest, fibula, and scapula: A histomorphometric and biomechanical study in the pig. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1): 52-58.
100. Romanos GE, Testori T, Degidi M, Piattelli A. Histologic and histomorphometric findings from retrieved, immediately occlusally loaded implants in humans. *J Periodontol* 2005; 76(11): 1823-1832.
101. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig G-H. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Periodontol* 2003; 74(10): 1483-1490.

102. Segundo AS, Bosco AF, Soubhia AMP, Jardim-Júnior EG, Furlaneto FC, Messora MR et al. Histomorfometria de periodontite induzida em ratos: uma comparação dos planos de cortes histológicos. 23ª Reunião Anual da sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica; 2006 Set 4 – 6; Atibaia, Brasil.
103. Sena LA, Andrade MC, Rossi AM, Soares GA. Hydroxyapatite deposition by electrophoresis on titanium sheets with different surface treatment. *J Biomed Mater Res* 2002; 60: 1-7.
104. Sennerby L, Thomson P, Ericsson L. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 62 –71.
105. Silva, MHP. Recobrimento de titânio com hidroxiapatita: desenvolvimento do processo de deposição eletrolítica e caracterização biológica em vitro [tese]. Rio de Janeiro (RJ): Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2002.
106. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosth Dent* 1989; 62 (5): 567-572.
107. Soballe K, Overgaard S, Hansen ES. A review of ceramic coatings for implant fixation. *J Long Term Eff Med Implants* 1999; 9(1-2): 131-51.
108. Stefflik DE, Lake FT, Sisk AL, Parr GR, Hanes PJ, Davis HC et al. A comparative investigation in dogs: 2-year morphometric results of the dental implant-bone interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(1): 15-25.
109. Stefflik DE, Parr GR, Sisk AL, Lake FT, Hanes PJ. Histomorphometry of the dental implant-bone interface: one-year results of a comparative investigation in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 501-512.
110. Strnad Z, Strnad J, Povysil C, Urban K. Effect of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on the osteoconductivity of commercially pure titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 483-490.
111. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 675-690.
112. Suchanek W, Yoshimura M. Processing and properties of hidroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. *J Mater Res* 1998; 13 (1): 94-117.
113. Trisi P, Keith DJ, Rocco S. Human histologic and histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated implants after 10 years of function: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 124 –130.
114. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol* 2003; 74(7): 945-56.

115. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 689-698.
116. van Steenberghe D, Bolender C, Henry P, Higuchi K, Linden U. 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.
117. van Steenberghe D, Quirynen M, Calberson L, Demanet M. A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive intra-oral fixtures modum Brånemark in the rehabilitation of edentulism. *J Head & Neck Pathol* 1987; 6: 53-58.
118. Veis AA, Trisi P, Papadimitriou S, Tsirlis AT, Parissis NA, Desiris AK et al. Osseointegration of Osseotite® and machined titanium implants in autogenous bone graft. A histologic and histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(1): 54-61.
119. Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(4): 261-71.
120. Vidigal Jr. GM. Avaliação histológica e histomorfométrica da interface implante-osso de implantes imediatos instalados em sítios sadios e em sítios infectados na mandíbula de cães [tese]. Rio de Janeiro: Universidade Gama Filho; 1996.
121. Vidigal Jr GM. Caracterização dos tecidos ósseos sadios e osteoporóticos aos implantes de titânio e implantes recobertos com hidroxiapatita [tese]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2002.
122. Vidigal Jr. GM, Aragones LCA, Campos Jr. A, Groisman M. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. *Implant Dent* 1999; 8: 295-302.
123. Vidigal Jr. GM, Groisman M. Osseointegração X Biointegração: uma análise crítica. *Rev Bras Odont* 1997; 54(4): 218-224.
124. Voloch AH, Volchan E, Lanfredi R. Protocolo de uso e cuidados com animais. Informações gerais e instruções. In: comissão sobre o uso de animais de experimentação. Universidade Federal do Rio de Janeiro.
125. Watzak G, Zechner W, Ulm C, Tangl S, Tepper G, Watzek G. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 408-16.
126. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Breumer III J, Moy PK, Lewis S. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 491-496.

127. Weng D, Hoffmeyer M, Hürzeler MB, Richter E-J. Osseotite® vs. machined surface in poor bone quality. A study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 703-708.
128. Wennerberg A, Albrektsson T, Anderson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 622-633.
129. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Kroll JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 24 –30.
130. Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H, Krol JJ. An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng* 1992; 14: 412-418.
131. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of different surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 486 –494.
132. Wigianto R, Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Ishizuka H. Three-dimensional bone structure around hydroxyapatite and titanium implants in rabbits. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10: 219-225.
133. Winet H & Albrektsson T. Wound healing in bone chamber: neovascularization during transition from the repair to regenerative phase in the rabbit tibial cortex. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3 (2): 99-107.
134. Wolfensohn S, Las C, Ma LM. Handbook of laboratory animal management and welfare. Oxford: Oxford University Press; 1992.
135. Zechner W, Tangl S, Fürst G, Tepper G, Thams U, Mailath G et al. Osseous healing characteristics of three different implant types. A histologic and histomorphometric study in mini-pigs. *Clin Oral Impl Res* 2003; 14: 150-57.

ANEXO 1



Rio de Janeiro, 15 de janeiro de 2001



Prof.^a Doris Rosenthal
 Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho - CCS
 Ilha do Fundão - 21949-900 - RJ - Brasil
 Tel. : (021) 590.7147 - Fax : (021) 280.8193
 Email: doris@chagas.biof.ufrj.br

ANEXO 2

Protocolo cirúrgico para instalação de implantes

Antes do início do ato operatório, as coelhas receberam em cada perna, como anestesia local, Lidocaína 2% sem vasoconstrictor (Xylocaína[®])¹, 1ml via IM. Após a realização da tricotomia do local, foi feita uma incisão na pele e a elevação de um retalho em espessura total no plano subperiósteo, com excisão da fascia profunda, expondo a superfície óssea externa da tíbia no nível da borda mediana em sua porção mais superior. Utilizando-se um micromotor cirúrgico portátil com broca esférica para peça de mão nº 2 a 2.500 RPM e irrigação externa usando solução de cloreto de sódio 0,9%², foi feita a perfuração inicial da cortical óssea da metáfise proximal da tíbia. O preparo do leito receptor dos implantes foi feito utilizando-se seqüencialmente quatro brocas cirúrgicas com irrigação externa e interna (soro fisiológico) e com diâmetros progressivos. As brocas utilizadas foram: broca piloto com 2,0mm de diâmetro, broca com 2,7mm de diâmetro, broca com 3,25mm de diâmetro e, por fim, a broca formadora de rosca com 3,75mm de diâmetro.

Após o preparo do leito receptor, os implantes foram inseridos utilizando-se uma chave para rosqueamento manual. Os implantes somente foram removidos do invólucro protetor no momento da instalação e não foram tocados em nenhum momento. Durante o procedimento cirúrgico somente uma cortical foi preparada. Após a instalação do implante foi feita a instalação do parafuso de cobertura e, em seguida, o músculo foi suturado utilizando-se um fio de sutura absorvível do tipo Vicryl 4-0³, enquanto a pele foi suturada com fio de sutura de seda preta 4-0³. No pré-operatório os animais foram medicados, recebendo penicilina G benzatina

¹ Merrel Lepetit Farmacêutica e Industrial Ltda – Santo Amaro – SP.

² Darrow Laboratórios SA – Rio de Janeiro - RJ

³ Ethicon – Divisão Johnson & Johnson produtos profissionais – São José dos Campos - SP

(Benzetacil[®] pediátrico)⁴ na dose de 50.000 UI/kg peso, via IM e, no pós-cirúrgico, receberam dexametasona (Decadron[®])⁵ 0,5mg/kg peso, via IM. Os animais receberam também analgésico, dipirona (Novalgina[®])⁶, 40mg/kg/dia, via oral, durante 10 dias. Após a cirurgia, foi permitido aos animais alimentarem-se livremente e suportarem o próprio peso (GOTTLANDER *et al.*, 1992).

⁴ Fontoura

⁵ Prodrome Química e Farmacêutica Ltda

⁶ Hoechst do Brasil Química e Farmacêutica SA – São Paulo

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado **AVALIAÇÃO HISTOMORFOMÉTRICA DO PERCENTUAL DE OSSEOINTEGRAÇÃO AO REDOR DE IMPLANTES DE TITÂNIO RECOBERTOS DE HIDROXIAPATITA POR MEIO DE DOIS MÉTODOS DE SECCÃO HISTOLÓGICA** sob o protocolo n.º **016/2005**, do pesquisador **JULIO CESAR REBOLLAL RODRIGUEZ LOPEZ** sob a responsabilidade do **PROF. DR. GUARACILEI MACIEL VIDIGAL JR.** está de acordo com resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/1996 e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa. **21 de março de 2007**

We certify that the research project with title intitulado **AVALIAÇÃO HISTOMORFOMÉTRICA DO PERCENTUAL DE OSSEOINTEGRAÇÃO AO REDOR DE IMPLANTES DE TITÂNIO RECOBERTOS DE HIDROXIAPATITA POR MEIO DE DOIS MÉTODOS DE SECCÃO HISTOLÓGICA** Protocol n.º **016/2005**, by **JULIO CESAR REBOLLAL RODRIGUEZ LOPEZ** Responsibility of **PROF. DR. GUARACILEI MACIEL VIDIGAL JR.**

Is in agreement with the Resolution 196/96 of National Committee of Health/ Health Department (BR) and approved by the Ethical Committee in Research at Unigranrio.


Márcia Ribeiro Pedra Fixe de Souza
Secretária – CEP UNIGRANRIO


Prof. Dr. Darci Dusilek
Coordenador – CEP UNIGRANRIO

Brazil, 21 of march of 2007

Duque de Caxias, RJ,



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](#)